HANDICAP 2006

4ième Conférence

«*Nouvelles Technologies au service de l'homme*»

7 au 9 Juin 2006

Hôtel Mercure

Porte de Versailles Vaugirard

69 Boulevard Victor, 75015 Paris

HANDICAP 2006

4ième Conférence

«*Nouvelles Technologies au service de l'homme*»

7 au 9 Juin 2006

Hôtel Mercure

Porte de Versailles Vaugirard
69 Boulevard Victor, 75015 Paris

Organisée par L'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour Personnes Handicapées

http://www.lasc.univ-metz.fr/ifrath

http://lsc.univ-evry.fr/~handicap2006/

En hommage à Christian Bérard

Il pleure dans notre cœur… notre ami Christian Bérard est parti, en nous laissant tous un peu orphelins dans notre thématique, une thématique qu'il affectionnait, qu'il dominait et où il faisait autorité.

« Dans la vie » Christian Bérard était Maître de Conférences au département « Mesures Physique » de l'IUT Bordeaux I et chercheur au LAPS-Bordeaux. Il avait 49 ans, était marié et père de deux enfants.

Christian Bérard était un être exceptionnel dans notre communauté et l'IFRATH avait la chance de le compter parmi les membres de son Comité de Pilotage. Il apportait son expertise à quasiment toutes les réunions de l'IFRATH. Ingénieur (ENSERB-Bordeaux), docteur-ingénieur et tétraplégique, Christian savait très bien de quoi il parlait, autant sur le plan scientifique que sur celui du vécu. Bourreau de travail, il était toujours le premier à répondre aux sollicitations de notre communauté et son action était plus qu'appréciée.

Sur le terrain de la reconnaissance officielle du travail pour l'aide technique aux personnes handicapées réalisé au sein de l'IFRATH, il avait été l'artisan de la signature de la convention universités IFRATH par Bordeaux I.

La présence de Christian Bérard dans la lutte contre le handicap s'est exprimée à tous les niveaux et une liste exhaustive est difficile à établir compte tenu de la diversité des domaines qu'il a touchés. Nous dirons que, au-delà de l'aspect technique, Christian était un grand spécialiste du handicap. Nous avons eu l'occasion de voir ses travaux sur l'ergonomie des claviers ; il savait que tout homme doit communiquer, avec ses semblables et avec l'environnement. Pour se faire, il a besoin d'interfaces ; Christian pensait donc que la conception d'interfaces adaptées à telle ou telle déficience pouvait gommer, voire beaucoup atténuer, la situation de handicap et il ne ménageait pas son énergie dans cette approche.

Il s'était aussi investi dans le soutien et le reclassement des personnes handicapées, autant au niveau des composantes universitaires que des structures inclusives innovantes (entreprises notamment).

Il avait aussi compris que l'aspect « politique » était une étape incontournable et qu'on ne pouvait pas faire l'impasse sur les sources de financement si on voulait que le domaine évolue et donc remplisse sa fonction. Il était, bien sûr présent sur ce terrain.

Il y a deux ans, Christian nous avait présenté son travail, avec l'enthousiasme qui était le sien, et ses aspirations. Il avait estimé que, compte tenu de son âge, il était à la moitié de sa carrière. Le destin en a décidé autrement.

Christian, tu es parti, mais tu nous a laissé un message d'humilité et d'abnégation. Tu nous a montré que la finalité de notre action est tournée vers les populations concernées par le handicap même si cette approche globale, obligatoirement complexe, s'éloigne d'une vision monodisciplinaire peut-être plus académique. Merci, nous ne l'oublierons pas et nous ne t'oublierons pas non plus.

L'IFRATH

Le mot du Président

Après 2000, 2002, 2004, HANDICAP 2006 est la quatrième manifestation organisée sous l'égide de l'IFRATH. Le succès rencontré par les éditions précédentes en fait maintenant un lieu d'échange d'importance majeure pour notre communauté.

Cette édition marque toutefois un tournant important dans la politique de l'IFRATH, puisque nos efforts se sont portés sur les échanges avec d'autres communautés ou réseaux scientifiques nationaux caractérisés cette année par la participation importante de représentants de structures tels que l'INSERM, l'IFR 25, le CNRS, les universités ou encore les sociétés savantes IHM.

Je vous encourage donc à inscrire dans votre agenda le congrès de l'IFRATH de manière régulière afin d'affermir la position de notre structure dans l'échiquier des sociétés savantes.

Philippe Gorce
Président IFRATH

Avant-propos de l'organisation d'HANDICAP 2006

Bienvenue à HANDICAP 2006

C'est avec le plus grand plaisir que nous vous adressons ce « mot » de bienvenue à la 4ième Conférence Nationale HANDICAP 2006 : « *Nouvelles Technologies au service de l'homme* ».

Monsieur Philippe Bas, Ministre Délégué à la Sécurité Sociale, aux Personnes âgées, aux personnes handicapées et à la Famille a bien voulu accorder son haut patronage, et Monsieur Patrick Gohet, Délégué Interministériel aux Personnes Handicapées a bien voulu honorer l'allocution d'ouverture de notre Conférence.

Cette édition est soutenue et sponsorisée par le Ministère de la Santé et de la Protection Sociale, le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche, le CNRS, l'Association Française des Myopathies, l'ARIBa, la MAIF, la Fédération des Aveugles de France, l'Université Paris 6, l'Université d'Evry, l'Ecole Nationale d'Ingénieurs de Saint Etienne (ENISE), l'Institut de Recherche en Informatique de Toulouse (IRIT), l'Université Claude Bernard Lyon 1 (UCBL), le Chapitre EMB (Engineering in Medicine and Biology) de la Section Française de l'IEEE, la SFOP, la SFGBM et le Club EEA.
Nous les remercions tous pour leur confiance afin que cette manifestation scientifique ait lieu.

Durant cette conférence et pour la première fois une ouverture vers l'Europe a été initiée avec une table ronde qui accueille les personnalités de la CEE, divers représentants des pouvoirs publics, de la recherche et du développement : nous les remercions vivement pour leur participation.

Pour la deuxième fois le prix de l'IFRATH de la meilleure communication est attribué.

Cette conférence est dédiée à notre collègue et ami de toujours, Christian Bérard**,** qui nous a quitté trop tôt : merci Christian pour tout ce que tu nous as apporté et appris.

L'organisation d'une conférence n'est pas une tâche facile. Aussi, nous voudrions remercier tous ceux qui nous ont aidé à la mettre en œuvre, le comité d'organisation et le comité de programme, les amis et les collègues des sociétés savantes nationales et internationales.

Bienvenu**s** à tous à la conférence HANDICAP 2006

Président du Comité d'Organisation	Présidente Générale de la Conférence
Philippe Hoppenot	Edwige Pissaloux

Paris, 7 Juin 2006

Avant-propos des co-présidents du comité scientifique

HANDICAP 2006, le quatrième « *Handicap du nom* » marque une évolution dans le cycle des précédentes éditions de la conférence. Suite à l'appel à communication, plus 60 articles ont été soumis : 40 communications orales et 12 communications en posters ont été retenues. Les soumissions montrent la maturité des recherches dans le domaine des « *Nouvelles Technologies au service de l'homme* » et l'ouverture thématique et institutionnelle souhaitée (vieillissement, handicaps cognitifs, neuroprothèses, communication pour les malentendants, etc.).

Le processus de sélection s'est fait en fonction de la qualité des communications et de leurs adéquations aux thèmes de la conférence. Chaque communication a été relue par trois ou deux lecteurs du comité scientifique de la conférence ou de la liste des lecteurs.

Cette édition 2006 relatera la nécessité d'une synergie entre les centres de ressources, les associations de personnes handicapées et demain de personnes âgées, les centres cliniques et les centres de recherche (publics et privés) indispensables à l'innovation et à l'évaluation de systèmes technologiques de suppléance ou de rééducation ainsi qu'au développement de services utiles à l'insertion.

Cette édition se caractérise par une première édition d'un CD-ROM numérique des actes. Nous remercions tout particulièrement nos collègues Frédéric Vella, Antonio Serpa, Bernard Oriola et Gérard Uzan qui s'assureront que l'édition finale sous forme numérique sera accessible aux personnes handicapées en respectant les normes d'accessibilité WCAG 1.0.

En outre, et comme lors des éditions précédentes, une « *sur-sélection* » des papiers aura lieu lors de la conférence et les plus remarquables seront édités, à destination de la communauté internationale, dans un numéro spécial des revues de l'AMSE (Association for Modelling and Simulation in Enterprises).

Nous espérons que cette édition sera fructueuse en termes de collaborations entre les milieux de la recherche, le monde associatif et l'industrie et qu'elle permettra des échanges pluridisciplinaires entre participants d'horizons thématiques divers, indispensables à la promotion de cette thématique de recherche et sociétale.

Pour le comité scientifique de la conférence

Nadine Vigouroux & Christian Berger-Vachon

Haut patronage

Monsieur Philippe Bas

Ministère Délégué à la Sécurité Sociale, aux Personnes âgées, aux personnes handicapées et à la Famille.

Présidente générale

Edwige Pissaloux	LRP/ CNRS, Université. Paris 6

Comité d'organisation

Président

Philippe Hoppenot	LSC, Université d'Evry

Membres d'organisation

Sébastien Delarue	LSC, Université d'Evry
Laurent Delahoche	Université d'Amiens
Bruno Marhic	Université d'Amiens
Pierre Pino	LASC, Université de Metz
Lionel Prévost	LRP/ CNRS, Université. Paris 6
Anne-Catherine Scherlen	ENISE St-Etienne, SFOP

Comité Scientifique

Co-présidents

Nadine Vigouroux	IRIT , CNRS, Université Paul Sabatier, Toulouse
Christian Berger-Vachon	LNSS, Université Claude Bernard, Lyon

Membres

Maryvonne Abraham	ENST-Bretagne
Gérard Brisson	EDF-R&D, Clamart
Etienne Colle	LSC, Université d'EVRY
Philippe Gorce	LESP, Université de Toulon -Var
Evelyne Klinger	LTCI - ENST, Paris 13
François Xavier Lepoutre	LAMIH/CNRS, Université de Valenciennes
Daniel Mestre	CNRS/INPC, Marseille
Jean-Claude Martin	LIMSI/CNRS/ LINC, Université Paris 8
Edwige Pissaloux	LRP/ CNRS, Université. Paris 6
Alain Pruski	LASC, Université de Metz
Laurence Chèze	LBMH, Université de Lyon 1
Jean- Pierre Gaillard	LPE, Université de Rennes
Jean-Claude Kastelik	IEMN/CNRS, Université de Valenciennes
Jaime Lopez-Krahe	Université Paris 8 ,St. Denis
Charles Lenay	Costech, UTC, Compiègne
Eric Monacelli	LIRIS, Université de Versailles St Quentin
Emmanuel Perrin	Université de Lyon 1
Mohamed Slimane	POLYTECH, Tours
Jean-Marc Toulotte	I3D, Université Lille 1
Guy Bourhis	LASC, Université de Metz
Charles Gardou	ISPEF, Université de Lyon 2

Extension du comité de lecture

Membres

Philippe Boissière	IRIT , Université Paul Sabatier, Toulouse
Frédéric Vella	IRIT , Université Paul Sabatier, Toulouse
Gérard Uzan	LEI, Paris
Christophe Jouffrais	IRIT, Université Paul Sabatier, Toulouse
Patrick Abellard	Université du Sud, Toulon , Var
Gérard Bailly	ICP-INPG, Grenoble
Sylvie Gibet	VALORIA, Vannes
Nobert Noury	TIMC-IMAG, Grenoble
Pascal Barone	CERCO, Toulouse
Olivier Gapenne	Costech, UTC, Compiègne
Franck Poirier	VALORIA, Vannes

Université Claude Bernard
Lyon1

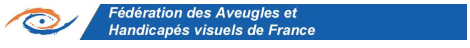


TABLE DES MATIERES.

Hommage à Christian Bérard.

Le mot du Président.

Avant-propos de l'organisation d'HANDICAP 2006.

Avant-propos des co-présidents du comité scientifique.

Evaluation et Simulation de dispositifs de déplacements

Evaluation d'une aide à la navigation d'un fauteuil « intelligent ». 001
J–M. Pergandi, P. Mallet, D. Mestre

Comparaison des forces de freinage théoriques appliquées sur un fauteuil roulant manuel au cours d'un cycle de propulsion avec des ergomètres de laboratoire et sur le terrain. 007
C. Sauret , N. de Saint Rémy, P. Vaslin, M. Cid, M. Dabonneville, P. Kauffmann

Evaluation ergonomique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles. 011
A .Faupin,, P. Gorce, O. Rémy-Néris, A. Thevenon

Estimation du point d'application des efforts exercés sur la main courante d'un fauteuil roulant manuel. 017
P. Kauffmann, P. Vaslin, M. Dabonneville

Robotique mobile et déplacement

Simulateur de Chaise Roulante pour la Conception Avancée de Bâtiments. 022
C. Anthierens, J-L. Impagliazzo, Y. Dupuis, P. Chollet, É. Richard

Assistance Robotisée pour Personnes à Mobilité Réduite : Synthèse d'un Projet. 028
F. de Chaumont, B. Marhic, L. Delahoche, O. Remy-Néris

Modes de perception des fauteuils roulants intelligents. 034
O. Horn, M. Kreutner, G. Bourhis

Une approche pragmatique pour la conception d'un robot pour la rééducation fonctionnelle du membre supérieur. 040
Ch. Megard, O. Remy-Neris, E. Tanguy, P. Bellante, J. Perret, A. Claude

Modélisation et Mouvement

Agent virtuel signeur Aide à la communication pour personnes sourdes. 047
A. Héloir, S. Gibet, N. Courty, J-F. Kamp, F. Multon, C Pelachaud

Mesure et Analyse de l'évolution volumique des tissus mous le long des segments inférieurs de sujets hémiplégiques à partir d'IRM. 053
P. Hedoux

Gestes 3D de visée chez des patients tétraplégiques. 059
I. Laffont, G.Hoffmann, A. Roby-Brami

Réponses des sujets âgés face à des situations de préhension avec obstacle comparées à des sujets adultes. 064
M. Geronimi, P. Gorce, N. Rezzoug P. Bendahan

Paramètres discriminants de la qualité de l'équilibre fournis par l'analyse de la montée et la descente d'une marche. 068
V. Michel-Pellegrino, H. Amoud, D. Hewson, JY. Hogrel, J. Duchêne

Une nouvelle orthèse portable à retour d'effort inspirée par la morphologie. 074
P.Garrec, J-P. Martins, F. Gravez, Y. Méasson, Y. Perrot

Session posters : Habitats intelligents et Déplacement robotisé

Classification automatique et visualisation de plans d'habitations adaptées. 081
S Aupetit, A. Puret, P. Gaucher, N. Monmarché, M. Slimane

Prothèse de main communicante et "intelligente". 087
M. Atieh, P-Y. Glorennec, Ch. Nasr

Navigation assistée pour personne à mobilité réduite : Reconnaissance de trajet. 091
R. Grasse, Y. Morère, A. Pruski

L'habitat intelligent au service du maintien à domicile : Application au suivi d'individus. 098
V. Ricquebourg, B. Marhic, L. Delahoche, D. Menga, C. Logé

Utilisation de la Logique Floue pour l'Evitement d'Obstacles en Fauteuil Roulant. 104
M. Franceschi, I. Randria, P. Abellard, A. Abellard

Téléassistance de Personnes Agées Dépendantes grâce à un Système Intelligent. 110
F. Steenkeste, S. Banerjee, P. Couturier

Adaptation de Véhicules pour Personnes à Mobilité Réduite « Freinage au Volant ». 115
K. Messaoudène, N. Ait Oufroukh, S. Mammar

Commande

ARPH : Comparaison d'une méthode classique et d'une méthode utilisant la coopération homme-machine pour exploiter la redondance de l'assistant robotisé. 121
E. Colle, K. Nait chabane, S. Delarue, P. Hoppenot

Retour Haptique pour l'Aide au Pilotage des Fauteuils Roulants Electriques. 126
M. Sahnoun, G. Bourhis

Interface intelligente pour la saisie d'objets robotisée. 132
C. Leroux, G. Chalubert, O. Tahri, JM Alexandre, R Gelin

Systèmes de communications

Conception, Innovation et Handicaps : Intérêts de la création de centres de ressources. 138
Cl. Dumas

Apports de l'évaluation en situation de vie à partir d'une étude sur l'intérêt de la prédiction de mots auprès d'utilisateurs de synthèse vocale. 145
N. Biard, J. Bouteille , I. Laffont, Cl. Dumas, D. Pozzi, F. Lofaso

Proposition d'un cadre méthodologique d'évaluation des systèmes d'assistance à la saisie de textes : Applications aux systèmes Sibylle et VITIPI. 149
P Boissière, I. Schadle

Le système KeyGlass : aide à la saisie de caractères pour personnes handicapées moteur. Retours sur une première expérimentation. 155
M Raynal

Système de communication iconique : Reformulation avancée. 161
E. Bellengier, S. Rauzy, J. Marty

Disposition spatiale des touches/caractères des claviers logiciels et fatigue motrice : Résultats expérimentaux. 167
F. Vella, N. Vigouroux

Altérations de la communication dialogique Le statut de la langue dans la palliation des troubles de la parole. 173
M. Abraham

Neuroprothèses

Objectivation des réglages de l'implant Cochléaire à partir des ASSR. 179
M. Ménard, Ch. Berger-Vachon, L. Collet

Classification des potentiels évoqués par corrélation de Pearson dans une interface cerveau-ordinateur. 184
Fr. Cabestaing, Th. Vaughan, D. McFarland, J. Wolpaw

Session posters : Déficiences visuelles et vieillissement

Accessibilité à l'information mathématique : le projet européen Lambda. 190
B. Encelle, N. Baptiste-Jessel

Conception d'un moteur de recherche accessible aux personnes déficientes visuelles : Recommandations et premières versions. 196
G. Michel, R. Masson

La Prise en Charge Technique en Basse Vision. 202
D.Dupleix, J.P. Barberie

Personne, handicap et nouvelles technologies : de la subjectivité à l'objectivité. 205
R. Khomiakoff, G. Czternasty, L. Vandromme

Initiation of reflexive and voluntary saccades in elderly. 210
Z. Kapoula & Q. Yang

Techniques d'interaction

Prévention des escarres chez les paraplégiques : une nouvelle approche par électrostimulation linguale. 216
A.Moreau-Gaudry, A. Prince, J. Demongeot, Y. Payan

Classification des jeux sonores selon leur type de jouabilité. 221
T. Gaudy, S. Natkin, D. Archambault

Efficasouris: Outil d'évaluation de l'utilisation des périphériques de type pointeur pour les personnes présentant un trouble moteur. 227
A. Adameczek, T. Choquet, K.C. Huynh, C. Lefur, P. Foucher, O. Grynszpan, J.Lopez Krahe

Modèles Cognitifs

Projet EVACOG – Environnements Virtuels Appliqués aux Sciences Cognitives. 233
P. Richard, Ph. Allain, E. Richard, D. Le Gall

Conception d'un Modèle Cognitif des Processus Exécutifs pour les Habitats Intelligents pour la Santé. 240
A. Serna, H. Pigot, V. Rialle

Méthodologies de conception pour tous

Ideal Mobile Phone : simple, easy, practical. 246
D . Chêne, G. Guibert, M. Berger

Conférence Invitée

Normalisation des services d'accessibilité conversationnels. 251
G. Hellström, A. Saks, D. Battu

Communication pour les malentendants

La Langue française Parlée Complétée, un code artificiel perçu au rythme de sa production. 259
V. Attina, M.-A. Cathiard, D. Beautemps

ARTUS : calcul et tatouage audiovisuel des mouvements d'un personnage animé virtuel pour l'accessibilité d'émissions télévisuelles aux téléspectateurs sourds comprenant la Langue Française Parlée Complétée. 265
G Bailly, Cl. Baras, P. Bas, S. Baudry, D. Beautemps, R. Brun, J-M. Chassery, F. Davoine, F. Elisei, G. Gibert, L. Girin, D. Grison, J-P Léoni, J. Liénard, N. Moreau, Ph. Nguyen

Aide à la locomotion pour les non voyants

Validation expérimentale du concept d'aide cognitive à la navigation. 271
E. E. Pissaloux, F. Maingreaud, R. Velazquez, E. Fontaine

Evaluation objective de la locomotion application à celle de l'aveugle se déplaçant avec la canne seule ou accompagnée d'aides électroniques. 278
R. Damaschini, C. Grégoire, R. Leroux, R. Farcy

Prothèses perceptives et accessibilité

Réticences et conditions d'adoption des prothèses perceptives. 283
C Lenay

Coefficient de Performance Cognitive (CPC) : Paramètre de sélection des aides visuelles. 290
A-C Scherlen, V. Gautier

Faut-il substituer les percepts ou l'interaction en suppléance perceptive? Une nouvelle approche en ergonomie du handicap visuel. 296
G. Uzan

Jeux vidéo tactiles pour enfants non voyants. 303
A Sepchat, N. Monmarche, M. Slimane, D. Archambault

De la recherche aux services pour la vie quotidienne: les atouts de la dynamique associative. 309
D. Burger

Evaluation d'une aide à la navigation d'un fauteuil « intelligent »

Jean–Marie Pergandi, Pierre Mallet, Daniel Mestre
UMR Mouvement et perception, Faculté des Sciences du Sport, 163 Avenue de Luminy 13288 Marseille cedex 09
pergandi@laps.univ-mrs.fr, pierre.mallet@univmed.fr, daniel.mestre@univmed.fr

Résumé- **Le pilotage d'un fauteuil électrique, via le joystick, reste une lourde tâche pour une part importante d'handicaps sensoriels, moteurs et cognitifs. Plusieurs approches en robotique mobile autonome facilitent ou automatisent le contrôle du véhicule. L'approche dynamique permet d'effectuer des comportements de suivi de mur, d'évitement d'obstacles, de passage de porte et d'atteinte de destinations avec un coût faible de calcul et des trajectoires douces.**

Le fauteuil électrique du projet WAD (Wheelchair Attractor Dynamics) dispose d'une aide à la navigation adaptée à un large public. Une évaluation a été effectuée auprès d'enfants atteints d'une infirmité motrice et cérébrale (IMC). Les résultats montrent un apprentissage rapide de l'interface homme-machine et des trajets correctement réalisés par le fauteuil en mode automatique et en situation réelle.

Cette aide à la navigation est en cours d'industrialisation sur le fauteuil TopChair qui a la particularité de monter et descendre des escaliers. Pour mener à bien ce projet, des simulations 3D et des expérimentations au centre de réalité virtuelle de l'Université de la Méditerranée seront effectuées.

I. INTRODUCTION

L'autonomie de déplacement des personnes en situation de handicap moteur dépend de l'assistance d'un tiers ou d'un fauteuil roulant. Dans les cas des déficiences motrices les plus sévères, le fauteuil électrique est prescrit. La sécurité aux abords d'escaliers, l'évitement d'obstacles, le passage de portes nécessitent alors une attention soutenue de la part du pilote de ce type de véhicule, et ce malgré la grande variété d'interfaces d'entrée existant (commande vocale, au souffle, par le mouvement des yeux, joysticks, écran tactile, clavier...).

Le plus couramment, le pilotage d'un fauteuil est aujourd'hui laissé à l'initiative de l'humain qui au moyen d'un joystick précise le cap (avant, arrière, gauche, droite) ainsi que l'amplitude de la vitesse désirée. Un tel contrôle continu de la trajectoire demande néanmoins de l'entraînement et une certaine concentration.

II. APPROCHE THEORIQUE

D'importants travaux [11] [4] [6] [1] [12] [5] [9] [10], proposent depuis une quinzaine d'années des solutions de fauteuils « intelligents » et un ensemble de fonctions automatiques embarquées, telles que le suivi de mur, l'évitement d'obstacles ou encore le passage de portes. Ces techniques de navigation utilisent dans leur version la plus évoluée un modèle global et dynamique de l'environnement, et la perception de cet environnement est assurée par des capteurs de type sonars, infrarouges, laser ou encore vision camera. Enfin l'intégration des commandes motrices, au moyen de codeurs incrémentaux, permet de disposer d'une estimation de la position du véhicule, qui doit être recalée à intervalles réguliers avec la position réelle.

Par rapport à ces méthodes, parfois coûteuses en temps de calcul, l'approche dynamique s'avère être un moyen intéressant et original pour la génération de comportements. Pour mémoire nous rappellerons que l'hypothèse centrale de l'approche dynamique en robotique mobile autonome [2] [3] [8] [7], réside dans le fait que le comportement moteur ainsi que les représentations pertinentes nécessaires à sa réalisation, doivent d'une part être générés de façon continue dans le temps, et d'autre part résister aux fluctuations ou perturbations auxquelles tout système réel est exposé. Cela conduit à une conception dans laquelle le comportement et les représentations sont les solutions stables (ou attracteurs) d'un ensemble de systèmes dynamiques, qui traduisent en temps réel l'information sensorielle en contraintes continûment variables.

D'autres avantages de cette approche sont la faible taille du code, la douceur des trajectoires générées, une relative immunité face à l'imprécision des capteurs utilisés, ainsi que la disponibilité d'outils de diagnostics par la possibilité de suivre l'évolution au cours du temps des variables de contrôle.

III. PROJET « WHEELCHAIR ATTRACTOR DYNAMICS »

L'architecture de commande du Projet WAD (Wheelchair Attractor Dynamics) est installée actuellement sur un fauteuil roulant électrique modèle CRUISER de chez INVACARE (Fig. 1). Ce fauteuil est équipé d'un système DX de base (joystick et module de puissance), auquel nous avons rajouté le module DX Key, qui permet un interfaçage aisé via le port parallèle d'un ordinateur portable.

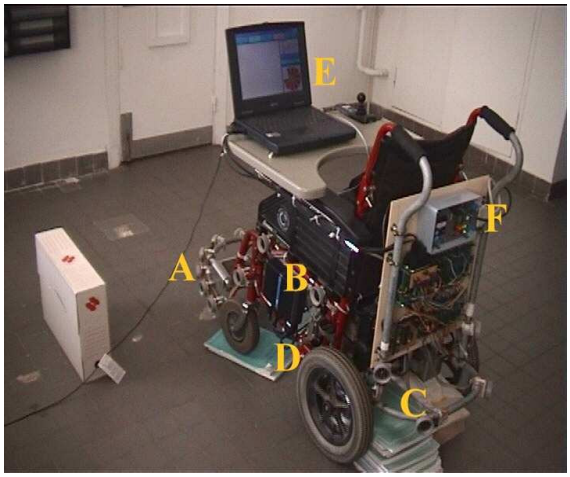


Fig. 1. Projet WAD. A : ceinture de capteurs de proximité infrarouge située à l'avant du véhicule. B : un capteur de proximité infrarouge latéral gauche. C : un capteur de proximité infrarouge située à l'arrière du véhicule. D : codeur incrémental gauche situé devant la roue. E : ordinateur embarqué qui reçoit les informations proprioceptives et extéroceptives et fournit en retour les commandes motrices calculées par le système dynamique. F : DX Key qui permet un interfaçage entre le système DX et l'ordinateur portable

En mode manuel, le pilote impose au moyen du joystick des commandes de vitesse et de direction qui sont transmises au module de puissance et à la motorisation via le bus DX.

En mode automatique, les capteurs de proximité infrarouge et les codeurs incrémentaux renseignent sur les contraintes de l'environnement, ainsi que sur l'orientation et la distance de la cible par rapport à la position courante du véhicule. Ces informations proprioceptives (codeurs incrémentaux) et extéroceptives (capteurs de proximité) permettent de calculer des commandes de vitesse et de direction qui sont transmises au module de puissance via l'interface DX Key sans avoir à manipuler le joystick. Le fauteuil atteint seul sa destination.

A tout moment le pilote peut passer du mode automatique au mode manuel et inversement.

IV. INTERFACE HOMME-MACHINE

Différentes versions de l'Interface Homme-Machine (IHM) permettent de répondre à divers profils d'utilisateur.

A. Classification des profils utilisateur

Une classification a été réalisée sur deux axes, l'un moteur et l'autre cognitif. Sur l'axe moteur nous avons distingué deux grands profils « moteurs » d'utilisateurs :

- ceux qui ont des troubles moteurs mais qui ont une capacité d'action et de manipulation sur les objets. Il s'agit du profil moteur 1.
- ceux qui n'ont quasiment ou pas de possibilité à manipuler des objets. Il s'agit du profil moteur 2.

Ensuite, sur l'axe cognitif nous avons simplement distingué les utilisateurs qui possèdent la lecture (profil cognitif A) ou non (profil cognitif B). Les profils moteurs et cognitifs sont croisés et donnent lieu donc à 4 profils.

B. Choix des interfaces motrices

Le profil moteur 1 utilise un joystick et le profil moteur 2 utilise une interface de type « tout ou rien » (contacteur au pied, contacteur à la main, etc…).

C. les séquences des tâches et les interfaces graphiques

Il y a quatre tâches dont chacune s'effectue sur une interface graphique adaptée. La première tâche est de sélectionner la pièce où se trouve le fauteuil. L'interface graphique correspondante affiche le plan de l'habitation (Fig. 2). Chaque pièce du plan est un item sélectionnable.

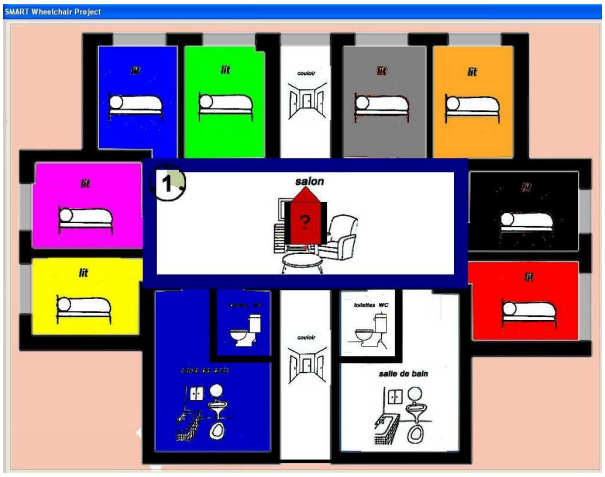


Fig. 2. Tâche de sélection de la position initiale du fauteuil. L'utilisateur doit sélectionner la pièce où se trouve le fauteuil. Le fauteuil rouge se déplace de pièce en pièce.

La tâche suivante est une tâche de validation (Fig. 3). L'utilisateur doit choisir entre deux items : retour en arrière (l'utilisateur retourne à la première tâche) ou validation (item de droite).

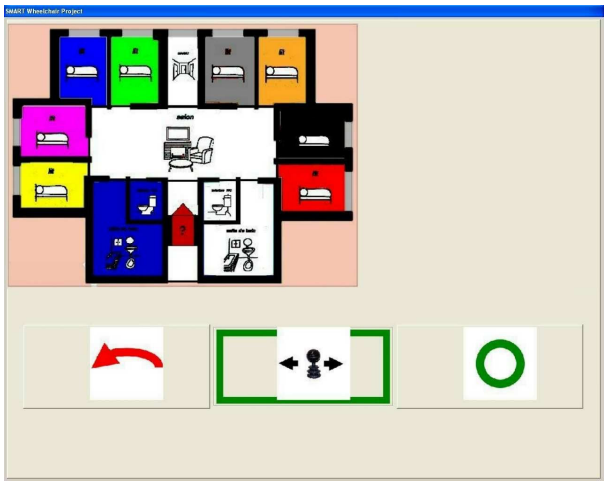


Fig. 3. Tâche de validation de la position initiale du fauteuil. La flèche rouge représente le « retour en arrière » et le cercle vert la « validation ». La plate forme au centre des deux options à choisir permet d'annuler un mauvais choix ou de se reposer.

La troisième tâche est la sélection de la destination (Fig. 4). Les pièces du plan sont des destinations à choisir. Une flèche montre la position de départ et la destination.

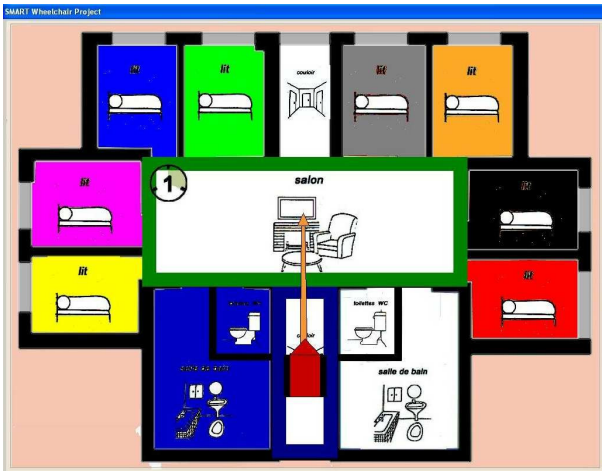


Fig. 4. Tâche de sélection de la destination. L'utilisateur doit sélectionner la pièce de destination. Une flèche indique la position initiale et la destination.

La dernière tâche est une tâche de validation de la destination (Fig. 5) et le principe est similaire au cas précédent.

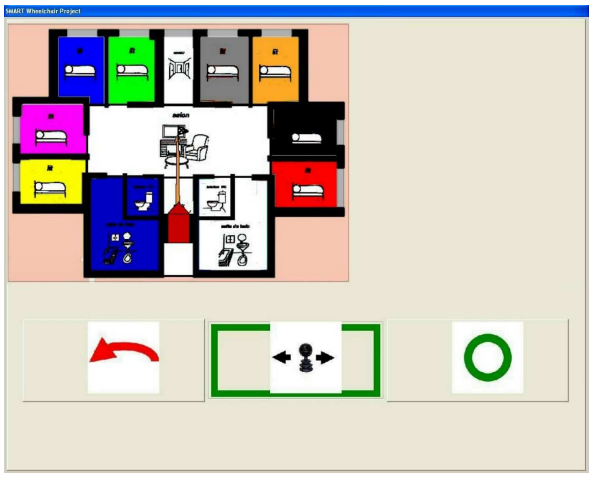


Fig. 5. Tâche de validation de la destination.

Pour le profil cognitif B uniquement une communication iconique est utilisée (Fig. 2, 3, 4, 5). En revanche, pour le profil cognitif A, une communication lexicale et iconique est utilisée.

D. Choix des systèmes de navigation dans les items

Pour le profil moteur 1 (capacité à manipuler des objets), un système de navigation manuelle est utilisé. Il s'agit de parcourir un ensemble d'items via le joystick. Pour sélectionner un item, ce système de navigation permet à l'utilisateur de ne pas gérer les distances entre items et accepte une grande marge d'erreur au niveau de la direction au moins égal à dix degrés. La validation d'un item se fait lorsque l'utilisateur n'actionne plus le joystick durant un temps paramétrable. Ce temps est affiché à l'écran sous forme de chrono (voir Fig. 2 et 4) afin de faciliter la programmation motrice de l'utilisateur.

Enfin, pour le profil moteur 2 (incapacité à manipuler des objets), nous proposons un système de navigation automatique par défilement. Ce système de commande consiste à proposer un ensemble d'items qui sont à tour de rôle sélectionnables durant une durée paramétrable. Le choix d'un item se fait en produisant une réponse motrice au moment où l'item souhaité est sélectionnable. L'utilisateur ne gère donc pas le parcours des items qui est imposée par le programme. Le temps durant lequel l'item est sélectionnable est affiché afin d'aider l'utilisateur à mieux planifier sa réponse motrice (voir le chrono affiché sur les Fig. 2 et 4).

V. EVALUATION AUPRES D'ENFANTS INFIRMES MOTEURS CEREBRAUX

A. Le centre Saint Thys

Une évaluation a été effectuée au Centre Saint-Thys à Marseille avec la participation d'enfants atteints d'une Infirmité Motrice Cérébrale (IMC). Ce centre est la référence pour la prise en charge des IMC en région PACA. Le Centre Saint-Thys a pour mission d'intégrer et d'insérer socialement, culturellement et professionnellement les enfants et adolescents accueillis. Il s'agit de les aider à acquérir la plus grande autonomie possible par l'intermédiaire d'une éducation sensorimotrice, d'une scolarité adaptée, d'une intégration culturelle, d'une insertion sociale et professionnelle. Cette étude a été effectuée en étroite collaboration avec le service d'ergothérapie.

B. Méthodologie

Quatre enfants IMC ont participé à l'étude. Ils sont tous atteints d'une tétraparésie athétosique. Cette pathologie se caractérise par des mouvements permanents et aléatoires des quatre membres [13]. Malgré des mouvements désordonnés, ces enfants ont tout de même la capacité de produire des mouvements volontaires avec une précision variable selon la gravité de leur trouble. L'âge des enfants se situe entre 11 et 14 ans.

Deux des enfants ont une capacité de manipuler des objets (profil moteur 1) et les deux autres enfants ont une incapacité à les manipuler (profil moteur 2). Les sujets sont familiers à l'utilisation de l'ordinateur. Chaque enfant utilise une interface motrice adaptée pour interagir avec l'ordinateur (joystick à mentonnière, joystick main, contacteur main, contacteur pied).

Aucun de ces enfants n'a acquis la lecture de façon complète. Ils correspondent tous au profil cognitif B et présentent des troubles cognitifs plus ou moins importants.

C. Evaluation

L'étude s'est déroulée sur trois semaines et en deux phases : une phase d'apprentissage et une phase d'évaluation.

La phase d'apprentissage consistait pour chaque enfant à apprendre l'utilisation de l'IHM. L'apprentissage était individualisé et durait deux fois une demi-heure. L'utilisation et l'enchaînement des tâches de l'IHM ont été assimilés par tous les enfants dès la première explication et démonstration.

En revanche, d'un point de vue moteur, il a fallu personnaliser certains paramètres du système de navigation (temps de défilement du curseur, fonction transfert du joystick, délai de validation, etc…). Un apprentissage court a suffi pour une navigation aisée sur les items proposés.

Ensuite, la phase d'évaluation consistait d'abord à effectuer un essai sans trajet. Ensuite les sujets effectuaient deux essais avec trajet en situation réelle et en mode automatique (Fig. 6). Le trajet, identique pour tous les sujets, consistait à longer un couloir, éviter un pot de fleur et un meuble, et passer une porte pour arriver au centre de la pièce cible. Sur l'un des deux trajets, le fauteuil devait aussi éviter une personne mobile.

Fig. 6. Evaluation au centre de Saint Thys. Passage de porte effectué par le fauteuil au cours d'un essai avec un des sujets IMC

D. Résultats

Le fauteuil a su atteindre sa cible. Les enfants ont tous sélectionné correctement la position initiale du fauteuil et la pièce cible.

Sur les deux tâches de validation présentes dans chaque essai, les sujets font en moyenne un retour en arrière pour corriger leur sélection. Aucune différence entre sujet ou profil n'est à relever (Fig. 7).

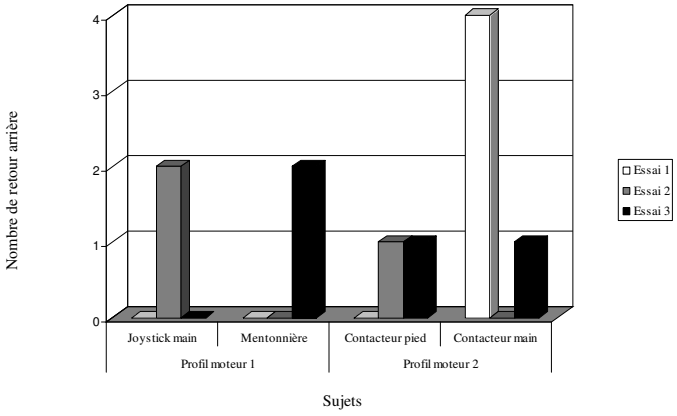


Fig. 7. Nombre de retour en arrière par sujet et par essai

Ensuite, le nombre moyen d'actions motrices par sujet et sur les trois essais est de 11 (Fig. 8). Une action motrice correspond à la sélection d'un item. Une différence entre profils moteurs semble apparaître. Le profil moteur 1 (capacité à manipuler des objets) correspond en moyenne à 15,6 actions alors que le profil moteur 2 (incapacité à manipuler des objets) ne fait en moyenne que 6,3 actions. Cette différence est liée au type de système de navigation utilisé par chacun des profils. Le profil moteur 1 doit naviguer sur un ensemble de pièces via le joystick, ce qui peut nécessiter beaucoup d'actions si le nombre de pièces est important, et si la pièce à sélectionner est loin de la position initiale du curseur. Pour ce profil moteur, le nombre d'action minimal pour sélectionner la pièce cible peut varier de quatre à dix actions. En revanche pour le profil moteur 2, le système de commande utilisé est celui d'une navigation automatique par défilement. Par conséquent ce profil n'a pas à gérer la navigation sur les pièces contrairement au profil moteur 1. Le profil moteur 2 peut donc en quatre actions effectuer toutes les tâches (une action par tâche).

On note de plus une augmentation du nombre d'actions motrices au cours des essais du profil moteur 1. Cette augmentation traduit vraisemblablement la fatigabilité d'une commande joystick que celui-ci soit manipulé à la main ou au menton.

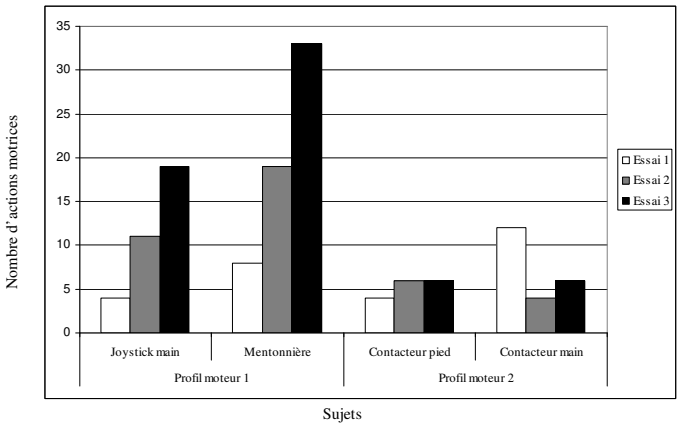


Fig. 8. Nombre d'actions motrices par sujet et par essai

Enfin, le temps moyen passé pour effectuer l'ensemble des tâches est de 55,25 secondes (Fig. 9). On observe un temps moyen plus important pour le sujet utilisant un contacteur pied (82 secondes). Cette différence par rapport aux autres sujets (autour des 45 secondes) est liée à un inconvénient du système de navigation automatique entre items. Le défilement du curseur effectue plusieurs tours en passant par toutes les pièces. Si l'utilisateur, lors du premier tour, omet de sélectionner la pièce souhaitée, il faut alors attendre qu'un nouveau tour se fasse, ce qui augmente grandement le temps passé sur la tâche.

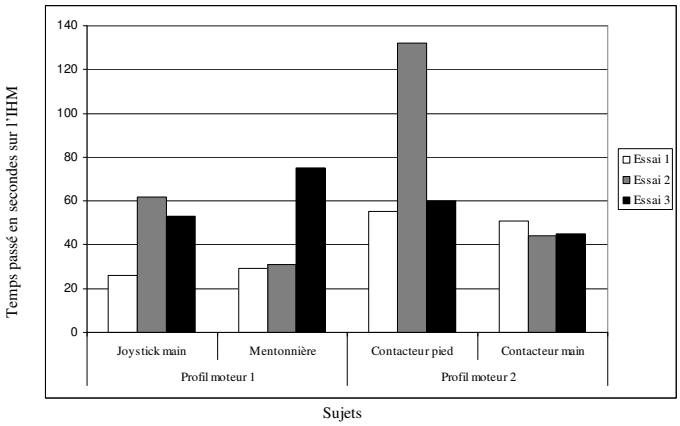


Fig. 9. Temps passé en seconde sur l'IHM par sujet et par essai

L'ensemble de ces résultats montre que chaque système de navigation présente un avantage et un inconvénient. Le système de navigation manuelle nécessite beaucoup d'actions mais demande un temps d'activité relativement faible. En revanche le système de navigation automatique nécessite peu d'action mais le temps passé à réaliser la tâche peut être important. Une voie de solution pour apporter un compromis entre le temps d'exécution et le nombre d'actions serait une sélection progressive d'item selon un principe de regroupement spatial.

Malgré les améliorations nécessaires, tous les enfants ont montré un vif intérêt et un réel enthousiasme durant toute l'étude. Pendant la phase d'évaluation proprement dite, où le fauteuil les a conduit automatiquement à la destination, les enfants n'ont montré aucune appréhension, et ont même manifesté de la joie. Les deux enfants du profil moteur 2, n'avaient jamais effectué auparavant de déplacement sans l'aide d'une tierce personne.

VI. PERSPECTIVES

A. Simulation d'une intégration avec le fauteuil TopChair

Le système d'aide à la navigation développé et évalué sur le prototype WAD est en cours d'industrialisation sur le fauteuil TopChair [16] déjà commercialisé par la société HMC2 Développement. Le système TopChair (Fig. 10) présente les caractéristiques d'un fauteuil roulant électrique standard en mode route, et présente de plus la particularité de pouvoir monter et descendre des escaliers en toute autonomie grâce à un système de chenilles en caoutchouc.

Fig. 10. Le fauteuil TopChair est capable de monter les marches sans l'aide d'une tierce personne

L'intégration d'une aide à la navigation sur le fauteuil TopChair nécessite la recherche d'une configuration optimale des capteurs. De plus, des capteurs de proximité situés à mi hauteur seront ajoutés afin d'éviter des obstacles en élévation tels que les plateaux de tables.

Pour orienter les prises de décision, des simulations en 3D sous Virtools® sont en cours. Virtools® est une application générant des scénarios 3D hautement interactifs pour la réalisation d'application en réalité virtuelle.

Nous avons implémenté les comportements d'évitement d'obstacle et d'atteinte de destinations en environnement domestique sous Virtools® (Fig. 11). Un protocole expérimental est en cours de réalisation. Les tests évalueront les performances de plusieurs configurations de capteurs. Ces configurations seront testées à travers le croisement d'un grand nombre de facteurs environnementaux : type d'obstacle (tables, chaise, cloison …), dimensions des obstacles, orientation des obstacles …

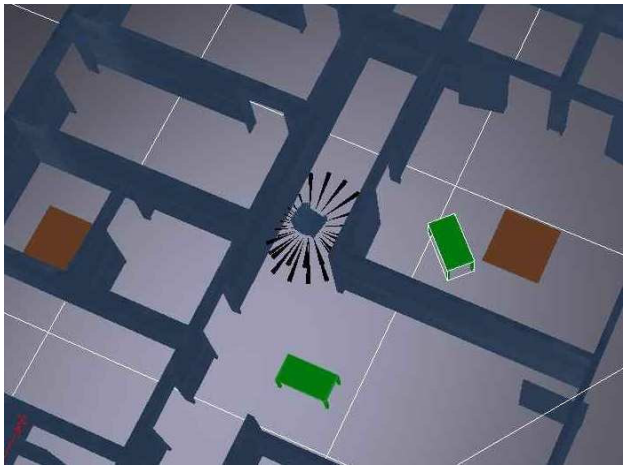


Fig. 11. Simulation en 3D du système dynamique sous Virtools®. Démonstration d'une simulation en 3D avec un robot et ses capteurs (cônes en noir) régi par un système dynamique. Le robot évite les obstacles (murs et tables) et atteint ses cibles (carrés grisés sur le sol).

Ces simulations permettront d'exclure un grand nombre de configurations non performantes avant d'évaluer le comportement du fauteuil en situation réelle.

B. Le fauteuil TopChair « intelligent » en réalité virtuelle.

Suite à ces premières simulations, des expérimentations seront effectuées au centre de réalité virtuelle de l'IFR Etienne-Jules Marey de l'université de la Méditerranée. Ce centre dispose d'un CAVE® [14] composé de trois murs de projection et d'un sol, permettant d'immerger le sujet (visuellement, mais aussi auditivement). En particulier, le champ visuel du sujet peut ainsi être complètement occupé par la stimulation visuelle. Le système utilise un ensemble de techniques de capture des mouvements de l'utilisateur et d'interfaces de contrôle, permettant de calculer en temps réel la position du sujet (tête et membres) dans un environnement virtuel. Ce dispositif permet d'étudier les couplages action-perception en temps-réel. Il permet aussi d'optimiser les caractéristiques immersives d'un environnement virtuel, par rapport à un écran de visualisation classique par exemple [15]. …..

Ces expérimentations, qui seront sur le thème du handicap et de la mobilité sur fauteuil roulant, auront comme premier objectif l'évaluation de différents modes de navigation mariant le mode manuel à un évitement automatique. Les autres objectifs seront la détermination d'une méthode de prescription de fauteuils, et l'étude de l'orientation spatiale et de l'apprentissage de la conduite.

VII. CONCLUSION

Le formalisme de l'approche dynamique permet d'obtenir les comportements d'évitements d'obstacles et d'atteinte de cible choisie par le pilote. L'évaluation au centre Saint-Thys montre ces performances en situation écologique avec des enfants IMC. Les solutions d'interaction homme machine proposées sont adaptées à une population hétérogène. Des enfants IMC avec des troubles moteurs importants et un retard cognitif ont su manipuler avec aisance et rapidité notre aide à la navigation.

Tous les choix relatifs aux aspects ergonomiques et technologiques imposés par l'intégration d'un système dynamique sur le fauteuil TopChair seront traités en partie par des simulations 3D et des expérimentations en réalité virtuelle.

VIII REMERCIEMENTS

Nous remercions Madame Limouzin, Directrice du Centre Saint-Thys, Madame Nevière, responsable du service paramédical pour son accueil et sans qui cette étude n'aurait pu être effectuée, et tout particulièrement l'ensemble du service d'ergothérapie qui a déployé énormément d'énergie pour la réalisation de ce projet. Nous remercions également les enfants et leurs parents pour leur précieuse participation. Enfin nous tenons à manifester notre reconnaissance à La Fondation MAAF Assurances pour ses encouragements éclairés et son soutien financier.

REFERENCES

[1] D. A. Bell, J Borenstein, S.P. Levine, Y Koren and L Jaros "An assistive navigation system for wheelchairs based upon mobile robot obstacle avoidance," In IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation, San Diego, California , pp. 2018-2022, 1994.

[2] E Bicho, P Mallet and G. Schöner, "Using Attractor Dynamics to control autonomous vehicle motion," In Proceedings of IECON'98, IEEE Industrial Electronics Society, pp. 1176-1181, 1998.

[3] E.Bicho,P.Mallet, G.Schöner, "Target Representation on an autonomous Vehicle with Low - Level Sensors", The International Journal of Robotics Research Vol 19, No.5, May 2000, pp.424-447.

[4] G Bourhis, K Moumen, P Pino, S Rohmer and A Pruski, "Assisted navigation for a powered wheelchair," IEEE Inter.Conf. on Systems, Man and Cybernetics, Le Touquet, France. pp. 553-558, 1993.

[5] C Bühler, R Hoelper, H Hoyer and W Humann, "Autonomous robot technologie for advanced wheelchair and robotic aids for people with disabilities," *Robotics and Autonomous Systems* Vol. 14 pp. 213-222, 1995.

[6] L A Jaros, D Bell, S P Levine, J Borenstein and Y Koren, "Navchair : Design of an Assistive Navigation System for Wheelchairs," In RESNA '93, Las Vegas, Nevada, pp. 379-381, 1993.

[7] P Mallet, G Schöner "WAD Project where Attractor Dynamics aids wheelchair navigation". Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems. EPFL, Lausanne, Switzerland October 2002.

[8] G.Schöner, M Dose and C Engels, "Dynamics of behavior : Theory and applications for autonomous robot architectures," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 16, pp. 213-245, 1995.

[9] J-W Min, K Lee, S-C Lim, D-S Kwon, "Human-Friendly Interfaces of Wheelchair Robotic System for Handicapped Persons", Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems EPFL, Lausanne, Switzerland, October 2002, pp 1505-1510.

[10] C K.H. Law, M Y.Y. Leung, Y Xu, S.K. Tso, "A cap as Interface for Wheelchair Control", Proceedings of the 2002 IEEE/RSJ Intl. Conference on Intelligent Robots and Systems EPFL, Lausanne, Switzerland, October 2002, pp 1439-1444.

[11] Madarasz, R. L., Heiny, L. C., Cromp, R. F., and Mazur, N. M. The design of an autonomous vehicle for the disabled. IEEE J. Robotics Automation RA-2(3) 1986 pp 117-126.

[12] Mazo, M., Rodriguez, F. J., Lazaro, J. L., Urena, J., Garcia, J. C., Santiso, E.? Revenga, P. A., and Garcia, J. J. 1995. Wheelchair for physically disabled people with voice, ultrasonic and infrared sensor control. Autonomous Robots 2 pp 77-88

[13] Delcey, M. : Déficiences motrices et situations de handicap, aspect sociaux, psychologiques, médicaux, techniques et législatifs, troubles associés, Edition APF 2002.

[14] Cruz-Neira, C., Sandin, D.J., & DeFanti, T.A. (1993). Surround-Screen Projection-Based Virtual Reality: The Design and Implementation of the CAVE. *ACM Computer Graphics*, *27,* 135-142.

[15] Mestre, D. & Fuchs, P. (2006). Immersion et Présence. In *Traité de la Réalité Virtuelle, Troisième Edition* (sous la direction éditoriale de P. Fuchs). A paraître aux Presses de l'Ecole des Mines: Paris.

[16] TopChair : http://www.topchair.net

Comparaison des forces de freinage théoriques appliquées sur un fauteuil roulant manuel au cours d'un cycle de propulsion avec des ergomètres de laboratoire et sur le terrain.

C. Sauret (1), N. de Saint Rémy (1), P. Vaslin (1), M. Cid (2), M. Dabonneville (1), P. Kauffmann (1).
(1) LIMOS, UMR 6158 CNRS - Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand II, Aubière, France.
ISIMA, BP 10105, 63173 Aubière Cedex.
(2) LMP, UMR 5469 CNRS - Université Bordeaux I, Talence, France.
351 cours de la Libération, 33405 Talence Cedex.
sauret@isima.fr, vaslin@isima.fr

Résumé **- La quantification des forces de résistance à l'avancement est un problème récurrent de l'étude de la locomotion en fauteuil roulant manuel, qu'elle soit réalisée sur tapis roulant, sur ergomètre à rouleaux, sur simulateur ou directement sur le terrain. La présente étude avait pour but de quantifier la résultante des forces de freinage qui s'applique sur le terrain lors d'un cycle complet de propulsion et de la comparer à celles appliquées sur simulateur et sur ergomètre à rouleaux, en tenant compte de deux paramètres essentiels : la réaction normale et sa répartition entre les roues avant et arrière. Les résultats sur le terrain montrent que la résultante des forces de freinage varie au sein même du cycle de propulsion avec une valeur minimale avant la saisie des mains courantes et une valeur maximale en début de phase de roue libre. La force de freinage appliquée sur les roues arrière du fauteuil, calculée à partir de la relation précédente, évolue de manière inverse à la résultante au cours du cycle de propulsion. Ce résultat démontre que les forces de freinage appliquées sur les ergomètres de laboratoire ne correspondent pas à la réalité du terrain et que ceux-ci devraient être modifiés en conséquence.**

INTRODUCTION

Les études biomécaniques et physiologiques de la locomotion en fauteuil roulant manuel (FRM) sont souvent réalisées sur des ergomètres à rouleaux, des simulateurs, des tapis roulant, ou directement sur le terrain. Dans tous les cas, la résultante des forces de freinage (**Fra**) appliquée sur le système {sujet + FRM} doit être connue pour calculer les paramètres dynamiques et cinématiques du mouvement. Sur les simulateurs, cette force peut être réglée par l'expérimentateur ou le clinicien, alors que sur les ergomètres à rouleaux, sur tapis roulant et sur le terrain, elle est généralement évaluée par un test de décélération ou un test de résistance réalisé avant les expérimentations avec les sujets [1, 2, 3].

Dans cette dernière étude [3], il a également été montré que sur un sol horizontal, **Fra** était dépendante à la fois de la force verticale appliquée par le système {sujet + FRM} sur le sol (qui est égale à l'opposé de la réaction normale : $\mathbf{R_N}$), et de la répartition antéro-postérieure de cette force entre les roues avant et arrière. De plus, la même équipe [4] a montré que les mouvements du sujet pendant la propulsion en FRM causaient des variations à la fois de $\mathbf{R_N}$ et de sa répartition antéro-postérieure, qui devaient induire des variations conséquentes de **Fra** appliquée au système {sujet + FRM} au cours du cycle de propulsion. Cette hypothèse pouvait avoir des répercussions sur les mesures biomécaniques et physiologiques réalisées sur les différents ergomètres de laboratoire : tapis roulant, simulateurs et ergomètres à rouleaux. En conséquence, l'objet de cette étude a consisté à calculer les forces de freinage théoriquement appliquées sur différents ergomètres pendant un cycle de propulsion en FRM en fonction des paramètres cinématiques et dynamiques mesurés sur le terrain.

I. MATERIEL ET METHODE

A. Expérimentation sur le terrain

Un jeune sujet valide (21 ans ; 1,83 m ; 72,0 kg) a propulsé un fauteuil roulant ergomètre de terrain sur la piste d'un stade couvert (Stadium Jean Pellez, Aubière, France) dans des conditions de déplacement rectiligne contrôlées et à une vitesse moyenne de 1,38 m/s. L'ergomètre de terrain était équipé de nombreux capteurs, dont un accéléromètre tri-axial (FA 3506, FGP, France) fixé sur le cadre du fauteuil, et une plateforme de forces à six composantes (TSR, Mérignac, France) fixée entre le cadre du FRM et le siège du sujet [5]. Les signaux de l'accéléromètre tri-axial et de la plateforme de force à six composantes ont été échantillonnés à 250 Hz par une carte de conversion analogique/numérique 16 bits (AI-16XE-50, National Instruments, USA) placée dans un mini-ordinateur (FMW 2902 F, Fujitsu, Japon) embarqué et fixé sous le siège du fauteuil. Les données étaient transmises en temps réel à un second ordinateur placé à distance, sur le côté de la piste, en utilisant des protocoles de transfert sans fil IEEE 802.11b et TCP/IP. Les données ont ensuite été traitées à l'aide de programmes informatiques écrits avec le logiciel libre de calcul mathématique Scilab 3.0 (INRIA, France).

Les trois composantes de l'accélération ont été utilisées pour calculer **Fra** appliquée sur l'ergomètre de terrain au cours de tests de décélération (*cf. infra*), ainsi que la vitesse du fauteuil pendant l'expérimentation sur le terrain. Le centre de pression du sujet dans le référentiel lié au FRM a été calculé à partir des six composantes (**Fx**, **Fy**, **Fz**, **Mx**, **My**, **Mz**) du torseur des efforts mesurées en continu par la plate-forme de forces fixée sous le siège. La composante **Fz** et le poids du FRM ont été utilisés pour calculer la force verticale appliquée par le système {sujet + FRM} sur le sol.

Après une dizaine de poussées, le système {sujet + FRM} traversait le champ d'une caméra vidéo numérique haute vitesse (Fastcam-PCI 500, Photron, USA) qui enregistrait les mouvements du sujet et du fauteuil avec une fréquence d'échantillonnage de 125 Hz pendant un cycle complet de propulsion. Les images ont été utilisées pour réaliser une analyse cinématique 2D des mouvements du sujet, basée sur un modèle anthropométrique à 15 segments [4] compatible avec les données de la littérature scientifique [6]. L'évolution de la position du centre de masse du système {sujet + FRM} a permis de calculer la répartition antéro-postérieure de la force verticale appliquée sur le sol (R_{AP}), exprimée en fonction de la distance entre les roues avant et arrière.

B. Estimation de Fra sur le terrain

Les résistances appliquées sur le système {sujet + FRM} au cours de la locomotion en fauteuil ont plusieurs origines. Si on admet que les résistances aérodynamiques sont négligeables pour la locomotion quotidienne en fauteuil roulant manuel, il reste les moments de roulement des roues avant ($\mathbf{M_{1\ roulement}}$) et arrière ($\mathbf{M_{2\ roulement}}$) qui dépendent des surfaces en contact et de $\mathbf{R_N}$ ainsi que les moments de friction appliqués sur les axes des roues avant ($\mathbf{M_{1\ friction}}$) et arrière ($\mathbf{M_{2\ friction}}$) qui dépendent également de $\mathbf{R_N}$. Les moments résultants appliqués aux roues avant ($\mathbf{M_1}$) et arrière ($\mathbf{M_2}$) sont donc égaux à la somme des moments de roulement et de friction des roues avant d'une part, et arrière d'autre part.

$$\mathbf{M_1} = \mathbf{M_{1\ roulement}} + \mathbf{M_{1\ friction}}$$
$$\mathbf{M_2} = \mathbf{M_{2\ roulement}} + \mathbf{M_{2\ friction}}$$

D'autre part, le moment résultant peut être exprimé par le produit vectoriel de $\mathbf{R_N}$ et du coefficient de frottement de roulement (assimilable à une longueur). En outre, les vecteurs étant perpendiculaire, l'expression peut s'écrire directement sous sa forme normative.

$$M_1 = \delta_1 R_{N1}$$
$$M_2 = \delta_2 R_{N2}$$

Où δ_1 et δ_2 sont les coefficients de frottement de roulement des roues avant et arrière respectivement ; R_{N1} et R_{N2} sont, dans l'ordre, les réactions du sol appliquées au niveau des roues avant et arrière.

Ces moments résistants appliqués aux roues avant et arrière peuvent être exprimés comme le produit vectoriel du rayon de la roue (r_1 et r_2 respectivement) dirigé vers l'espace libre et d'une force de freinage appliquée au centre de la roue (**Fra**$_1$ et **Fra**$_2$ respectivement), perpendiculairement au rayon et de sens opposé au déplacement.

$$M_1 = r_1 Fra_1$$
$$M_2 = r_2 Fra_2$$

A partir des expressions des deux paragraphes précédents, les forces de freinage appliquées aux axes des roues avant et arrière peuvent être exprimées à partir du rayon des roues, de la réaction du sol, et du coefficient de frottement de roulement.

$$Fra_1 = (\delta_1 / r_1) R_{N1}$$
$$Fra_2 = (\delta_2 / r_2) R_{N2}$$

Le cadre du fauteuil étant une structure rigide et **Fra**$_1$ et **Fra**$_2$ étant appliquées parallèlement à la surface de contact, ce qui signifie que **Fra**$_1$ et **Fra**$_2$ sont colinéaires et de même sens, il advient que la force de résistance totale (**Fra**) appliquée sur le fauteuil est égale à la somme des forces de freinage appliquées sur chacune des roues.

$$\mathbf{Fra} = \mathbf{Fra1} + \mathbf{Fra2}$$

$$Fra = (\delta_1 / r_1) R_{N1} + (\delta_2 / r_2) R_{N2}$$

Afin de pouvoir simuler les forces de freinage sur le terrain, quatre séries de tests de décélération ont été réalisées sur la piste du stadium avec deux masses différentes et deux répartitions antéro-postérieure de chaque masse. Les résultats de ces tests ont été utilisés pour calculer, par régression linéaire, les coefficients δ_1 et δ_2 (-0,0037415m et -0,00044m) de l'équation permettant d'estimer **Fra** (r^2 =0,8977) à partir de la réaction normale totale du système ($\mathbf{R_N}$), de la part de $\mathbf{R_N}$ répartie sur les roues avant (R_{AP}) ainsi que des rayons r_1 et r_2 (0,072m et 0,3m).

$$Fra = 0{,}051965\ R_N \times R_{AP} + 0{,}001467\ R_N \times (1 - R_{AP})$$

C. Ergomètre à rouleaux

Un ergomètre à rouleaux est un matériel de laboratoire sur lequel est placé le FRM de telle sorte que ses roues arrière reposent sur des rouleaux, tandis que ses roues avant sont fixées sur le châssis de l'ergomètre [1, 8]. Les résistances appliquées aux roues arrière du FRM par l'intermédiaire des rouleaux sont choisies par l'expérimentateur, et généralement supposées constantes.

La force de freinage théoriquement appliquée sur les roues arrière a été calculée à partir de l'équation déterminée sur le terrain en considérant uniquement les roues arrière.

$$Fra_2 = 0{,}001467\ R_N \times (1 - R_{AP})$$

D. Simulateur

Les simulateurs de FRM sont des ergomètres fixes, avec deux mains courantes fixées sur des roues suspendues par leur axe de rotation [9]. Les résistances sont appliquées sur les axes des roues soit directement à l'aide d'un moteur électrique ou d'un frein électromagnétique, soit indirectement par une liaison mécanique avec le volant d'inertie d'un cyclo-ergomètre sur lequel sont appliquées les forces de freinage

[10]. Celles-ci sont choisies par le scientifique ou le médecin et sont généralement supposées constantes.

Dans cette étude, seuls les simulateurs à freinage électrique délivrant un freinage constant ont été considérés. Les forces de freinage étaient ainsi indépendantes des mouvements du sujet.

II. RESULTATS

A. Conditions de terrain.

Les résultats de l'analyse cinématique du cycle de propulsion montrent que la répartition de $\mathbf{R_N}$ sur les roues avant était comprise entre 26,9 et 43,6 % avec une valeur maximale atteinte au début de la phase de roue libre (Fig. 1). La réaction normale du support variait également, mais de manière très faible, entre 99,95 et 100,04 % du poids total du système (1083,6 N), soit des variations inférieures à 1 N.

Ces variations significatives de la répartition $\mathbf{R_N}$ sur les roues avant correspondaient à des variations de la position de centre de masse du haut du corps comprises entre –5,7 et +5,2 cm par rapport à la position moyenne lors du cycle, soit une amplitude totale de 10,7 cm. Une analyse plus fine a révélé que les positions instantanées du centre de masse de l'ensemble {tronc + tête + cou} variaient de –3,5 à +2,9 cm par rapport à la position moyenne, soit une amplitude totale inférieure à 6,5 cm (Fig. 2).

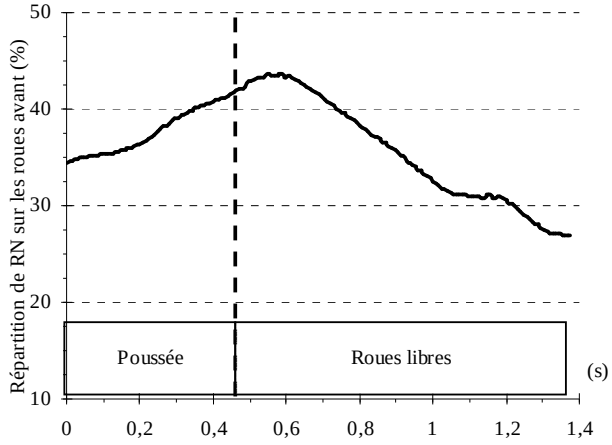


Fig. 1 : Evolution du pourcentage de R_N réparti sur les roues avant au cours d'un cycle de propulsion en FRM.

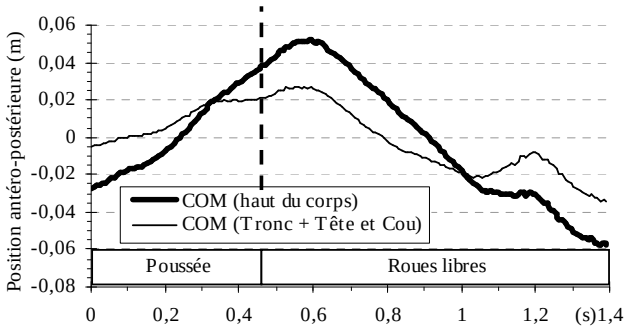


Fig. 2 : Evolution de la position du centre de masse (COM) du haut du corps et de l'ensemble {Tronc + Tête et Cou} en fonction de leurs positions moyennes, au cours d'un cycle de propulsion en FRM.

Les résultats de l'estimation de la force de freinage au cours du cycle de propulsion (Fig. 3) révèlent une variation en fonction des mouvements du sujet par rapport au fauteuil. En effet, **Fra** augmentait pendant la phase de poussée pour atteindre un maximum au début de la phase de roue libre, puis diminuait avec le retour du tronc et des bras vers l'arrière. Les variations de **Fra** étaient comprises entre 16,3 et 25,4 N, soit respectivement 76% et 120% de la valeur moyenne (21,3 N).

B. Comparaison des ergomètres de laboratoire avec le terrain

Toutes les valeurs simulées de **Fra** ont été exprimées en pourcentage de la valeur maximale du cycle pour chaque modalité : sur simulateur, sur le terrain et sur les roues arrière (Fig. 4). Puisque le frein électrique des simulateurs permet de maintenir un freinage constant, **Fra** est logiquement restée à 100% tout au long du cycle de propulsion. Sur le terrain, les valeurs de **Fra** étaient comprises entre 64 et 100%, le pourcentage le plus faible étant atteint lorsque la répartition antéro-postérieure de $\mathbf{R_N}$ sur les roues avant était la plus faible, c'est-à-dire au la fin de la phase de roue libre, lorsque le sujet s'apprêtait à saisir les mains courantes. Inversement, la force de freinage appliquée sur les seules roues arrière diminuait tout au long de la phase de poussée jusqu'à atteindre sa valeur minimale (77%) au début de la phase de roue libre, puis elle augmentait au cours du reste de la phase de roue libre pour atteindre 100% en fin de cycle. La force de

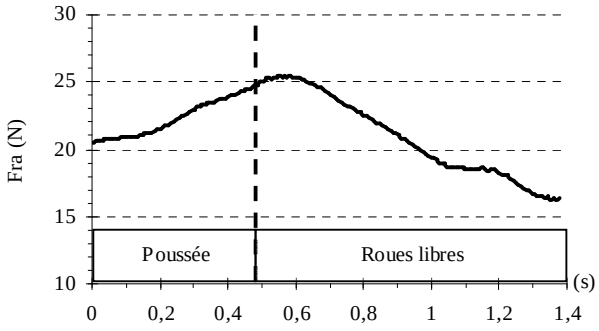


Fig. 3 : Evolution de la résultante des forces de freinage appliquée sur un FRM au cours d'un cycle de propulsion sur le terrain.

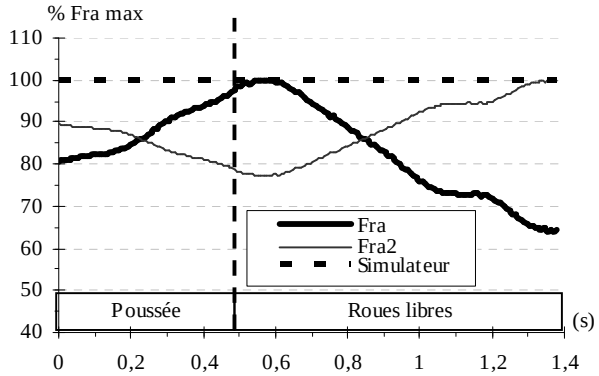


Fig. 4 : Evolution de la résultante des forces de freinage au cours d'un cycle de propulsion sur le terrain et avec différents ergomètres de laboratoire.

freinage simulée sur un ergomètre à rouleaux évoluerait donc de manière strictement opposée à ce qui a été observé sur le terrain.

III. Discussion

Au cours du cycle étudié, même à vitesse de confort (1,38 m/s), la répartition de $\mathbf{R_N}$ sur les roues avant variait de manière importante, comme cela avait déjà était montré [4, 11]. De plus, cette variation a été montrée malgré une faible participation du tronc et les conclusions tirées ici pour un sujet valide peuvent donc être transposables aux sujets para et tétraplégiques. Néanmoins, la présente étude montre des variations de $\mathbf{R_N}$ appliquée par le sol sur le système qui sont négligeables. Ainsi, les variations de **Fra** étaient très largement dues aux variations de la répartition de $\mathbf{R_N}$. Par ailleurs, ces valeurs sont également supérieures à celle trouvées par [11, 12] et seulement [13] a trouvé des valeurs similaires.

La comparaison des forces de freinage simulées pour différents ergomètres montre une évolution contradictoire de **Fra** appliquée sur le terrain pour l'ensemble du FRM et celle appliquée sur les roues arrière, comme cela est cas pour un ergomètre à rouleaux.

IV. Conclusion

La présente étude a permis de mettre en évidence de manière quantitative l'évolution des forces de freinage qui s'applique sur un FRM sur le terrain au cours d'un cycle de propulsion. Cette évolution ne semble pas être négligeable mais devra être comparée en termes de puissance mécanique avec celle générée par un freinage constant, qui pourrait être égal, par exemple, à la valeur moyenne du cycle de propulsion.

Les valeurs obtenues pour les roues arrière montrent les limites de l'utilisation des ergomètre à rouleaux, en ce qui concerne le contrôle des forces de freinage et plus précisément du moment de roulement. L'évolution contradictoire de ces forces comparée aux conditions de terrain montre qu'il n'est pas judicieux de tirer des conclusions en termes d'éfficacité du sujet à partir d'un tel équipement.

La présente étude a montré que l'utilisation courante des différents ergomètres de FRM n'est pas en accord avec la réalité du terrain. Néanmoins, des améliorations peuvent être réalisées. Ainsi, à la fois sur tapis roulant et sur le terrain, il est nécessaire de réaliser des tests de résistances pour différentes valeurs de $\mathbf{R_N}$ et différentes répartitions antéro-postérieures (R_{AP}) pour estimer les forces de freinage en fonction de ces deux paramètres. Pour les simulateurs, il est nécessaire d'intégrer une fonction de $\mathbf{R_N}$ et de sa répartition antéro-postérieure dans le programme de génération des forces de freinage. Une plateforme de force placée sous le siège rendrait possible le calcul de $\mathbf{R_N}$ et sa répartition en temps réel et permettrait alors d'ajuster simultanément les forces de freinage appliquées sur les roues. Des tests de décélérations réalisés préalablement sur le terrain pour différents revêtements de sol autoriseraient alors le choix des coefficients de la fonction de génération des forces de freinage, et ainsi de simuler en laboratoire la locomotion sur différents revêtements. Le problème le plus complexe se pose pour les ergomètres à rouleaux parce que l'évolution des forces de freinage est inversée par rapport au terrain. Dans un premier temps, il est nécessaire de proposer une technologie permettant de calculer en temps réel la valeur de la réaction normale s'appliquant sur les roues arrière ainsi que $\mathbf{R_N}$ s'appliquant sur l'ensemble du FRM. Dans un second temps, il sera nécessaire d'intégrer dans le programme de génération des forces de freinage appliquées sur les rouleaux, le calcul du moment de roulement en fonction de $\mathbf{R_{N2}}$. Enfin, le programme devra être capable de calculer le freinage à appliquer aux rouleaux pour que la résistance totale subie par le fauteuil soit en accord avec les données de terrain.

Bibliographie

[1] D. Theisen, M. Francaux, A. Fayt, X. Sturbois, "A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion on a roller ergometer: a reliability study". *Int. J. Sports Med.*, vol. 17, pp. 564-571, 1996.

[2] van der Woude LHV, de Groot G, Hollander AP, van Ingen Schenau GJ, Rozendal RH. "Wheelchair ergonomics and physiological testing of prototypes", *Ergonomics*, 29, pp. 1561–73, 1986.

[3] N. de Saint Rémy N., P. Vaslin, M. Dabonneville, L. Martel, A. Gavand, "Dynamique de la locomotion en fauteuil roulant manuel: Influence de la masse et de sa répartition antéro-postérieure sur la résultante des forces de freinage", *Science & Sports*, 18, pp. 141-149, 2003.

[4] C. Sauret, P. Vaslin, M. Dabonneville, M. Cid, "Conséquences de la modélisation du tronc et des mouvements du sujet sur la résultante des forces de freinage lors de propulsion en fauteuil roulant manuel." *Journée Thématique "Biomécanique du Mouvement et Handicap Moteur"*, Lyon (France), 11 mai 2005.

[5] M. Dabonneville, P. Vaslin, P. Kauffmann, N. de Saint Rémy, Y. Couétard, M. Cid, "A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions". *Technology & Disability*, vol. 17, pp. 63-76, 2005.

[6] D.A. Winter, "Anthropometry", in *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, New York: Wiley Interscience Publication, 1990, pp. 54-74.

[7] N. de Saint Rémy *Modélisation et détermination des paramètres biomécaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel*, Ph.D. Thesis, Université Blaise Pascal – Clermont-Ferrand II (France), 2005.

[8] K.D. Coutts, "Dynamics of wheelchair basketball", *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 24, pp. 231-234, 1992.

[9] R. Niesing et al., "Computer-controlled wheelchair ergometer", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 28, 329-338, 1990.

[10] M.M. Rodgers, E.K. Randall, E.K. Gardner, P.A. Russell, P.H. Gorman, "Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 37, pp. 28-295, 2000.

[11] C. Sauret et al., "Fore-and-aft evolution of the subject's center of mass and center of pressure during actual wheelchair propulsion", *Comput. Methods Biomech. & Biomed. Eng.*, suppl. 1, pp. 251-252, 2005.

[12] K.D. Coutts, "Drag and sprint performance of wheelchair basketball players", *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 31, pp. 138-143, 1994.

[13] A. Vinet, P.L. Bernard, C. Ducomps, O. Selshow, D. Le Gallais, J.P. Micallef, "A field deceleration test to assess total wheelchair resistance", *Int. J. Rehab. Res.*, vol. 21, pp. 397-401, 1998.

Evaluation ergonomique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles.

Faupin A.[1, 2], Gorce P.[3], Rémy-Néris O.[4], Thevenon A.[5]

[1]Laboratoire d'Etudes de la Motricité Humaine, Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique, Université de Lille 2, 9 rue de l'Université, 59790 Ronchin. faupin.arnaud@wanadoo.fr.

[2]Laboratoire d'Automatique de Mécanique et d'informatique Industrielles et Humaines. Université de Valenciennes, Faculté des Sciences et des Métiers du Sport. Le Mont Houy, 59313 Valenciennes, Cedex 9.

[3]LESP EA 31-62, Université Toulon et du Var, Avenue de l'université BP 132, 83957 LA GARDE.

[4]C.H.R.U. de Lille Service Médecine Physique et Réadaptation, avenue Oscar Lambret, 59037 Lille Cedex.

[5]Centre J. Calvé, Groupe Hopale , 72 esplanade Parmentier, 62608 Berck sur mer.

Résumé **: L'objectif de cette étude est de réaliser une simulation cinématique de la propulsion en fauteuil roulant à manivelles afin d'étudier certains aspects ergonomiques de ce type de fauteuil. Nous émettons l'hypothèse que certains réglages concernant la position des manivelles permettraient de minimiser les amplitudes articulaires, facteurs de risques de troubles musculo-squelettiques (TMS) et/ou de s'écarter de certaines butées articulaires considérées à risques.**

Un sujet paraplégique et un sujet valide réalisent un test de manivellage sur handbike à une cadence de 70 rpm. L'analyse du mouvement en 3D a été réalisée à l'aide du système Vicon 370. A partir du recueil de ces données nous avons réalisé un modèle cinématique inverse à sept degrés de liberté. Nous avons simulé le mouvement en déplaçant l'axe des manivelles ou en modifiant la distance séparant les deux poignées de ± 10 cm.

Le modèle cinématique inverse réalisé est fiable et relativement simple de procédure et d'utilisation. A partir de nos résultats, nous avons pu formuler des hypothèses sur un réglage de manivelles optimal afin de réduire les risques de TMS. Il convient, de concevoir cette étude comme une première étape permettant, par la suite, de généraliser nos résultats sur une population plus importante en recherchant les invariants du mouvement. Ce travail à terme devrait permettre de réaliser un outil de simulation permettant l'aide aux choix de réglage du fauteuil roulant pour les personnes à mobilité réduite.

I. INTRODUCTION

Même si le fauteuil roulant à mains-courantes (Fmc) est le plus répandu (fauteuil de ville ou fauteuil de sport), des alternatives à ce mode de propulsion existent. Parmi celles-ci, les fauteuils à propulsion à manivelles, que l'on appelle handbike (HB) ou encore handcycle, se sont développés depuis une vingtaine d'années. Ce mode de propulsion est aujourd'hui utilisé tant dans les programmes de rééducation des personnes à mobilité réduite que dans le domaine du handisport devenant, en 2004, discipline paralympique. Le HB est composé généralement de 2 roues à l'arrière et d'une roue à l'avant, propulsées et guidées par un système de pédalage ("médalage") à bras composé à l'identique du vélo valide de plateaux et de pignons.

Dès les années 1980, différentes études sur ergomètre à bras et sur véritables HB ont montré que les systèmes à manivelles étaient plus efficaces – en termes de rendement mécanique et de réponses cardio-respiratoires – que la propulsion d'un Fmc [1]. D'autre part, de nombreuses études épidémiologiques et biomécaniques ont montré que la propulsion en Fmc, notamment par son caractère répétitif [2, 3], était un facteur de risques de troubles musculo-squelettiques (TMS) tant au niveau de l'épaule [4, 5] que du poignet [6, 7]. les pathologies les plus courantes étant la tendinite de la coiffe des rotateurs et le syndrome du canal carpien. A notre connaissance, aucune étude épidémiologique n'a porté sur les risques de TMS liés à l'utilisation d'un HB. Cependant Faupin et al. [8] ont révélé l'existence d'importantes amplitudes et accélérations angulaires des articulations en condition maximale de sprints, pouvant être considérées comme des facteurs de risques de tendinite de l'épaule et de syndrome du tunnel carpien.

L'une des solutions permettant de réduire ces risques de TMS est de travailler sur l'ergonomie du système homme-fauteuil. La position de l'utilisateur par rapport à l'axe des manivelles est un dès paramètres important de réglage du handbike. Cette question a suscité un intérêt scientifique de la part de la communauté des physiologistes. Cependant les auteurs n'ont pu établir de position préférentielle : que ce soit pour la hauteur des épaules du sujet par rapport à l'axe [9, 10] ou pour la distance entre le tronc et l'axe des manivelles. Nous émettons l'hypothèse que certains réglages concernant la position des manivelles par rapport aux épaules du sujet (des deux acromions) permettraient de minimiser les amplitudes articulaires, facteurs de risques de TMS et/ou de s'écarter de certaines butées articulaires considérées à risques.

Pour étudier les réglages du fauteuil roulant, la démarche classique consiste à analyser les gestes effectués par des sujets à l'aide de systèmes d'analyse du mouvement [11]. La

seconde consiste à simuler le mouvement [12]. Cette seconde possibilité permet en effet de tester diverses hypothèses qui ne peuvent pas forcément l'être dans la réalité. Dans ce travail, nous utiliserons l'une et l'autre techniques. L'objectif de cette étude est premièrement de réaliser une simulation cinématique de ce mode de propulsion pour un sujet paraplégique et un sujet valide et deuxièmement d'étudier les effets du réglage des manivelles sur les paramètres cinématiques simulés.

II. MATERIEL ET METHODE

A. Recueil de données

Un sujet sportif paraplégique pratiquant le HB (âge 35 ans, masse 90 kg, taille 175 cm, longueur des bras 29 cm, de l'avant-bras 28 cm, main 9 cm) et un sujet valide non initié à la propulsion en HB (âge 24 ans, masse 65 kg, taille 170 cm, longueur des bras 26 cm, de l'avant-bras 26 cm, main 8 cm) ont participé à cette étude.

Le sujet une fois installé dans le HB, fixé à un home-trainer permettant d'imposer une résistance constante, s'accoutumait au nouveau matériel pendant 10 minutes. Au signal donné par l'expérimentateur, le sujet propulsait son handbike à une cadence de 70 rpm imposée par un métronome émettant un signal sonore. La durée du test était de 1 minute, l'acquisition des données a été réalisée sur les 30 dernières secondes, 5 cycles complets ont été analysés pour les différents paramètres biomécaniques mesurés.

L'analyse du mouvement en 3D a été réalisée à l'aide du système Vicon 370 (Oxford Metrics, Oxford, UK). 22 marqueurs anatomiques et techniques sont positionnés sur le tronc et le membre supérieur droit du sujet. Les données sont filtrées à l'aide d'un filtre passe-bas butterworth d'ordre 4 à une fréquence de coupure de 6 Hz.

B. Modélisation du mouvement

Le modèle que nous avons utilisé est classique dans le domaine de la biomécanique. La partie supérieure du corps humain est considérée comme un système articulé composé de corps rigides correspondant aux segments de corps suivants : tronc, bras, avant-bras, main. Le modèle du bras est composé de trois segments et de trois articulations (Figure 1). La première articulation correspond à l'épaule avec trois degrés de liberté (3 rotations : q1, q2, q3 autour des axes : X1, Y1' et Z1''). La seconde articulation est celle du coude avec 1 degré de liberté (flexion équivalente à q4 autour de l'axe Y2). La dernière articulation correspond au poignet avec 3 degrés de liberté (3 rotations équivalentes à q4, q5, q6 autour des axes X3, Y3' et Z3''). Le dernier segment est noté (X4, Y4, Z4) et correspond à l'orientation de la main.

Les rotations successives aux articulations correspondent à la flexion / extension (F/E), à l'adduction / abduction (Ad/Ab), à la rotation interne / rotation externe (Ri/Re) de l'épaule, à la flexion / extension, à la pronation / supination du coude et à la flexion / extension et inclinaison radiale / ulnaire (Ir/Iu) du poignet.

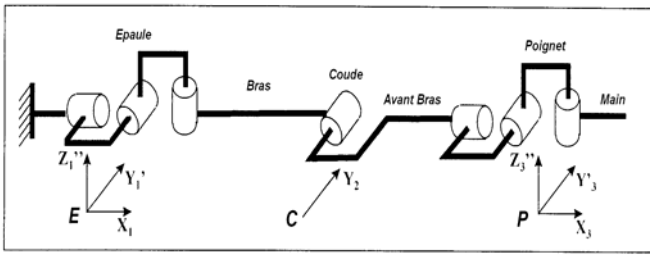


Fig. 1 : Modèle du bras et définition des articulations.

C. Modèle cinématique directe et inverse

Le modèle cinématique direct nous permet de passer des valeurs angulaires des articulations du bras à leurs coordonnées cartésiennes. La structure du bras est totalement définie à partir de la connaissance des angles articulaires $q = (q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7)^T$. Ce modèle est paramétré par les valeurs q_i des articulations ; il définit l'espace de travail du bras. Pour résoudre le problème cinématique inverse, Korein [13] fournit une solution analytique intéressante pour un problème à sept degrés de liberté. Tolani et al. [14, 15] proposent des procédures semblables. Cette méthode est plus fiable et plus rapide que les méthodes conventionnelles basées sur la matrice Jacobienne ou encore sur les techniques d'optimisation [15]. Les valeurs de q_1, q_2, q_3, q_5, q_6 et q_7 sont obtenues par extraction des angles d'Euler à partir des matrices de rotation de l'épaule R_E et du poignet R_P. Il reste donc comme inconnue q_4.

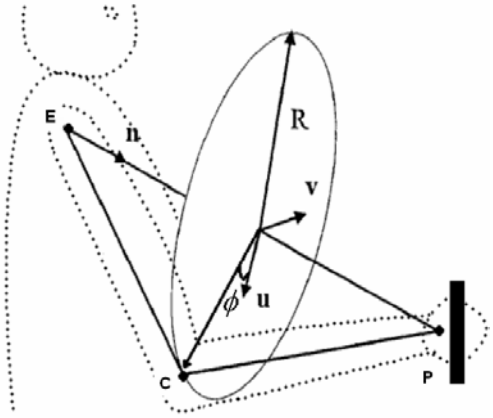


Fig. 2 : Position théorique du coude (C) sur le cercle de rayon R, centré sur l'axe épaule (E) / poignet (P). u, v, n sont des vecteurs unitaires du repère local. ϕ est l'angle de pivot.

L'angle q_4 est résolu géométriquement en intégrant les contraintes physiologiques de flexion / extension du coude. En effet, si le poignet (P) est fixe, le coude (C) ne peut alors se déplacer que sur un arc de cercle de rayon R dont le vecteur normal (n) est parallèle à l'axe de l'épaule au poignet [15]. Deux vecteurs unitaires, u et v, complètent le repère local. Ainsi, pour chaque position et orientation de la main, une position du coude (C) existe. Cette position se trouve le long d'un cercle de rayon R centré sur la ligne connectant le

centre de l'épaule (E) et du poignet (P) (Figure 2). Afin de connaître la position du coude, il nous suffit donc de connaître l'angle ϕ (appelé angle de pivot ou en terme anglo-saxon « Swivel angle »). Finalement l'équation de la position du coude en fonction de l'angle de pivot ϕ est :

$$C(\phi) = c + R(\cos(\phi)\vec{u} + \sin(\phi)\vec{v}) \qquad (1)$$

D. Simulation

Afin de simuler le mouvement, une extrapolation de l'angle de pivot est obtenue très précisément par une fonction spline cubique. En connaissant la position de la main dans l'espace et en injectant l'angle de pivot parfaitement extrapolé par une fonction spline cubique au modèle cinématique inverse, nous pouvons ainsi obtenir les angles articulaires de l'épaule du coude et du poignet. Lors de la propulsion en HB, la position des mains dans l'espace est connue car leur trajectoire décrit un cercle, avec la longueur des manivelles comme rayon. Notre simulation consistera simplement à déplacer l'axe des manivelles ou modifier la distance séparant les deux poignées de ± 10 cm.

La position de l'axe des manivelles (Figure 3) selon la position initiale (**Pi**) est déplacée de 10 cm vers l'avant, vers l'arrière, vers le bas et vers le haut. La distance entre les deux manivelles, celle de droite et celle de gauche (respectivement **D** et **G**) est augmentée (**DG+**) et diminuée (**DG-**) de 10 cm.

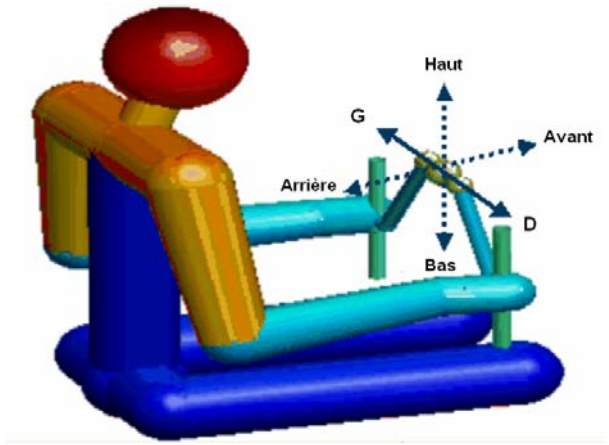


Fig. 3 : Représentation de l'humanoïde de synthèse et de la modification de l'axe des manivelles (10 cm en avant, en arrière, en haut et en bas) et de l'écartement entre la manivelle de gauche (G) et de droite (D) de ± 10 cm.

III. RESULTATS

A. Résultats qualitatifs

Nous avons tout d'abord vérifié si notre modèle cinématique direct et inverse était fidèle aux mouvements observés expérimentalement. Pour cela, nous avons contrôlé que nos positions cartésiennes des centres articulaires expérimentales et simulées étaient les mêmes. La figure 4 représente la position du coude mesurée expérimentalement et la position du coude simulée.

La figure 5 représente la flexion/extension (F/E) du coude mesurée (courbe en rond) pour le sujet paraplégique ainsi que la simulation (courbe en trait plein) selon trois différentes positions des manivelles. Sa lecture suggère plusieurs remarques :

- Lorsque l'axe des manivelles est positionné 10 cm en arrière, l'amplitude de **F/E** du coude diminue tandis que la courbe est décalée vers le haut indiquant une flexion maximale plus importante et une plus faible extension maximale.

- Lorsque l'axe des manivelles est déplacé de 10 cm vers l'avant, on observe un arrêt brusque de la courbe de **F/E** du coude à 0°. Cette dernière observation montre que le modèle ainsi réalisé, en ne permettant pas une hyper extension du coude, suit les contraintes physiologiques du sujet. C'est la raison pour laquelle nous avons essayé de manière itérative différents déplacements des manivelles (10, 9, 8, 7, 6 et 5cm). Une modification de la position des manivelles de 5 cm vers l'avant était la première valeur qui, dans l'ordre, correspondait aux contraintes physiologiques du sujet.

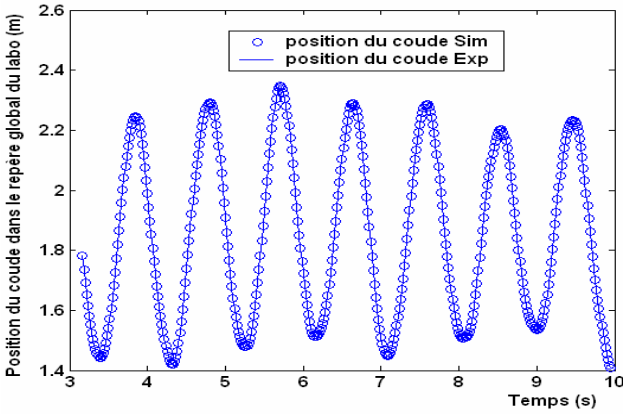


Fig. 4 : Position du coude mesurée expérimentalement et simulée.

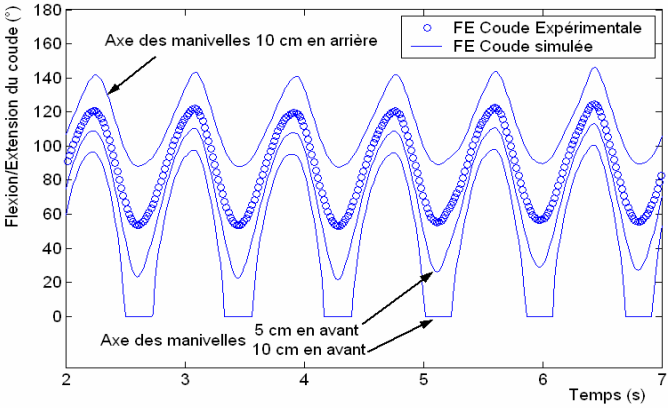


Fig. 5 : Exemple représentatif de F/E du coude, expérimentale (courbe en rond) et simulée (courbe pleine) selon 3 conditions de réglage des manivelles pour le sujet paraplégique.

B. Résultats quantitatifs

Tab. 1 : Résultats de la simulation pour le sujet paraplégique et valide. Am : Amplitude, Max : maximum et Min : minimum des angles articulaires. La partie "simulation" permet une lecture rapide du tableau avec ↑ ou ↓ signifiant une augmentation ou une diminution de la valeur simulée d'au moins 10° par rapport à la valeur réelle de départ, et ≈ signifiant une variation angulaire inférieure à 10°.

			Epaule								
			F (+) / E (-)			**Ad (+) / Ab (-)**			**Ri (+) /Re (-)**		
			Am	Max	Min	Am	Max	Min	Am	Max	Min
Sujet Paraplégique	**Position réelle**		**63**	**49**	**-14**	**19**	**-16**	**-36**	**11**	**32**	**21**
	Simulation	haut	≈	↑	≈	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		Bas	≈	↓	≈	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		Av	≈	↑	↑	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		Arr	≈	↓	↓	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		DG+	≈	≈	≈	≈	≈	≈	↑	↓	↓↓
		DG-	↓	≈	↑↑	≈	≈	≈	≈	↑↑	↑
Sujet Valide	**Position réelle**		**71**	**49**	**-22**	**23**	**-9**	**-32**	**17**	**17**	**0**
	Simulation	haut	≈	↑	↑	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		Bas	≈	≈	≈	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		Av	≈	↑	↑	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		Arr	↑	↓	↓↓↓	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		DG+	≈	≈	≈	↑	≈	≈	↑	↓	↓↓
		DG-	↓	≈	↓	↑	↑	≈	↑	↑↑↑	↑
			Coude			**Poignet**					
			F (+) / E (-)			**F (+) / E (-)**			**Ir (+) / Iu (-)**		
			Am	Max	Min	Am	Max	Min	Am	Max	**Min**
Sujet Paraplégique	**Position réelle**		**69**	**122**	**53**	**23**	**-6**	**-29**	**46**	**14**	**-32**
	Simulation	haut	≈	≈	≈	≈	≈	≈	≈	↑	↑
		Bas	↑	≈	↓	≈	≈	≈	≈	↓↓	↓
		Av	↑↑	↓	↓↓↓	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		Arr	↓	↑↑	↑↑↑	↑	≈	↓	↓	≈	↑
		DG+	≈	≈	≈	↑	≈	↑	≈	↓	↓
		DG-	≈	≈	≈	≈	≈	↓	≈	↑↑	↑
Sujet Valide	**Position réelle**		**70**	**132**	**63**	**29**	**2**	**-26**	**28**	**20**	**-9**
	Simulation	haut	≈	↑	≈	≈	≈	≈	↑	↑↑	↑
		Bas	≈	↓	↓↓	≈	≈	≈	≈	↓↓	↓↓
		Av	↑↑	↓	↓↓↓ ↓	≈	≈	≈	↑↑	≈	↓↓
		Arr	↓	↑↑	↑↑↑	≈	≈	≈	≈	≈	≈
		DG+	≈	≈	≈	↑	↑↑↑	↑	≈	≈	≈
		DG-	≈	≈	≈	≈	↓	↓↓	↑	↑↑	≈

Les résultats quantitatifs de la simulation sont présentés dans le tableau 1 respectivement pour le sujet valide et paraplégique. Les variables articulaires des amplitudes maximales de l'épaule du coude et du poignet y sont représentées. Une lecture rapide des résultats de la simulation est proposé dans le tableau 1 avec les flèches ↑ ou ↓ signifiant une augmentation ou une diminution de la valeur simulée d'au mois 10° par rapport à la valeur réelle de départ. Le sigle ≈ signifie une variation angulaire inférieure à 10°.

La comparaison des résultats de la simulation entre les deux sujets révèle un effet global et similaire des différentes positions des manivelles sur les angles articulaires de l'épaule et du coude. A l'inverse, nous observons plus de différences entre les deux sujets concernant l'articulation du poignet.

IV. DISCUSSION

A partir de la revue de littérature consacrée aux **TMS** en **Fmc** il ressort qu'une position à risque est une position qui engendre des amplitudes importantes au niveau des articulations et/ou amène l'articulation proche des butées articulaires. Compte tenu de la prévalence des pathologies au niveau de l'épaule et du poignet, nous nous focaliserons plus particulièrement sur ces articulations.

Ainsi, nous nous intéresserons successivement à l'influence des différentes conditions testées sur l'une et l'autre articulations, en rapport avec les **TMS**. Mais au préalable, il convient de discuter du modèle utilisé dans cette étude.

A. Modèle cinématique inverse

Le modèle cinématique inverse réalisé à partir des études de Korein [13] et Tolani et al. [14, 15] est relativement simple de procédure et d'utilisation. Tolani et al. ont d'ailleurs montré que cet algorithme, employant une méthode analytique, est plus fiable et plus rapide que les méthodes conventionnelles basées sur la matrice Jacobienne ou encore sur les techniques d'optimisation [15]. En pratique, en connaissant la position de la main (qui suit la trajectoire des manivelles) et en injectant l'angle de pivot extrapolé par une fonction spline cubique au modèle cinématique inverse, nous obtenons les angles articulaires de l'épaule du coude et du poignet que nous avions trouvés grâce au modèle cinématique direct à partir des données expérimentales.

B. Articulation du coude

La figure 5 représente la flexion / extension (F/E) du coude mesurée pour le sujet paraplégique ainsi que la simulation selon trois différentes positions des manivelles. Cette figure indique que ce sont essentiellement les positions « Avant » et « Arrière » qui ont une influence majeure sur la F/E du coude. Nous avons choisi un déplacement de seulement 5 cm vers l'avant afin d'obtenir une extension maximale d'environ 20°. En effet, un déplacement de 10 cm vers l'avant n'était pas possible physiologiquement. Si la F/E du coude n'est pas un facteur déterminant à prendre en

compte dans les risques de TMS, nous pouvons cependant constater que les valeurs que nous obtenons sont cohérentes d'un point de vue physiologique.

C. Articulation de l'épaule

Nous constatons que les amplitudes d'Ab/Ad et de Ri/Re de l'épaule varient essentiellement en fonction de la distance séparant les manivelles (DG+ et DG-) : les amplitudes d'Ab/Ad et Ri/Re de l'épaule sont plus importantes pour ces deux réglages. Mais seul le sujet valide présente une augmentation de ces amplitudes articulaires supérieure à 10°.

Pour ce qui est de la F/E de l'épaule, nous remarquons, globalement pour les deux sujets, que la flexion est plus importante lorsque les manivelles sont positionnées au dessus (Haut) ou en avant par rapport à la position réelle. A l'inverse, lorsque les manivelles sont positionnées en arrière et en dessous (Bas) par rapport à la position réelle, on observe une extension plus importante associée à une flexion plus faible de l'épaule.

D. Articulation du poignet

Nous observons une augmentation de l'amplitude de F/E du poignet pour le réglage DG+ et ce pour les 2 sujets. On constate également une augmentation de l'amplitude de F/E du poignet lorsque les manivelles sont positionnées vers l'arrière, mais seulement pour le sujet paraplégique.

Pour l'Ir/Iu du poignet, nous observons plus de différences interindividuelles que pour les autres paramètres angulaires. Ceci peut, peut-être, s'expliquer par le fait que nous observions déjà des différences d'amplitudes entre les deux sujets pour la position initiale (position réelle non simulée). L'amplitude d'Ir/Iu du poignet du sujet paraplégique était en effet plus importante que celle du sujet valide. Par ailleurs, nous pouvons constater que les amplitudes maximales et minimales d'Ir/Iu observées pour certains réglages lors de la simulation sont proches voire supérieures aux butées physiologiques maximales généralement admises. Il serait alors souhaitable d'intégrer dans le modèle cinématique inverse proposé des contraintes supplémentaires concernant l'articulation du poignet.

E. Position optimale ?

S'il n'est pas possible d'identifier clairement une position qui permettrait à la fois de réduire les amplitudes articulaires de l'épaule et du poignet et de s'écarter des butées articulaires, nous pouvons néanmoins dégager quelques tendances. D'une manière générale, la position de départ (réelle) ainsi que la position « bas » et « arrière » semblent engendrer des amplitudes angulaires moins élevées que les autres positions de réglages. Or nous avons choisi de recueillir les données pour une position initiale avec une propulsion en mode synchrone et un réglage de dossier proche de 90°. En position initiale, la hauteur de l'axe des manivelles était légèrement au dessus des deux acromions de l'épaule, la largeur des manivelles approximativement celle de la largeur des épaules, et la distance entre les épaules et les manivelles était imposée afin d'éviter une extension complète (30°). Même si, à partir de notre étude, il nous est difficile de pouvoir recommander une position des manivelles pertinente, nous émettons les hypothèses suivantes dans l'optique de réduire les risques de TMS :

- La distance séparant les manivelles devrait être approximativement la même que la largeur des épaules.
- La hauteur de l'axe des manivelles devrait être en dessous de l'axe des deux acromions des épaules.
- La distance entre les épaules et les manivelles devrait éviter l'extension complète.

F. Conclusion et perspectives

Si nous avons montré que le modèle cinématique inverse réalisé est fiable et relativement simple de procédure et d'utilisation, nous ne l'avons cependant testé que sur deux sujets. Par ailleurs, il convient de rappeler que les facteurs de risque de TMS sont un phénomène complexe et multifactoriel : les paramètres des angles articulaires, présentés ici, ne constituent qu'un des différents facteurs de TMS. Aussi faut-il considérer nos résultats comme une première base de données nous permettant de tester notre modèle dans différentes conditions et d'émettre des hypothèses sur la position des manivelles. Ces hypothèses pourront servir, à termes, de point de départ pour de futures expérimentations.

Ainsi, ce travail ouvre de grandes perspectives à court et moyen termes. Une base de données expérimentales plus importante nous permettra de développer notre modèle cinématique.

Les paramètres liés à la configuration du HB, comme le réglage des manivelles (hauteur, largeur, forme, à poignée…), l'inclinaison du dossier ou encore l'éloignement de l'assise par rapport aux manivelles seront pris en compte dans la modélisation pour mettre en évidence leur influence respective. Les paramètres liés à la morphologie du sujet (centre de masse du tronc, de chaque segment des membres) et aux capacités motrices et fonctionnelles de l'utilisateur feront également l'objet d'une attention particulière. Le modèle devra être validé par des modalités de propulsion représentatives de conditions réelles d'utilisation.

L'objectif à terme sera de proposer un outil de modélisation de la propulsion en handbike prenant en compte les différents réglages du fauteuil en fonction du handicap. Les résultats du travail proposé devraient déboucher sur des applications tant dans le milieu de la rééducation que dans celui de la performance des sportifs handisport. Une meilleure connaissance des aspects mécaniques et énergétiques du HB devrait contribuer à promouvoir ce mode de locomotion et favoriser son utilisation par un plus grand nombre de personnes, handicapées ou non. Par ailleurs, la modélisation dynamique du mouvement est un sujet de recherche d'actualité dont les résultats ont des répercussions sur l'optimisation ergonomique de dispositifs variés. Ce travail pourrait ainsi avoir des retombées industrielles dans le domaine de la conception des véhicules pour personnes

handicapées moteur.

REMERCIEMENT

Le recueil de données a été réalisé au centre J. Calvé (Groupe Hopale, 72 esplanade Parmentier, 62608 Berck sur mer). Les auteurs remercient Stéphane Bouilland.

REFERENCES

[1] van der Woude, L. H., Dallmeijer, A. J., Janssen, T. W.,Veeger, D., 2001. Alternative modes of manual wheelchair ambulation: an overview. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 80(10), 765-777.

[2] Burnham R.S., May L., Nelson E., Steadward R. et Reid D.C. (1993). Shoulder pain in wheelchair athletes. The role of muscle imbalance. Am J Sports Med ; 21 : 238 – 42.

[3] Rodgers, M.M., Gayle, G.W., Figoni, S.F., Kobayashi, M., Lieh, J. et Glaser, R.M. (1994). Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue. Arch Phys Med Rehabil ; 75 : 85 – 93.

[4] Veeger H.E.J., Rozendaal L.A. et van der Helm F.C. (2002). Load on the shoulder in low intensity wheelchair propulsion. Clin Biomech ; 17 : 211-8.

[5] Mulroy S.J., Farrokhi S., Newsam C.J. et Perry J. (2004). Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion : an electromyographic study. Arch Phys Med Rehabil ; 85 : 925 – 34.

[6] Veeger, H. E., Meershoek, L. S., van der Woude, L. H.,Langenhoff, J. M., 1998. Wrist motion in handrim wheelchair propulsion. J. Rehabil. Res. Dev. 35(3), 305-313.

[7] Boninger M.L., Cooper R.A., Baldwin M.A., Shimada S.D. et Koontz, A. (1999). Wheelchair pushrim kinetics : body weight and median nerve function. Arch Phys Med Rehabil ; 80 : 910 –5.

[8] Faupin A, Gorce P, Campillo P, Thévenon A, Rémy-Néris O. (sous press). Kinematics analysis of handbike propulsion in various gear ratio : implication to joint pain. Clinical Biomechanics.

[9] Cummins TD, Gladden LB. (1983). Responses to submaximal and maximal arm cycling above, at, and below heart level. Med Sci Sports Exerc.;15(4):295-8.

[10] Romkes J., Groen B.E., de Koning JJ. (1999). Mechanical efficiency in arm cranking exercice, in Van der Woude L.H.V., Hopman M.T.E., Van Kemenade C.H. (eds.). Biomedical aspects of manual wheelchair propulsion: State of the art II. Amsterdam IOS Press, pp.172-5.

[11] Faupin, A., Campillo, P., Thevenon, A., Gorce, P., Bouilland, S.,Rémy-Néris, O., 2004. The effects of backrest adjustments on kinematic parameters produced during the handcycle sprinting. J Rehabil Res Dev 41(2-Sup.2), Restoration of (wheeled) mobility in SCI rehabilitation April 19-21 2004. Amsterdam, Hollande. pp 22.

[12] Faupin A, Gorce P, Campillo P, Thévenon A, Bouilland S, Rémy-Néris O. (2005). Effects of crank handbike adjustements on the upper extremity pain. A kinematic simulation study. In : Pruski A, Knops H (eds). Assistive technology : from virtual to technology. AAATE. IOS Press, Amsterdam. 16 : 652-7.

[13] Korein J.U. (1985). A Geometric Investigation of Reach, Ph.D. Thesis. University of Pennsylvania. ACM Distinguished Dissertation. Cambridge, The MIT Press. Mass.

[14] Tolani D. et Badler N. (1996). Real-Time Inverse Kinematics of the Human Arm. Presence ; 5(4) : 393 – 401.

[15] Tolani D., Goswami A. et Badler N. (2000). Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic arms. Graphical Models ; 62 : 353 – 388.

Estimation du point d'application des efforts exercés sur la main courante d'un fauteuil roulant manuel

P. Kauffmann (membre IEEE), P. Vaslin, M. Dabonneville
LIMOS – UMR 6158 CNRS – Université Blaise Pascal
Campus des Cézeaux – ISIMA – B.P. 10125
63173 Aubière cedex – France.

Résumé : **cette communication présente l'intérêt de la mesure du point d'application des efforts sur une main courante de fauteuil roulant manuel, ainsi qu'une méthode développée pour réaliser cette mesure. Cette méthode a conduit à la réalisation d'une maquette expérimentale de laboratoire en cours d'évaluation présentée en fin d'article.**

I. INTRODUCTION

Le fauteuil roulant manuel est un moyen de locomotion indispensable à de nombreux êtres humains, totalement ou partiellement privés de l'usage de leurs membres inférieurs, pour des raisons diverses (ex : lésions de la moelle épinière, maladies neurologiques ou musculaires, traumatismes des membres inférieurs, âge). Bien qu'il leur permette de retrouver une certaine autonomie, ce mode de déplacement n'est pas naturel et sollicite des segments corporels, des muscles et des articulations dont ce n'est pas la fonction première.

Dans le but de connaître, et par suite de réduire, les contraintes mécaniques subies par les utilisateurs de fauteuil roulant manuel, de nombreuses études scientifiques ont été réalisées avec quelques types d'ergomètres de laboratoire (ex : tapis roulants, ergomètres à rouleaux). Au cours de la dernière décennie, différentes équipes de recherche ont développé de nouveaux instruments de mesure sophistiqués [1-4] destinés à mesurer en continu les efforts appliqués et/ou subis par les utilisateurs de fauteuils roulants manuels, lors de déplacements réels ou simulés. Bien que construites selon des principes mécaniques différents, ces roues dynamométriques permettent toutes d'accéder aux six composantes (F_x, F_y, F_z, M_x, M_y, M_z) du torseur des efforts appliqués par le sujet sur la main courante. Cependant, compte tenu du mode d'application de ces efforts, les mesures réalisées avec ces instruments ne permettent pas de déterminer la position du point d'application de la résultante des forces sur la main courante. Or, il est indispensable de connaître ce paramètre pour calculer les composantes radiale et tangentielle de la force appliquée, ou encore les efforts transmis aux articulations du membre supérieur (poignet, coude, épaule).

La méthode la plus couramment employée pour contourner ce problème consiste à filmer le déplacement du sujet en fauteuil roulant à l'aide d'une ou plusieurs caméras, et à réaliser ensuite une analyse cinématique permettant d'estimer la position du point d'application de la résultante des forces sur la main courante [5-8]. Outre les hypothèses simplificatrices sur lesquelles elle repose et l'imprécision qui en découle, cette méthode présente plusieurs inconvénients : elle nécessite l'utilisation d'un système d'analyse cinématique lourd et onéreux, et elle limite l'analyse des mouvements du système {sujet + fauteuil} au volume défini par les champs des caméras. Pour contourner cette dernière difficulté, certaines études utilisant une roue dynamométrique sont réalisées en laboratoire, sur tapis roulant ou ergomètre à rouleaux, instruments qui simulent de manière imparfaite les conditions réelles de déplacement.

En vue de s'abstraire de ces nombreuses contraintes et de mesurer directement sur le terrain les paramètres mécaniques de ce mode de locomotion, un Fauteuil Roulant Ergomètre (FRE) a été conçu et équipé de plusieurs capteurs cinématiques et dynamiques [9] : un accéléromètre tri-axial (FA 3506, FGP, France) fixé sur le châssis du fauteuil, une plate-forme six composantes fixée sous le siège de l'utilisateur et deux roues dynamométriques (TSR, Mérignac, France) associées à des potentiomètres angulaires. Tous les signaux de ces capteurs sont échantillonnés par une carte d'acquisition et de conversion analogique/numérique (AI-16XE-50, National Instruments, USA) installée dans un mini-ordinateur (FMW 2902 F, Fujitsu, Japon) fixé sous le siège. Ils sont transmis en temps réel par liaison réseau sans fil (protocoles IEEE 802.11b et TCP/IP) à un ordinateur distant, où ils sont enregistrés puis traités à l'aide de programmes de calcul écrits avec le logiciel libre Scilab 3.0 (INRIA, France). Cependant, malgré ses caractéristiques sophistiquées, le FRE présente le même inconvénient que les autres roues dynamométriques : il ne permet pas de déterminer directement les positions des points d'application des forces exercées par le sujet sur les deux mains courantes.

Afin de remédier à ce problème, et de rendre le FRE complètement autonome, un capteur de mesure de la position et de la largeur de l'appui sur la main courante a été conçu et réalisé au sein du laboratoire. Après une brève présentation du mode de fonctionnement d'une roue dynamométrique, explicitant le problème de l'indétermination de la position du point d'application, les caractéristiques techniques et métrologiques de ce capteur prototype sont décrites et analysées dans la perspective de son montage sur les deux roues dynamométriques du FRE.

II. MESURE DU TORSEUR DES EFFORTS

Les deux roues dynamométriques du FRE fonctionnent sur le même principe [10, 11] : trois capteurs de forces piézorésistifs à deux composantes (A, B, C) sont fixés sur la jante entre les rayons et espacés de 120° (Fig. 1). Les éléments sensibles des capteurs sont reliés ensemble par un anneau plat en aluminium sur lequel est fixée la main courante. L'anneau plat et la main courante sont suffisamment rigides, dans la gamme des efforts appliqués par le sujet, et représentent le plateau supérieur d'une plate-forme de forces orientée verticalement et capable de tourner librement autour d'un axe passant par son centre (*i.e.* l'axe de la roue).

Lorsqu'une force externe $\mathbf{F_{ext}}$ est appliquée sur la main courante, elle est instantanément transmise aux six capteurs qui se comportent comme des ressorts, dont les raideurs $\mathbf{k_i}$ sont déterminées par étalonnage. Les signaux $\mathbf{m_i}$ produits par les jauges de contrainte sont proportionnels à leur déformation et permettent de calculer les forces mesurées par chaque capteur grâce à la loi de Hooke: $\mathbf{F_i} = \mathbf{k_i}\ \mathbf{m_i}$ (i = 1 à 6). Comme la main courante est statique par rapport à la roue, la somme vectorielle des forces $\mathbf{F_i}$ est égale à la force résultante $\mathbf{F_{ext}}$:

$$\vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{ext}} = \sum_{i=1}^{i=6} \vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{i}} = \vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{x}} + \vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{y}} + \vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{z}}$$

(où $\mathbf{F_x}$, $\mathbf{F_y}$, $\mathbf{F_z}$ sont les composantes de $\mathbf{F_{ext}}$ dans le référentiel mobile lié à la roue R*).

Lors d'un usage normal, la force externe $\mathbf{F_{ext}}$ peut être appliquée en n'importe quel point **P** de la main courante, créant ainsi un moment par rapport à l'origine **O** du référentiel R*:

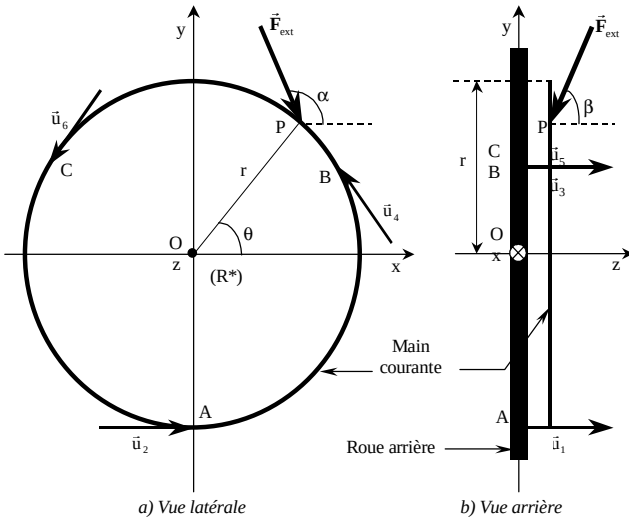
$$\overrightarrow{\mathbf{M}}_{\mathbf{O}}\left(\vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{ext}}\right) = \overrightarrow{\mathbf{OP}} \times \vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{ext}} = \overrightarrow{\mathbf{M}}_{\mathbf{x}} + \overrightarrow{\mathbf{M}}_{\mathbf{y}} + \overrightarrow{\mathbf{M}}_{\mathbf{z}}$$

En outre, lorsqu'il propulse son fauteuil, le sujet peut simultanément appliquer un moment libre (**M'**, également appelé "couple local") sur la main courante. Le moment résultant mesuré par la roue dynamométrique ($\mathbf{M_O}$) est alors la somme de ce moment libre et du moment de $\mathbf{F_{ext}}$ par rapport à l'origine **O** de R*:

$$\overrightarrow{\mathbf{M}}_{\mathbf{O}} = \overrightarrow{\mathbf{M}}_{\mathbf{O}}\left(\vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{ext}}\right) + \overrightarrow{\mathbf{M}}'$$

La roue dynamométrique a été étalonnée en statique suivant une procédure en charge-décharge avec six poids (50 à 300 N) générant une force verticale, appliqués trente fois sur la main courante à neuf positions angulaires θ suivant l'axe Ox (revenant à imposer neuf angles α) et quatre inclinaisons de la roue par rapport à l'horizontale (revenant à imposer quatre angles β) (Fig. 1). Ces mesures ont été utilisées pour calculer les trente-six coefficients de la matrice d'étalonnage [**C**] grâce à une régression linéaire multiple. Cette matrice permet de calculer les six composantes du torseur appliqué par l'utilisateur sur la main courante, à partir des forces mesurées par la roue dynamométrique :

$$\begin{Bmatrix} \vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{ext}} \\ \overrightarrow{\mathbf{M}}_{\mathbf{O}}\left(\vec{\mathbf{F}}_{\mathbf{ext}}\right) + \overrightarrow{\mathbf{M}}' \end{Bmatrix} = [\mathbf{C}] * \left[\vec{\mathbf{m}}_{\mathbf{i}}\right] = \begin{bmatrix} \mathbf{F_x} \\ \mathbf{F_y} \\ \mathbf{F_z} \\ \mathbf{M_x} + \mathbf{M'_x} \\ \mathbf{M_y} + \mathbf{M'_y} \\ \mathbf{M_z} + \mathbf{M'_z} \end{bmatrix}$$



a) Vue latérale *b) Vue arrière*

Figure 1 : Principe de la roue dynamométrique (roue droite).

Cette équation permet de calculer les coordonnées planes (x_P, y_P) du point d'application P de la résultante des forces sur le plateau supérieur d'une plate-forme de forces fixée au sol, car l'ordonnée (z_P) est connue par construction et les composantes tangentielles (M'_x et M'_y) du moment libre sont nulles [12]. Cependant, dans le cas d'une roue dynamométrique, cette dernière condition n'est pas remplie et il n'est donc pas possible de calculer les coordonnées (x_P, y_P) du point d'application des efforts exercés sur la main courante.

IV. PRINCIPE DE MESURE DU POINT D'APPLICATION

Le principe retenu pour mesurer le point d'application du torseur des efforts sur la main courante est proche de celui utilisé par les potentiomètres de mesure de position angulaire (Fig. 2) :

- Une piste résistive homogène est disposée sur tout le périmètre de la main courante ;
- Une tension électrique (modulée ou non) est appliquée en deux points distincts de la piste résistive, généralement diamétralement opposés (*i.e.* U_{ref} et Gnd) ;
- Un dispositif mécanique met en contact la piste et une sonde de tension au point d'appui sur la main courante ;
- Un dispositif métrologique déduit la position angulaire point d'appui (α) à partir de la relation entre la tension électrique mesurée par la sonde (U_{mes}) et la tension de référence (U_{ref}) :

$$\alpha = 180.\frac{Umes}{Uref}$$

Ce type de capteur fonctionne de façon satisfaisante, mais le résultat de la mesure est exprimé modulo 180° et ne permet pas de déterminer sur quel demi-cercle se trouve le point d'appui.

Cette ambiguïté angulaire peut être levée de deux façons :

- La première consiste à placer deux capteurs en parallèle, orientés de 90° l'un par rapport à l'autre. Cette solution a été rejetée ici car elle était trop lourde à mettre en œuvre sur la main courante du FRE.
- La seconde consiste à placer deux systèmes d'alimentation à 90° et à les tester alternativement. Cette solution simplifie le capteur mais complique son électronique qui doit alors comporter un microcontrôleur capable de commuter les alimentations et de prendre les décisions adéquates.

La seconde méthode présente des variantes utilisant un nombre variable de points d'alimentation : nous avons retenu une configuration avec trois points d'alimentation placés à 120° les uns des autres car la roue dynamométrique se prêtait bien à cette disposition. Dans cette configuration, la mesure est réalisée selon la succession suivante :

- Alimentation du circuit entre deux points successifs ;
- Recherche du point d'appui dans le secteur considéré ;
- Répétition des opérations précédentes en tournant de 120° les points d'alimentation jusqu'à détection d'un point d'appui ;
- Mesure de la position relative du point d'appui dans le secteur considéré ;
- Calcul de la position du point d'appui sur 360° en ajoutant la constante nécessaire pour tenir compte de la position angulaire du secteur de mesure.

VI. DETECTION DU POINT D'APPUI

Contrairement à un potentiomètre angulaire classique qui mesure la position d'un curseur glissant sur une piste résistive, le capteur doit mesurer la position d'une main qui crée un contact à l'endroit où elle appuie sur la main courante. Cette contrainte a nécessité la conception et la réalisation d'un dispositif particulier constitué des éléments suivants (Fig. 3) :

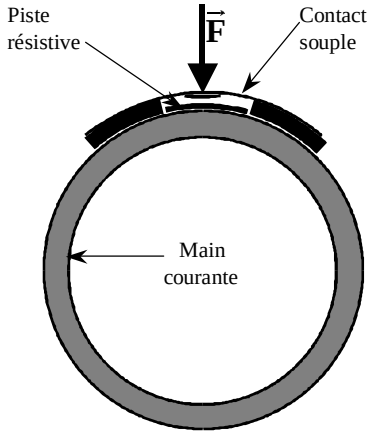


Figure 3 : Système de détection du contact sur la main courante (vue en coupe).

- Une piste résistive homogène est déposée sur la périphérie de la main courante (périmètre = 1650 mm), dont elle est isolée électriquement ;
- Deux bandes d'écartement maintiennent une bande souple conductrice électriquement à quelques centièmes de mm au-dessus de la piste résistive.

Lorsqu'une force est appliquée sur le capteur, la bande conductrice fait contact avec la résistance et la tension mesurée permet de déterminer la position du point d'appui.

Cependant, le contact de la main sur la main courante n'est pas ponctuel puisqu'il s'effectue sur un arc de cercle correspondant à la largeur de la main. En l'absence de méthode précise de calcul ou de mesure de la position du point d'application du torseur des efforts exercés sur la main courante, il a été supposé, en première approximation, que ce point se situait au centre de la zone de contact. En conséquence, le système a été conçu de telle sorte que la mesure de la résistance du secteur résistif soit effectuée avant la mesure de tension, de façon à mesurer à la fois la largeur du contact de la main et la position angulaire du point milieu de

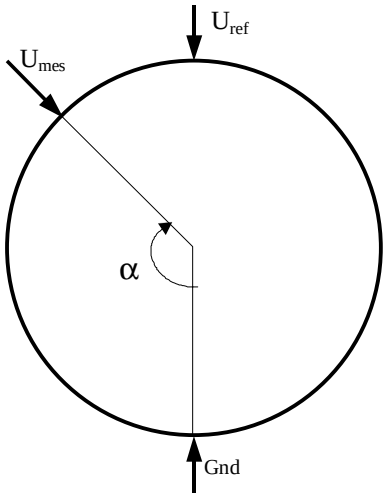


Figure 2 : Capteur potentiométrique angulaire.

Photo 1 : Electronique du capteur de main courante.

cette zone.

VII. MESURES DE TEST

Une maquette expérimentale (Photos 1 & 2) a été construite afin de vérifier la pertinence du système de mesure et d'évaluer la qualité des mesures produites.

Une première série de mesures a été réalisée en vue de vérifier la précision de la mesure du point d'application. Elle a consisté à appuyer un doigt (index) en des points régulièrement espacés de 10° et repérés par des marqueurs collés sur la main courante. Cette opération a été répétée 12 fois sur chacun des 36 points de mesure, à plusieurs jours d'intervalle afin de vérifier la répétabilité.

Une seconde série de mesures a été réalisée en vue de vérifier la précision de la mesure de la largeur de contact. Elle a consisté à appuyer sur le capteur avec deux doigts (artificiels) en caoutchouc écartés successivement de 3, 6 puis 9 cm. Cette opération a également été répétée 12 fois à des positions régulièrement réparties sur la main courante.

VIII. RESULTATS

Les erreurs propres à la première série de mesures ont été estimées comme suit :

- Erreur max. de référence primaire (bandes blanches) ≈ 1 mm,
- Erreur max. de référence secondaire (références rouges et bleues placées par rapport aux références primaires) ≈ 1 mm,
- Erreur max. de collage ≈ 1,5 mm,

	mm	degrés
Erreur moyenne	0,6	0,1
Erreur absolue moyenne	2,5	0,6
Ecart type moyen	2,8	0,6

Tableau 1 : Erreurs de mesure du point d'appui (432 mesures).

- Erreur de placement du doigt ≈ 2 mm,
- Ecart type mesuré de l'erreur aléatoire intrinsèque à l'électronique ≈ 0,5 mm.

Les résultats statistiques de la première série de mesures (Tableau 1) représentent les erreurs linéaires (en mm) et angulaires (en degrés) de la position du point d'appui sur la périphérie de la main courante. L'erreur absolue moyenne (2,5 mm) est compatible avec la précision de la méthode de mesure. L'écart type moyen correspond assez bien aux erreurs successives de placement de la main ajouté au bruit de mesure.

Les erreurs propres à la seconde série de mesures ont été estimées comme suit :

- Erreur max. d'écartement des doigts ≈ 1 mm,
- Ecart type de l'erreur aléatoire intrinsèque à l'électronique ≈ 0,5 mm.

Les résultats statistiques de la seconde série de mesures (Tableau 2) font apparaître une erreur absolue moyenne comparable à celle de la mesure de la position angulaire. Dans certains cas extrêmes, l'erreur de mesure de la largeur d'appui peut atteindre 1,5 cm.

	mm	degrés
Erreur moyenne	0,3	0,1
Erreur absolue moyenne	1,8	0,4
Ecart type moyen	4,3	0,9

Tableau 2 : Erreurs de mesure de la largeur d'appui (36 mesures).

Photo 2 : Roue équipée du capteur de main courante.

VIII. DISCUSSION & CONCLUSION

Globalement, les erreurs de mesure de la position angulaire de l'appui sont supérieures à ce qui était attendu, mais elles sont principalement imputables à la méthode de mesure utilisée (appui d'un doigt). Toutefois, la précision obtenue, de l'ordre du degré, est tout à fait acceptable.

L'erreur de mesure de la largeur d'appui peut parfois dépasser 1 cm.

La maquette expérimentale réalisée et testée dans cette étude permet d'atteindre des grandeurs mécaniques qu'il n'était pas

possible de mesurer jusqu'à présent dans le contexte d'utilisation normale d'un fauteuil roulant manuel.

Le prototype testé donne des résultats suffisants qui justifient de continuer dans cette direction en vue de développer un capteur opérationnel industrialisable.

De plus, pour être en état de mesurer précisément les caractéristiques du prototype suivant, le développement d'un dispositif de calibrage sera indispensable, car une partie importante des erreurs de mesures relevées peut être attribuée au dispositif de relevé lui même trop rustique pour être réellement précis.

Pour autant, le dispositif actuel n'est pas encore opérationnel. Le premier prototype réellement représentatif devra répondre au cahier des charges minimal suivant :

- Incorporer la mesure de position angulaire de la roue ;
- Incorporer un dispositif de communication radio ;
- Incorporer une alimentation sur batterie autonome ;
- Etre miniaturisé et placé dans un boîtier de protection contre les perturbations électromagnétiques.

XI. CONCLUSION

Le prototype de capteur de mesure de la position du point d'application des efforts sur la main courante d'un fauteuil roulant manuel présenté ici a permis d'obtenir des résultats suffisamment fiables pour justifier la poursuite de son développement.

Toutefois, il reste encore à l'intégrer à la roue dynamométrique, ce qui suppose la réalisation d'un nouveau module électronique incluant à la fois la mesure de position de la main, la mesure de la position angulaire de la roue et un module de communication radio.

Grâce à ce nouveau système de mesure fixé sur l'axe de la roue dynamométrique, il sera possible d'exprimer les coordonnées du point d'application sur la main courante à la fois dans le référentiel de la roue, pour calculer les composantes tangentielle et radiale de la résultante des forces, par exemple, et dans le référentiel lié au fauteuil, pour déterminer le secteur angulaire de chaque poussée.

REFERENCES

[1] K.T. Asato, R.A. Cooper, R.N. Robertson and J.F. Ster, "SMARTWheels: Development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics", *IEEE Trans. Biomed. Eng*., vol. 40, pp. 1320-1324, 1993.

[2] M.M. Rodgers, G.W. Gayle, S.F. Figoni, M. Kobayashi, J. Lieh and R.M. Glaser, "Biomechanics of wheelchair propulsion during fatigue", *Arch. Phys. Med. Rehabil*., vol. 75, pp. 85-93, 1994.

[3] H.W. Wu, L.J. Berglund, F.C. Su, B. Yu, A. Westreich and K.J. Kim, "An instrumented wheel for kinetic analysis of wheelchair propulsion", *J. Biomech. Eng*., n° 120, pp. 533-535, 1998.

[4] M. Dabonneville, Ph. Vaslin, Y. Couétard and M. Cid, "Validation d'un capteur des efforts appliqués sur la main courante d'un fauteuil roulant", *X*ème*s Journées Francophones des Activités Physiques Adaptées*, Montpellier (France), 4-6 mai 1998.

[5] R.A. Cooper, D.P. VanSickle, R.N. Robertson, M.L. Boninger and G.J. Ensminger, "A method for analyzing center of pressure during manual wheelchair propulsion", *IEEE Trans. Rehabil. Eng*., vol. 3, pp. 289-298, 1995.

[6] R.A. Cooper, R.N. Robertson, D.P. VanSickle, M.L. Boninger and S.D. Shimada, "Projection of the point of force application onto a palmar plane of the hand during wheelchair propulsion", *IEEE Trans. Rehabil. Eng*., vol. 4, pp. 133-142, 1996.

[7] R.N. Robertson, M.L. Boninger, R.A. Cooper and S.D. Shimada, "Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion", *Arch. Phys. Med. Rehabil*., vol. 77, pp. 856-864, 1996.

[8] M.M. Rodgers, S. Tummarakota and J. Lieh, "Three-dimensional dynamic analysis of wheelchair propulsion", *J. Appl. Biomech*., vol. 14, pp. 80-92, 1998.

[9] M. Dabonneville, P. Vaslin, P. Kauffmann, N. de Saint Rémy, Y. Couétard, M. Cid, "A self-contained wireless wheelchair ergometer designed for biomechanical measures in real life conditions". *Technology & Disability*, vol. 17, pp. 63-76, 2005.

[10] Y. Couétard, *Capteur de forces à deux voies et application notamment à la mesure d'un torseur de forces*, Brevet INPI n° 96 08370 (France), 1993.

[11] Y. Couétard, *Caractérisation et étalonnage de dynamomètres à six composantes pour torseur associé à un système de forces*, Thèse de Doctorat d'Université, Université Bordeaux 1 (France), 2000.

[12] Duboy J., Junqua A., Lacouture P. *Mécanique humaine : Eléments d'une analyse des gestes sportifs en deux dimensions*, Paris : Revue EPS, 1994, 217 p.

[13] H.E.J. Veeger, L.H.V. van der Woude and R.H. Rozendahl, "A computerized wheelchair ergometer: Results of a comparison study", *Scand. J. Rehabil. Med*., vol. 24 , pp. 17-23, 1992.

Simulateur de chaise roulante pour la conception avancée de bâtiments

Cédric Anthierens, Jean-Luc Impagliazzo, Yves Dupuis, Patrice Chollet, Éric Richard*
Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Mécaniques et des Matériaux EA2336
Supméca Toulon et ISEN Toulon*, Maison des Technologies, Place Georges Pompidou, 83000 TOULON, FRANCE
cedric.anthierens@supmeca.fr, eric.richard@isen.fr

***Résumé* – Cet article présente les apports de la Réalité Virtuelle dans la conception des bâtiments en intégrant les difficultés de déplacement d'une personne en chaise roulante. Une plate-forme de réalité virtuelle munie d'une interface comportementale sous forme d'un fauteuil roulant a été créée. Elle permet de se déplacer virtuellement au sein d'une scène virtuelle qui représente un bâtiment au stade de la conception.**

L'immersion multisensorielle développée met en avant les difficultés d'accessibilité des personnes à mobilité réduite. Dans les deux premières parties, cet article présente les enjeux et les apports de la réalité virtuelle dans le processus de conception. La suivante introduit la définition fonctionnelle de l'interface. Enfin les deux dernières détaillent la conception mécatronique et la mise en place globale de la plate-forme d'immersion.

I. INTRODUCTION

De longue date, nous constatons que les personnes à mobilité réduite sont quotidiennement confrontées à bon nombre d'obstacles qui pourraient être évités si la conception des lieux publics prenait davantage en compte leurs difficultés de déplacement. Il est souvent possible de prévoir des aménagements adaptés qui offrent l'accessibilité aussi bien aux personnes valides qu'à celles se déplaçant en fauteuil roulant, mais les solutions restent encore souvent ignorées. On notera par exemple que trop de locaux publics (centres commerciaux, lieux culturels, …) ne sont pas encore équipés d'aménagements spécifiques, ce qui dégrade ou interdit l'accès des personnes à mobilité réduite.

Le récent projet de loi sur l'égalité des droits et des chances, la participation à la citoyenneté des personnes handicapées [1] encourage fermement les structures existantes et en création à se conformer aux normes autorisant l'accès public à leurs services ou produits pour tous. En effet, l'article L. 111-7 du code de la construction et de l'habitation prévoit que « les dispositions architecturales, les aménagements et équipements intérieurs et extérieurs des locaux d'habitation, qu'ils soient la propriété de personnes privées ou publiques, des établissements recevant du public, des installations ouvertes au public et des lieux de travail doivent être tels que ces locaux et installations soient accessibles à tous, et notamment aux personnes handicapées, quel que soit le type de handicap, notamment physique, sensoriel, cognitif, mental ou psychique ». Notre étude portera essentiellement sur le handicap moteur et plus spécifiquement sur les personnes devant se déplacer en chaise roulante.

On comprend par ce texte les progrès qui doivent être faits en matière de conception des lieux publics. Au-delà du simple respect des normes architecturales en vigueur, il serait intéressant que l'architecte contribue à faire évoluer au mieux ces normes. Pour cela, on pourrait souhaiter que dans le cadre de sa mission de concepteur, l'architecte comprenne quelles sont les difficultés de motricité de personne en chaise roulante. La finalité de cette compréhension n'est en définitive que de concevoir des aménagements plus adaptés à ce type de mobilité et principalement de réduire les difficultés qui y sont liées.

Nous apportons notre contribution à ce stade en se proposant de concevoir une interface qui va rendre la conception des bâtiments multisensorielle avec le point de vue d'une personne en fauteuil roulant. Ce point de vue trop souvent minimisé pourra désormais être pris en compte dès la conception numérique de l'ouvrage.

Les logiciels d'architecture intègrent déjà largement bon nombre de fonctionnalités évoluées permettant d'offrir à l'écran un rendu réaliste. Par ailleurs, beaucoup de solutions logiciels de conception (principalement mécanique) tentent de proposer peu à peu des interfaces haptiques pour interagir sur la maquette numérique. C'est dans ce cadre que nous proposons une interface de locomotion de type chaise roulante permettant à l'utilisateur d'évoluer au sein même de sa maquette numérique et par conséquent d'en évaluer de façon réaliste et naturelle les points perfectibles selon des critères d'accessibilité. Nous reviendrons sur la définition des termes « réaliste » et « naturel » plus loin dans cet article.

II. APPORT DE LA RÉALITÉ VIRTUELLE

Dans le processus de conception, la réalité virtuelle apporte le plus souvent un rendu réaliste, multisensoriel quand cela est possible, afin d'anticiper les comportements du produit conçu alors qu'il n'est qu'au stade de la maquette numérique. L'intérêt du rendu réaliste est qu'il peut être perçu par des non-spécialistes du domaine de conception.

Parmi des applications industrielles, il est de plus en plus recherché de pouvoir faire de la formation sur une maquette virtuelle plutôt que sur site réel. Les quatre principales primitives comportementales virtuelles (Observer, se déplacer, agir sur le monde virtuel et communiquer avec autrui) peuvent être considérées en fonction des objectifs retenus pour concevoir cet environnement virtuel [2].

La problématique qui s'ouvre à nous traite de façon primordiale les primitives d'observation et de déplacement au sein d'un environnement virtuel, qui représente la maquette numérique d'un futur bâtiment. On peut se référer à la locomotion pédestre virtuelle qui est déjà un thème largement abordé dans bon nombre de publications de recherche.

L'intérêt d'une interface est qu'elle devienne transparente en usage afin que l'utilisateur ne sente pas interagir artificiellement sur un monde virtuel. Celle-ci devra être tant que possible naturelle ou intuitive. Dans le premier cas, l'utilisateur interagit sur le monde virtuel par l'intermédiaire de l'interface de la même manière qu'il le ferait dans le monde physique réel, dans le second cas, les gestes (ou plus exactement les schèmes) diffèrent mais l'interface permet une interaction comprise, aisée et représentative de la réalité physique.

Par ailleurs à l'image des interfaces de locomotion pédestres virtuelles, il est fréquent de différencier les interfaces dites motrices, qui enregistrent et numérisent les actions de l'humain, les interfaces sensorielles, qui génèrent des stimuli sensoriels vers l'utilisateur, et enfin les interfaces sensorimotrices qui, comme les haptiques, couplent ces deux caractéristiques.

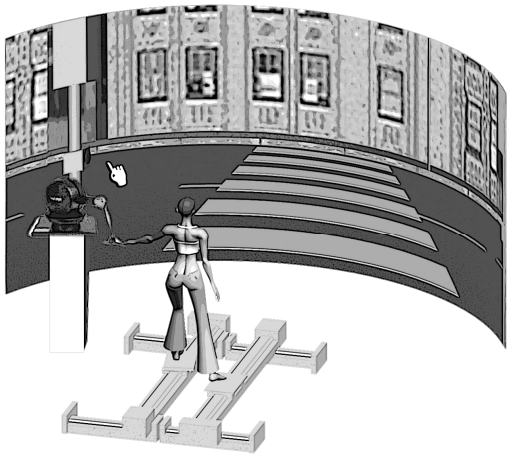


Fig. 1 - Interface de déplacement à pédales

L'objectif consiste toujours à donner l'impression à l'utilisateur de se déplacer en restant physiquement sur place. A défaut de pouvoir autoriser un mouvement de déambulation naturelle, des interfaces à base de cycle ont vu le jour tel le *Sarcos Uniport*. Depuis les interfaces à base de tapis roulant ont été développées pour autoriser une marche unidirectionnelle, dans un plan horizontal [3] ou sur plan incliné [4]. Certains de ces systèmes utilisent le mouvement normal de marche pour créer les stimuli sensoriels tandis que d'autres ont recours à un harnais de retenu qui simule l'effort de progression de l'utilisateur durant la marche. Bien que critiquables sur l'aspect naturel des perceptions kinesthésique et vestibulaire, ces interfaces sont des plates-formes sensori-motrices contrairement à certains systèmes à pédales [5] ou à tapis roulant [6] qui ont pour unique fonction de maintenir l'utilisateur sur place en le contraignant à une marche peu naturelle. Enfin de récents développements d'interfaces à base de pédales (Fig. 1) prévoient une marche naturelle dans un plan horizontal tout en produisant des stimuli sensoriels en cohérence tant avec la perception kinesthésique qu'avec la perception vestibulaire (perception des accélérations au niveau de l'oreille interne) [7] [8].

Dans notre cas, le système peut paraitre plus simple à réaliser qu'une interface de marche car, dans la réalité physique, la personne se déplace de façon contrainte par l'intermédiaire de son fauteuil roulant. Nous avons cependant à concevoir une interface qui se doit être la plus réaliste possible vis-à-vis des difficultés de déplacement qui peuvent être ressenties au quotidien.

Au-delà de l'interface comportementale, nous souhaitons développer une plate-forme de réalité virtuelle comprenant un simulateur de monde virtuel. Les nombreux logiciels d'architecture existant ne sont pas forcément ouverts afin de permettre leur interfaçage avec des périphériques de réalité virtuelle. Il n'existe pas vraiment de standard de fichier dans ce domaine contrairement à la CAO mécanique qui malgré la multitude de formats de fichier connaît quelques grandes références (STL, DWG, IGES, …) reprises par la plupart des logiciels. La diversité des logiciels d'architecture relève également de la sémantique associée aux objets. En effet, certains ne disposent que d'une description géométrique graphique, tandis que d'autres peuvent offrir des caractéristiques personnalisable sur des classes d'objets déjà existantes au sein d'une bibliothèque d'éléments de construction.

Pour évaluer la faisabilité et l'apport de notre solution, nous avons souhaité utiliser le simulateur de monde virtuel développé au laboratoire LISMMA et que nous utilisons d'ores et déjà comme plate-forme d'accueil pour la marche virtuelle [9]. Ce simulateur de monde virtuel sera présenté plus bas dans cet article.

III. CAHIER DES CHARGES FONCTIONNEL

Avant toute conception d'environnement virtuel, nous devons spécifier les objectifs et les enjeux de celui-ci. Nous souhaitons permettre à un utilisateur – qui peut être un architecte – de se déplacer virtuellement à l'intérieur de la maquette numérique d'un bâtiment tel qu'il le ferait réellement en chaise roulante dans ce même bâtiment une fois conçu. On peut supposer que le bâtiment considéré soit en cours de conception ou bien sujet d'aménagements futurs, quoiqu'il en soit, il devra être modélisé numériquement en 3-dimensions. Afin de favoriser le rendu réaliste des déplacements dans la scène virtuelle, les objets de l'environnement devront être définis avec des caractéristiques mécaniques qui autorisent leur interaction avec l'interface comportementale du fauteuil et par conséquent avec l'utilisateur. Nous verrons plus tard que le simulateur retenu offre ces possibilités. D'autres études sont menées également sur cette problématique sans pour autant considérer les mêmes aspects de pénibilité que les nôtres [12].

Sans proposer de voie d'amélioration d'aménagement en termes architecturaux, nous souhaitons par le biais de cette interface sensibiliser les concepteurs à ce qu'est le

déplacement en chaise roulante selon des critères d'accessibilité, d'ergonomie, de sécurité, de confort et de facilité d'usage. Ces vecteurs guident la conception de l'environnement virtuel et plus spécifiquement l'interface comportementale en termes d'interaction et de rendu multi-sensoriels.

Une analyse fonctionnelle de la plate-forme d'environnement virtuel nous a permis de dégager les caractéristiques principales de celle-ci. Elle doit permettre à l'utilisateur d'être immergé sensoriellement dans la maquette numérique. Ceci signifie une immersion visuelle, auditive et une immersion et interaction de toucher. La cohérence en termes de synchronisme multisensoriel doit être assurée pour favoriser le réalisme de l'immersion. Les simulations de locomotion en chaise roulante mécanique ou électrique seront étudiées en privilégiant dans un premier temps la solution propre au fauteuil mécanique.

D'après les contextes étudiés dans les bâtiments, la plate-forme d'immersion doit permettre de simuler des déplacements sur un espace horizontal ou incliné. Les obstacles pouvant être rencontrés sont de types meubles, murs et portes. Les déplacements sur des revêtements de sol différents devront pouvoir être ressentis par le biais du fauteuil. De plus, des irrégularités telles que des ressauts seront simulées sous forme tactile. L'utilisateur sera en mesure de ressentir les chocs immobilisant indépendamment une roue ou l'autre.

De même qu'elles seront motrices (parties sur lesquelles agit l'utilisateur), les roues se doivent d'être également sensorielles pour retourner une information d'effort qui joue un rôle important dans la perception des facilités de déplacement. A l'image des interfaces de locomotion pédestre, le retour d'effort est souvent nécessaire pour augmenter le réalisme de déplacement mais également pour prendre en compte la composante de fatigue qui s'associe à chaque déplacement. Pour la même raison, il est souhaitable de pouvoir reproduire au mieux des situations imposant des postures d'inconfort comme la montée d'un plan incliné. Lors de ces situations, la personne en fauteuil roulant doit gérer son équilibre (mouvement du centre de gravité) et son effort d'avance.

L'environnement virtuel est accessible à tout utilisateur susceptible d'avoir recours à un fauteuil roulant qu'il soit mécanique ou électrique. Dans les deux cas, il est important de faire en sorte que l'interface n'engendre pas de bruits parasites qui altèreraient sa faculté de transparence (l'interface satisfait alors le niveau d'immersion et d'interaction fonctionnelles). Pour que l'immersion soit la plus naturelle, on souhaite que l'utilisateur de ne soit contraint de porter quelconque équipement spécifique ; par conséquent, l'immersion visuelle sera assurée par un rendu en trois dimensions de l'environnement virtuel sur un écran de deux mètres de coté. La plate-forme dans son intégralité loge dans une salle de 6 m² et se doit d'être facilement transportable et montable pour équiper des salles d'immersion visuelle de faibles dimensions tel qu'un *Cave* ou *Reality Centre*.

IV. CONCEPTION MÉCATRONIQUE

Comme les autres interfaces de déplacement virtuel, notre fauteuil instrumenté permet de rendre infini dimensionnellement un déplacement au cœur d'une scène virtuelle. En restant sur place au centre de la salle d'immersion, l'utilisateur doit avoir la sensation de progresser dans un décor projeté sur l'écran principal. La perception d'avance ici a été choisie comme étant simulée par l'intermédiaire d'un défilement d'images à l'écran en cohérence avec les rotations des roues d'entraînement du fauteuil. Ces roues sont les seules parties de pilotage offertes à l'utilisateur pour se diriger et avancer. Cette interface se voulant sensori-motrice, l'utilisateur ressent par ces mêmes roues un effort qui représente l'effort nécessaire pour avancer en réalité. Ainsi il aura la possibilité d'aller plus ou moins vite selon son souhait. La vitesse maximale retenue pour notre étude est de 10 km/h, ce qui permet d'envisager un déplacement rapide.

Notre conception dans un premier temps se focalise sur un modèle de fauteuil mécanique qui s'avère être le plus contraignant en termes de déplacement car il autorise le demi-tour sur place, ce qui est impossible avec un fauteuil électrique. Par ailleurs le modèle cinématique du fauteuil électrique varie et impose que l'interface soit programmée comme une interface différente du fauteuil mécanique [14]. La partie opérative diffère uniquement par la présence d'un joystick. Les comportements dynamique et cinématique seront intégrés pour différencier les 2 types de fauteuil. Ceci interviendra au niveau du traitement des données issues de l'interface dans le simulateur de monde virtuel.

Comme les simulateurs de conduite ou de pilotage, nous avons choisi la structure d'accueil réelle instrumentée comme base de notre interface. Ainsi nous avons utilisé un fauteuil mécanique classique (Fig. 2) qui a été fortement modifié pour accueillir toute l'instrumentation nécessaire.

Fig. 2 - Structure de base

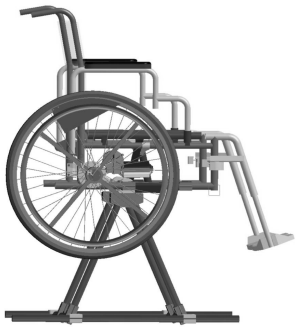


Fig. 3 - Interface sur son châssis

Un châssis tubulaire a été ajouté pour soutenir fermement et de façon stable le fauteuil qui comporte tout de même un degré de liberté par rapport au sol (Fig. 3). En effet, nous avons choisi d'actionner la rotation qui rend la sensation de pente montante ou descendante. L'objectif de cet actionnement coûteux mécaniquement n'est pas uniquement d'augmenter la perception de déplacement sur un plan incliné, mais de forcer l'utilisateur à se pencher vers l'avant – dans le

cas d'une montée – pour conserver son équilibre en déplaçant son centre de gravité. Ce mouvement peu confortable engendre également une plus grande difficulté d'avance qui selon nos critères initiaux doit être ressentie lors de la simulation. Ainsi malgré le respect des normes du bâtiment, l'architecte pourra davantage se rendre compte de la difficulté d'un accès sur plan trop incliné.

La sensation de pente sera donc représentée par l'inclinaison du siège, mais aussi pourra être accentuée par l'image. Il est fréquent d'avoir recours à plusieurs sources de stimuli senroriels pour parvenir à un rendu de qualité.

Le pilotage de l'angle d'inclinaison, en cohérence tout de même avec les valeurs limites autorisées par les normes (12 % sur 50 cm), est assuré par un vérin électrique à base de vis à billes. L'information d'inclinaison est fournie par un capteur d'angle situé entre le châssis fixe et la partie siège. L'actionneur a été dimensionné non seulement en fonction de sa course maximale mais également en fonction de ses caractéristiques dynamiques car il joue un rôle aussi dans la génération de stimuli provoqués par un ressaut. En effet, le passage virtuel sur un ressaut sera simulé par une secousse de très faible amplitude fournie par le vérin. Les ressauts considérés sont ceux situés au niveau des passages de portes ou de goulottes de fils traversant une salle. Nous ne simulerons pas le passage sur les joints d'un sol carrelé car les roues sont considérées de dimension largement supérieure aux irrégularités du sol.

Les dimensionnements mécaniques de la structure ont été faits de sorte à accueillir une personne pouvant utiliser le modèle de fauteuil que nous avons choisi comme structure de base (stature 1m90, poids 113 kg). La partie siège (dossier et assise) est équipée de deux vibreurs placés sur les montants des repose-pied droit et gauche. Ils ont pour mission de représenter les chocs (blocage de roue) en différenciant les 2 cotés. Lors d'un blocage de roue, l'utilisateur, s'il agit manuellement sur la roue, sentira la force de retenue s'opposant à lui, mais aussi une vibration provoquée par le vibreur concerné. Cette fonction ne représente pas fidèlement la réalité mais nous rappelons que l'objectif de notre interface est de rendre compte des difficultés de progression dans un bâtiment et en aucun cas de faire un simulateur d'apprentissage à l'emploi d'une chaise roulante. La sensation de blocage sera également donnée par un changement d'orientation global qui sera traduit par une rotation du décor à l'écran. Les lois de commande utilisées sont relativement simples, et suffisantes au sein d'un environnement complet pour assurer un réalisme satisfaisant [13]. De plus, la difficulté de progression sera entière car l'utilisateur devra se libérer de l'obstacle pour reprendre son chemin. Enfin, le blocage sous forme de choc pourra être simulé par une secousse produite par le vérin d'inclinaison. Nous avons observé qu'en cas de choc - blocage d'une roue – l'utilisateur en fauteuil roulant voit ses jambes osciller latéralement, c'est pourquoi, ne pouvant reproduire finement ce phénomène (l'intérêt ne le justifiant pas non plus) nous avons opté pour la mise en place d'une métaphore sensorielle assurée par les vibreurs fournissant une information sur la localisation latérale du contact. Ces actionneurs sont composés de moteurs à masselottes fixés sur le siège.

Les roues d'origine sont conservées pour être instrumentées. Le cerceau de manipulation a été dissocié de la roue et renforcé de bâtons pour être guidé en rotation. L'entraînement de la roue via le cerceau se fait au travers d'un capteur d'effort positionné de façon tangentielle au mouvement. Le capteur retenu est un capteur à jauges en « S » du constructeur *Scaime*. Il fournit des informations d'effort en traction / compression et peut par conséquent donner une image du couple appliqué par l'utilisateur sur le cerceau et donc la roue. L'effort maximal considéré produit par l'utilisateur est d'une centaine de Newtons. L'emploi d'un capteur d'effort plutôt qu'un capteur de couple s'est fait par soucis d'économie, d'intégration et du fait qu'il n'est nullement utile d'obtenir avec une précision absolue la mesure de l'effort appliqué par l'utilisateur. En effet, l'humain a tendance à percevoir plus aisément des variations que les grandeurs absolues, c'est pourquoi il est plus intéressant de privilégier une bonne sensibilité et linéarité de caractéristique qu'une infime précision.

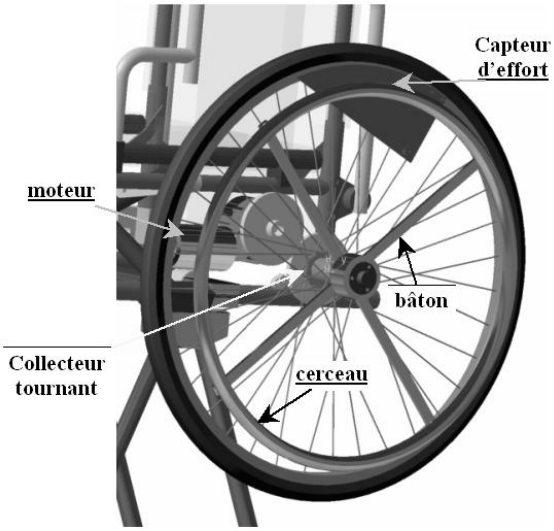


Fig. 4 - Roue instrumentée

Ce capteur d'effort est tout naturellement entraîné en rotation avec la roue et le cerceau, ce qui implique que l'évacuation des fils d'alimentation et de données s'effectue via un collecteur tournant monté sur l'axe de la roue (Fig. 4). L'électronique de conditionnement sera positionnée sous le siège au milieu du châssis.

L'actionnement de chacune des roues sera assuré par un motoréducteur à courant continu (MDP 119) piloté par Modulation de Largeur d'Impulsion (PWM). Le dimensionnement de ces moteurs s'est fait en fonction de la vitesse maximale recherchée mais également en fonction de l'effort que l'interface aura à opposer à l'utilisateur pour simuler une pente ou un blocage de roue par exemple. Ces 2 configurations peuvent néanmoins être traitées séparément, car il a été retenu d'employer une transmission de rapport élevé à la limite de la réversibilité ; cette caractéristique

signifie qu'il sera quasiment impossible à l'utilisateur de faire tourner les roues en les manipulant si les motoréducteurs ne sont pas alimentés et pilotés. Cette démultiplication permet aux actionneurs de transmettre un couple important à la roue sans pour autant être exagérément supérieur à l'action maximale de l'utilisateur. Ceci autorise la simulation d'une forte pente descendante où l'utilisateur freine les roues pour moduler sa vitesse. Le second cas est celui du blocage ; dans cette situation, l'utilisateur voit son effort appliqué sur la roue augmenter et la roue s'arrêter pour cause d'obstacle. L'irréversibilité de la chaîne de transmission du réducteur fait que l'effort de l'utilisateur favorisera l'immobilisation de la roue. Cette caractéristique est intéressante pour simuler les environnements virtuels à raideur dite infinie [10]. L'inconvénient majeur de ce type d'interface est qu'il impose une dynamique dans la chaîne de traitement des données pour la motorisation qui est très importante. En effet, il faut tout d'abord que l'effort de l'utilisateur soit mesuré pour que l'unité de calculs produise le déplacement de consigne à donner aux roues.

Les données des capteurs sont centralisées sur une carte d'acquisition et de commande qui permet d'exploiter convenablement tous les signaux qu'ils soient numériques, digitaux ou analogiques. Cette carte, National Instrument (NI) PCI 6024 E, équipe un PC qui communique ces informations au PC central. Ce dernier supporte le simulateur de mondes virtuels (Fig. 5). La carte NI est aussi l'interface qui assure le pilotage du vérin d'inclinaison, des vibreurs et des motoréducteurs de roue.

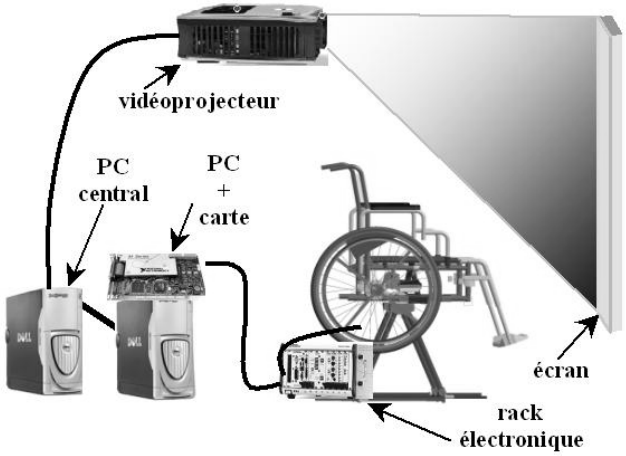


Fig. 5 - Implantation de la plate-forme

Le PC principal se charge d'exécuter le noyau du simulateur et d'afficher la scène virtuelle à l'écran. Le fonctionnement de la structure informatique du simulateur est abordé ci-après.

V. MISE EN PLACE GLOBALE

Le simulateur retenu pour cette plate-forme d'environnement virtuel se nomme *Flatland*. C'est un environnement deux-dimensions qui simule l'évolution d'objets sur un même plan. Même si le simulateur semble être très simple, il n'est pas vraiment beaucoup plus simple qu'un simulateur trois-dimensions car, toutes les difficultés concernant la description, la simulation et les tâches d'interaction sont déjà bel et bien présentes dans les cas à deux dimensions. *Flatland* est conçu pour produire précisément les mêmes résultats à conditions de simulation identiques. Ce simulateur répétable est capable de simuler des phénomènes physiques fortement couplés qui apparaissent au cours de la scène virtuelle.

Flatland fait évoluer le temps de simulation de façons différentes pour chaque entité qui compose le monde virtuel dès lors que ceci est nécessaire en fonction des phénomènes physiques simulés. De cette façon, tel un solveur auto-adaptatif, *Flatland* assure une vraie causalité ainsi que la convergence de bon nombre de phénomènes physiques. Le noyau dispose de quatre modes de synchronisation. Le premier est le classique temps réel où une seconde simulée va être représentée durant une seconde réelle. Les deux autres modes sont davantage utilisés pour la réalité augmentée où il est intéressant de déformer à volonté l'échelle de temps afin de l'accélérer ou de le ralentir. On parlera de temps contracté (une heure simulée se simule en une seconde physique) et de temps dilaté (une seconde simulée est simulée durant une minute). Le dernier mode est appelé non-synchronisé et est utile pour les simulations pures (pas directement pour la réalité virtuelle) où le noyau de simulation traite la scène virtuelle aussi vite que possible.

Le simulateur a en charge de collecter les entrées provenant des capteurs d'effort traduisant l'action de l'utilisateur sur le fauteuil. A partir de celles-ci et de la configuration de la scène virtuelle (traitement des collisions éventuelles), il calcule l'évolution des variables de la scène et retourne au fauteuil les consignes des actionneurs de roues, d'inclinaison et de vibration. L'électronique de la partie opérative, déportée dans un rack électronique, se charge enfin d'exécuter ces consignes. *Flatland* est programmé en C++ mais il utilise des fichiers de description textuelle pour construire et définir les entités peuplant la scène. Par conséquent, il n'est pas nécessaire de connaître la programmation orientée objet pour créer un simple monde virtuel. Même si ce simulateur est initialement tourné vers la simulation pure de phénomènes physiques, cela ne l'empêche pas de servir de plate-forme multisensorielle pour la réalité virtuelle [11]. Pour satisfaire cette fonction spécifique, *Flatland* peut accueillir plusieurs interfaces pour rendre la simulation immersive.

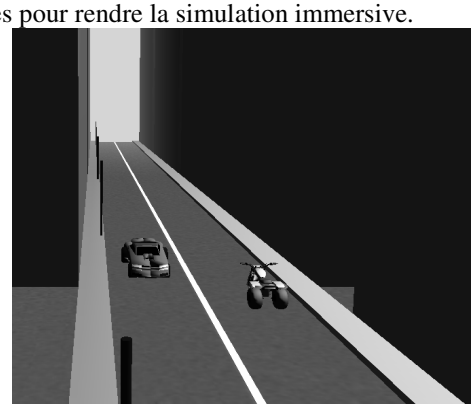


Fig. 6 - Rendu graphique du simulateur

L'immersion visuelle est assurée par *Flatland* car même si les objets considérés évoluent dans un monde en deux-dimensions, le rendu graphique de ceux-ci est fait en trois-dimensions comme l'illustre la figure ci-dessous (Fig. 6).

Afin de pouvoir connecter des périphériques non standard (interfaces comportementales) au simulateur, ce dernier a été doté d'une fonctionnalité nommée « interfaces génériques ». Ce module permet de communiquer entre le monde virtuel et le monde physique par le biais des interfaces comportementales d'entrée / sortie en respectant un débit de données souhaité, un type de liaison (ports série, parallèle, …), un format de donnée (ascii, binaire, …) et un pré-traitement (filtrage, mise à l'échelle, …). Cette fonction permet de développer des interfaces spécifiques telles que le fauteuil roulant en choisissant les entrées / sorties du système en fonction des critères d'immersion et d'interaction désirés. C'est ainsi que nous avons choisi, dans un souci de causalité mécanique, faire en sorte que l'utilisateur applique une force sur les roues du fauteuil qui engendreront les déplacements en conséquence dans la scène virtuelle.

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Nous avons vu à travers cette étude l'intérêt d'un simulateur de déplacement en chaise roulante pour concevoir des aménagements publics ou privés mieux adaptés au quotidien des personnes à mobilité réduite. Cette plate-forme de réalité virtuelle peut également servir de démonstrateur à des fins commerciales ou en vue de certification vis à vis de normes de bâtiment.

Malgré la multitude d'usages potentiels de cet atelier de réalité virtuelle, on rappelle que l'interface comportementale représentant le fauteuil a été conçue de telle façon à mettre en évidence les difficultés de déplacements (plan incliné, obstacles, …) qui permettront, on le souhaite, d'améliorer aussi bien les aménagements mobiliers d'un intérieur de lieux publics que leurs accès extérieurs.

Le développement actuel de l'interface n'est pas finalisé car il ne comprend pas encore le modèle de fauteuil électrique. Cette seconde phase a néanmoins été prise en compte tant et si bien qu'elle constituera une amélioration fonctionnelle de l'interface existante présentée ici.

VII. REMERCIEMENTS

Cette étude a été très largement alimentée par le travail d'un groupe d'étudiants ingénieurs issus de la formation « Systèmes Méca-Infotroniques » communes aux écoles de SUPMECA TOULON et de l'ISEN TOULON. Il leur revient donc tout naturellement de vifs remerciements pour leur importante contribution scientifique et technique.

VIII. RÉFÉRENCES

[1] Journal Officiel n° 36 du 12 février 2005 page 2353

[2] P. Fuchs, G. Moreau. « Le traité de la Réalité Virtuelle ». Presses de l'école des mines - 10/2003. 540 p. ISBN: 2-911762-47-9

[3] R.P. Darken, W.R. Cockayne, M. Zyda. "The Omni-Directional Treadmill : A Locomotion Device for Virtual Worlds". Computers and Graphics (1999).

[4] J.M. Hollerbach, Y. Xu, R. Christensen, S.C. Jacobsen. "Design specifications for the second generation Sarcos Treadport locomotion interface", Haptics Symposium, Proc. ASME Dynamic Systems and Control Division, DSC-Vol. 69-2, Orlando, Nov. 5-10, 2000, pp. 1293-1298.

[5] H. Iwata, H. Yano, H. Fukushima, H. Noma. "CirculaFloor [locomotion interface]". Computer Graphics and Applications, IEEE Volume 25, Issue 1, Jan.-Feb. 2005 Page(s): 64 – 67

[6] H Iwata. "The Torus Treadmill: Realizing Locomotion in Ves". IEEE Computer Graphics and Applications archive. Volume 19 , Issue 6 (November 1999) pp: 30 - 35

[7] H. Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi. "Gait Master: A Versatile Locomotion Interface for Uneven Virtual Terrain". Proceedings of the Virtual Reality 2001 Conference (VR'01) Page: 131.

[8] Y. Dupuis, C. Anthierens, J-L. Impagliazzo, L. Yushchenko. "Design of a sensorial and driving locomotion interface". 16th IFAC world congress, Pragues, July, 4-8th, 2005.

[9] Y. Dupuis, C. Anthierens, J.L. Impagliazzo, D. Millet "Design of a Locomotion Interface for Self-Movement Perception" REM'05 June 30th – July 1st 2005 FRANCE, 6p.

[10] C. Anthierens, J.L. Impagliazzo, P. Chollet, J.P. Frachet. "Design of an infinite impedance haptic interface". mecatronics'2001, 5th franco-japanese congress, 3rd european-asian congress besançon, France. October 9-11, 2001, pp 33-38.

[11] L. Yushchenko, J-L. Impagliazzo, C. Anthierens, "Design of an advanced scientific simulator equipped with immersive interfaces. Application to a micromanipulation task". mecatronics'2003, 6th Franco-Japanese congress, 4rd European-Asian congress, Tokyo Denki university, Hatoyama, Japan, September 9-11, 2003, pp 338-43.

[12] Harrison C.S, Grant M., Conway B. 2004. A Haptic Interfaces for Wheelchair Navigation in the Built Environment. *Presence: Teleoperators & Virtual Environments, Volume 13, Number 5*, October 2004, pp. 520-534(15)

[13] Katsura, S., Ohnishi, K., 2004. Human Cooperative Wheelchair for Haptic Interaction Based on Dual Compliance Control. IEEE Transactionc on industrial electronics, vol. 51, N°.1, February 2004, pp221-228.

[14] Niniss, H, Nadif, A. Simulation of the behaviour of a owered wheelchair using virtual reality. 3rd ICDVRAT 2000, University de Reading. ISBN 0 7049 1142 6. 2000 pp 9-14

Assistance Robotisée pour Personnes à Mobilité Réduite : Synthèse d'un Projet.

Fabrice de Chaumont[α], Bruno Marhic[α], Laurent Delahoche[α] et Olivier Rémy Néris[β]
[α] RTeAM, IUT Amiens, Av des Facultés, 80025 Amiens
[β] CHU Brest

Résumé : Ce projet concerne l'assistance technique pour les personnes à mobilité réduite. Nous proposons d'étudier l'impact technique, psychologique et clinique d'une approche originale qui consiste à embarquer un bras préhenseur sur une base mobile. Cet ensemble mobile est géré par rapport au fauteuil du patient avec une stratégie maître-esclave. Cette étude est donc par nature pluridisciplinaire : Science Pour l'Ingénieur (SPI), Science Humaine et Sociale (SHS) et Clinique. Nous présentons une rapide synthèse des différents points qui ont été abordés les trois années de prospective sur ledit projet.

I. CADRE ET OBJECTIF DU PROJET

Ce projet a vu le jour grâce à une synergie humaine qui s'est créée autour de problématiques de la personne à mobilité réduite.
L'idée d'assistance robotisée pour les handicapés est partie d'une constatation : le décalage entre la technologie, aussi sophistiquée soit-elle, et l'assistance pour les personnes à mobilité réduite est généralement important. Cependant ce projet répond avant tout à une demande sociétale émanant directement des patients à mobilité réduite, ici en partie consignée par le groupe Hopale de Berck partie prenante dans ce projet.
Une spécificité intéressante de ce projet a été de former une équipe fortement pluridisciplinaire puisque qu'elle réunit : les compétences de l'IUT d'Amiens (SPI, intégration d'un système de perception sur la base mobile et développement du prototype), de l'Université de Picardie Jules Verne (SHS, pour la représentation que suscite la prothèse chez le patient, ainsi que l'impact de ces représentations sur les mécanismes d'apprentissage) et du centre Calvé de Berck sur mer (pour sa connaissance clinique du problème du handicap qui permettra une validation des réalisations).

Beaucoup de travaux ont été réalisés par rapport à la problématique qu'est l'assistance technique (voir § 2.), et les avancées technologiques ont été ces dernières années accompagnées par les nouvelles possibilités offertes par l'informatique. Dans cette optique, il est impératif de réutiliser des techniques d'assistance existantes et de se situer sur le créneau d'intégration de fonctionnalités supplémentaires et non sur celui du développement de nouveaux concepts. De plus, le fait d'étendre des possibilités d'assistance doit s'accompagner d'une prise en compte de toutes les dimensions connexes à cette problématique : dimension clinique, psychologique, neuropsychologique, ergonomique et technique. La création de nouvelles fonctionnalités dans ce domaine d'application particulier ne peut se concevoir que par rapport à une étude pluridisciplinaire qui fédère les trois dimensions précédemment mentionnées (SPI, SHS et Clinique).

A. Résumé du projet :

La photographie ci-dessous montre une version de notre prototype.

Figure 1 : prototype base mobile / Manus ®

Nous avons proposé d'étudier l'impact technique, psychologique et clinique d'une assistance robotisée pour personnes à mobilité réduite en couplant une plate-forme mobile à un bras préhenseur utilisé classiquement en robotique pour personnes handicapées (bras robot MANUS).
Deux fonctionnalités ont été intégrées à l'assistance robotisée : un mode suivi du fauteuil par la base lorsque le patient ne souhaite pas s'en servir et une commande en mode téléopéré de l'assistance lorsque le patient souhaite exécuter une mission de préhension.
Les problématiques scientifiques abordées sont essentiellement liées au suivi du fauteuil du patient par la base mobile ainsi que celles liée à la mise à disposition de la base mobile pour permettre la préhension d'objets.

Le groupe SPI de l'IUT d'Amiens a apporté ses compétences en matière de robotique mobile et de perception de l'environnement. Son implication se situe au niveau de l'intégration d'un système de perception sur une plate-forme motorisée capable d'embarquer le bras préhenseur MANUS.
Les membres de l'équipe SHS ont focalisé leurs efforts sur la dimension psychologique du problème de la déficience (modèle de l'apprenant, l'identification des attentes, …).
Enfin, l'équipe pluridisciplinaire du groupe Hopale (médecins, neuropsychologues, ergothérapeutes et ergonomes) qui est à la base de ce projet puisque regroupant les connaissances cliniques liées au problème du handicap chez le patient. Elle a étudié l'impact clinique des solutions d'assistance technique

proposées et a été le référant en terme de validation technique durant tout le projet.

II. SYNTHESE SUR LA ROBOTIQUE D'ASSISTANCE

Depuis trente ans, la robotique mobile a fortement progressé et permet de plus en plus d'être appliquée à l'amélioration de l'autonomie des personnes handicapées. Dans ce cadre plusieurs plateformes robotiques ont été proposées [14].
Trois types de systèmes sont maintenant disponibles : Les stations fixes, (RAID, AFMASTER ,[1]), les bras robot couplés aux fauteuil roulant (MANUS [2][3], et enfin les plateformes équipées d'un bras préhenseur (MOVAID [4] et ARPH [5][6]) Ces derniers sont les plus complexes mais constituent la solution la plus flexible afin d'améliorer l'autonomie de la robotique d'assistance.
Dû aux spécificités des différents utilisateurs, l'utilisation de systèmes robotisés nécessite quelques particularités. Le mode de contrôle doit être adapté aux capacités physiques et cognitives de son utilisateur.
La capacité à utiliser un robot dans divers environnements est l'une des fonctionnalités des plus attendues [1][7][8]. Par conséquent, la navigation en milieu non structuré est primordiale dans le développement des nouvelles technologies d'assistance.
Les premières assistances conçues sont des prothèses telle que le Rancho "Golden" Arm [9], le Heildelberg (prothèse pneumatique)[10], le 'VAPC Arm' [11] ainsi que le 'Johns Hopkins Arm' [12].

A Equipements utilisés sur une base fixe

HANDY 1 : Le projet Handy 1 est originellement basé sur un bras Cyber 310, ce système est très bon marché. Il utilise dans sa première version de 1987 un ordinateur type BBC pour gérer l'interface. En 1989 il est supplanté par un 386, permettant ainsi une meilleure interface, créant du même coup le Mk2 Handy 1. La nouvelle interface introduite utilise le simple clic.

RAID MASTER : Le projet RAID[1] MASTER a pour but de développer un prototype de station de travail pour les personnes handicapées ainsi que les personnes âgées. Il est constitué d'un robot de type RTX à six degrés de liberté. Le robot est fixé au sol et a connaissance des coordonnées absolues des objets. L'utilisateur peut ainsi attraper facilement tous les objets dont la position est connue.

TOU : Le robot Tou [13] a été développé de 1989 à 1994. Il est construit à partir de cylindres à la façon d'un lombric. Ce robot a pour premier objectif d'offrir la plus grande sécurité à son utilisateur. Il a été évalué à l'hôpital du parc Tauli à Sabardell sur des patients quadraplégiques. Ce projet a reçu le prix de la technologie à Barcelone en 1992.

CAPDI : CAPDI
[15] est un projet visant à robotiser une cuisine. Ce projet est composé d'une partie mécanique ainsi que d'une partie logicielle. L'interface permet un usage intuitif du robot. Elle permet de sélectionner chaque élément de façon simple. La position de chaque objet est connue.

De VAR / Pro VAR : Le projet DeVAR (Desktop Vocational Assistant Robot) a été développé de 1989 à 1994. Il est le précurseur du projet ProVar. Le DeVAR utilise un PUMA-260 monté à l'envers au dessus du bureau sur un rail autorisant une translation e façon à maximiser sa zone de travail sur le bureau. Le DeVAR permet également d'utiliser le téléphone et d'agir sur la domotique du bureau par le biais du système de reconnaissance vocal.

B Bras manipulateurs montés sur un fauteuil électrique

FRIEND : Le projet FRIEND[2] cherche à procurer une commande facile d'un bras Manus® embarqué sur un fauteuil. Pour cela un ensemble d'action est préenregistré, puis répété ensuite par le système contrôlant le bras Manus®. Les actions sont enregistrées par l'intermédiaire d'un gant dont les positions sont enregistrées puis ensuite le système lit cet ensemble de position en plaçant la pince du bras Manus® aux même positions. L'utilisateur utilise donc le bras Manus en accédant à une bibliothèque d'actions.

RAPTOR : Réalisé par "The Rehabilitation Technologies Division of Applied Ressources Corporation", le Raptor est conçu pour attraper des objets, se nourrir, ainsi qu'appuyer sur les commandes des ascenseurs. Son avantage par rapport au Manus® est son prix: 10.000$[3]. De la même façon que le Manus® il peut être commandé au clavier, au joystick et au simple clic.

C. Bras manipulateurs montés sur un porteur / base mobile

ARPH : Le projet ARPH (Assistance Robotique aux Personnes Handicapées) a été défini en association avec l'AFM (Association Française contre les Myopathies). Son objectif est d'embarquer un bras manipulateur Manus sur une base mobile autonome. Le but est de permettre à des personnes handicapées de réaliser seules des tâches de la vie quotidienne. A la différence de notre projet, le projet ARPH propose de réaliser les taches en vision directe ou dans un environnement éloigné en vision indirecte. Le projet ARPH comprend également une étude sur la CHM[4]. Il fonctionne selon une architecture clients – serveurs basée sur le système ARITI[5].

[1] Robot for Assisting the Integration of the Disabled.

[2] FRIEND : Friendly Robot arm with user friendly Interface for Disabled people.

[3] Le Manus® coûte un peu plus de 26.000 Euros dans sa version Bus CAN et ne comportant ni clavier, ni joystick. L'ajout du clavier coûte 150 Euros.

[4] CHM: Coopération Homme-Machine.

[5] ARITI est développé dans le même laboratoire que le projet ARPH. ARITI permet de créer des interfaces en utilisant des techniques de réalité virtuelle augmentée.

ISAC : ISAC est un robot destiné à interagir de façon humaine avec des personnes. L'ensemble du robot est conçu à base d'éléments ressemblant à ce que l'on pourrait trouver chez l'Homme. Le système de contrôle du robot est basé sur de la logique floue. Il est muni de deux bras utilisant une technologie de muscles à air comprimé, il possède une bouche représentée sur un écran ainsi qu'un système de vision stéréoscopique.

WALKY : Walky est un robot mobile basé sur des capteurs à ultrasons. Il a été conçu pour aider des personnes handicapées à travailler dans des lieux tels que laboratoires de chimie, biologie ou médical. Cette base est capable d'éviter les obstacles en utilisant les ultrasons. Toutefois si un obstacle est touché, le pare choc déclenche l'arrêt d'urgence.

TAURO : Le projet TAURO est constitué d'une base mobile correspondant à un châssis de fauteuil roulant. Celui-ci est équipé d'une ceinture de capteurs à ultrason, un SICK et de retours d'odomètrie. La navigation est entièrement basée sur cet ensemble de capteurs. Outre la navigation, TAURO apporte une aide à la préhension. Il suffit de cliquer sur un objet dans une image pour qu'il soit saisit automatiquement. Cette fonctionnalité est complètement basée sur de la vision et ne fonctionne que dans certains cas où l'objet se démarque très fortement du fond.

MOVRAID : Le projet européen TIDE[6] MOVAID (1994-1997) est une assistance à domicile déjà évaluée chez des particuliers en Italie. Conçue par la CRIM[7]. Ce robot effectue des nombreuses taches, il peut laver des surfaces au sol, chercher des plats dans le micro onde, assister une personne handicapée pour manger. Il est capable de naviguer dans un appartement et d'éviter les obstacles. Il se recharge tout seul en rejoignant une balise l'alimentant.

NOMAD / Manus : L'équipe Italienne du RIMLab développe actuellement une application utilisant les connaissances liées au pilotage du Nomad, robot de développement bien connu. Sur celui-ci a été monté une version sans élévateur du bras Manus.

URMAD : Le projet URMAD (1991-1994) s'adresse aux personnes handicapées ainsi qu'aux personnes âgées. Il propose une solution robotique pour réaliser des taches quotidiennes. Equipé de capteur ultrasons, il est capable de naviguer dans un milieu partiellement structuré d'un point à un autre de l'appartement en évitant les obstacles. Des facilités sont intégrées pour la préhension des objets au sol et sur les tables

MoVAR : Le projet MoVAR (1985-1988) utilise une base mobile omnidirectionnelle originale à 3 roues. Le bras robot monté sur la base mobile est un PUMA-250. L'architecture générale a été conçue pour passer à travers les portes et de façon à ce que le bras robot soit à hauteur de bureau. La base mobile comporte un pare choc permettant de réagir face aux obstacles touchés. La pince est dotée d'un système original: des capteurs de proximité pour faciliter la saisie d'objets, ainsi qu'un capteur de pression pour la pince. Une caméra filme également la pince. La console de contrôle du robot est composée de trois moniteurs: le premier comporte la planification de trajectoire, le second l'état des divers éléments du robot, et le troisième comporte la vue de la caméra. Le robot peut être commandé au clavier, à la voix ou avec les mouvements de la tête.

[6] Technology for the socio-economic Integration of Disabled and Elderly people.

[7] Center of Research In Microengineering.

III. LIVRABLES DE NOTRE PROJET

Les livrables fournis à la fin de ce projet sont en adéquation avec ceux prévus dans le document initial. Ils sont au nombre de trois :

- La base mobile et son intelligence embarquée.
- Le rapport d'évaluation clinique.
- Le modèle de l'apprenant.

La base mobile reste un prototype qui est bien sûr perfectible. Toutes les fonctionnalités envisagées ont été intégrées, même si là aussi de nombreuses améliorations peuvent être encore amenées. Nous rappelons ici les fonctionnalités opérationnelles à ce jour :

- la possibilité de commander la base et le bras en mode téléopéré avec un joystick,
- la possibilité de commander la base et le bras en mode téléopéré avec une interface informatique,
- un module de suivi de cible permettant de reconnaître et de suivre le fauteuil roulant,
- un module de génération incrémentale de carte de l'environnement,
- un module d'évitement d'obstacles.

Rappelons que les solutions technologiques ont été motivées par un cahier des charges construit par les équipes de praticiens du centre Calvé. Le facteur coût a bien sûr été pris en compte. Le livrable est en adéquation avec ces contraintes. Il s'agit des contraintes gérées a priori sachant que celles a posteriori émaneront des évaluations cliniques et des conclusions psychologiques tirées du modèle de l'apprenant.
Cet ensemble de paramètres permettra de modifier en conséquence le prototype actuel pour tendre vers une version plus «commercialisable ». Cette phase de « reengeenering » était programmée dans le cadre d'un renouvellement du projet sur trois années supplémentaires.

Le rapport d'évaluation clinique, qui sanctionnera le bien-fondé de l'étude, sera disponible dans le courant de cette année 2006.

Le livrable de la partie SHS est le modèle de l'apprenant. Il s'agit d'un rapport d'étude qui consignera un certain nombre de recommandation sur l'apprentissage d'un système téléopéré. Ces recommandations et conclusions statueront sur

une méthode de conception d'interface qui doit rendre le système utile, utilisable, accessible par les personnes à mobilité réduite. Il s'agit là d'un élément prépondérant qui sera valorisé dans le cadre d'un transfert de la technologie d'assistance vers un partenaire socio-économique.

IV. STATEGIE DE PERCEPTION ET DE NAVIGATION

L'intégration d'une « autonomie » la plus poussée possible sur la base mobile est un des objectifs majeurs de ce projet. Nous sommes en mesure, à ce stade du projet, de fournir un livrable qui fédère toutes les stratégies de navigation qui permettront à la base de suivre le fauteuil sans encombre (voir §3).

Les fonctionnalités de perception sont déployées grâce à un système de vision omnidirectionnelle stéréoscopique couplé d'une ceinture télémétrique infra rouge.

A. Initialisation (cible/fauteuil roulant)

Nous avons souhaité apporter la plus grande souplesse possible quant à l'utilisation de l'assistance robotisée. Ainsi, nous n'avons pas voulu limiter notre démarche à l'utilisation d'un fauteuil particulier. C'est pour cela que nous avons travaillé sur une méthode générique et configurable permettant d'adapter notre assistance à tout type de fauteuils. En outre toute modification d'accessoires sur un fauteuil donné ne nécessitera qu'une nouvelle phase d'initialisation pour être prise en compte par la base. Globalement cette phase est rendue nécessaire car le modèle de la cible à suivre n'est pas connu à l'avance
Notre construction du modèle intègre non seulement le fauteuil mais aussi le patient. En effet les deux sont indissociables. En outre les occultations non négligeables du patient sur le fauteuil roulant doivent être intégrées dans le modèle de la cible à suivre. Il paraît donc impératif de déployer une stratégie d'identification et de reconnaissance re-configurable.

B. Mise en œuvre de la signature cible

Il s'agit ici de mettre en œuvre un modèle d'identification visuel du fauteuil qui sera transmis à la fonction de suivi (cf paragraphe suivant). Nous rappelons que la cible est composée d'un fauteuil et du patient. Le modèle est reconstruit à chaque initialisation afin d'imposer le minimum de contrainte d'usage à l'utilisateur.
La problématique de génération d'un modèle de signature est relativement complexe. Pour notre cible, une signature extrinsèque (géométrie) semble difficilement réalisable. C'est pourquoi, nous avons orienté nos travaux vers une signature intrinsèque polymorphe (auto re-configurable) calculée directement à partir du signal vidéo couleur stéréoscopique. Ainsi, nous pouvons nous affranchir des contraintes de changement de fauteuil, de postures du patient (occultation partielle) et d'éclairement non contrôlé.
Le modèle pour une vue (fauteuil + patient) est extrait du fond de l'image par simple soustraction d'image. Pour accomplir cette étape avec succès, il est nécessaire que le fond ne soit pas en mouvement. Cette prise de vue omnidirectionnelle (fond) est initiale par rapport à l'acquisition des quatre faces visibles.
La figure ci-dessous (Figure 2) montre quatre images omnidirectionnelles ; Elles illustrent l'extraction du fond (image G10) et l'extraction du fauteuil :
La zone image à traiter étant limitée (mire), le fond d'image étant extrait, il devient relativement aisé de construire une région connexe (non homogène) du modèle pour chacune des vues, par de simples critères géométriques et massiques (quantités pixeliques).
Ensuite, l'expérimentation nous a montré que la représentation de la région fortement non homogène par un seul espace de représentation colorimétrique est difficilement tenable. En effet, la représentation d'une chemise colorée ou d'un dossier de fauteuil noir n'implique pas les mêmes caractéristiques du signal vidéo.
Compte tenu des précédentes remarques, nous avons choisi d'identifier la primitive région par deux espaces de représentation colorimétrique différents. Nous avons donc orienté notre choix vers l'espace HSL bien adapté pour la représentation de la TEINTE (H). Cet espace est relativement stable aux conditions d'éclairage ; il est cependant moins adapté pour la discrimination des noirs ou blancs ou des régions sans teintes dominantes. Ainsi, il nous a semblé utile d'associer à l'espace HSL l'espace YUV particulièrement performant pour représenter la LUMINANCE (Y).
Ces deux espaces de représentation sont donc relativement complémentaires dans le cadre spécifique de notre application.
Il est important de préciser que la fin de la séquence d'initialisation marque le début de l'accrochage vidéo pour le module de suivi.

C. Suivi et Navigation

Il s'agit là d'une fonctionnalité à multiples facettes : suivre le fauteuil, identifier les obstacles pour les éviter et déterminer une trajectoire adéquate.
L'assistance robotisée que nous avons mis en œuvre est en mesure d'estimer la distance fauteuil base par le biais des seuls capteurs de vision omnidirectionnelle (Stéréovision).
L'évitement d'obstacles et la gestion des espaces libres sont régis par un module de construction incrémentale de carte locale 2D par grille d'occupation.
Enfin, la tâche de navigation (planification et automatique d'asservissement) permet d'obtenir une stratégie de déplacement relativement fluide et cohérente afin de valider les différentes fonctionnalités de plus bas niveau.

- ✓ ***Le suivi***

Il s'agit de repérer sur les images omnidirectionnelles stéréoscopiques la position du patient assis dans son fauteuil roulant. Une des difficultés majeures à résoudre est de faire une mise en correspondance temporelle dans les images de la séquence. Les principales difficultés qui apparaissent sont :

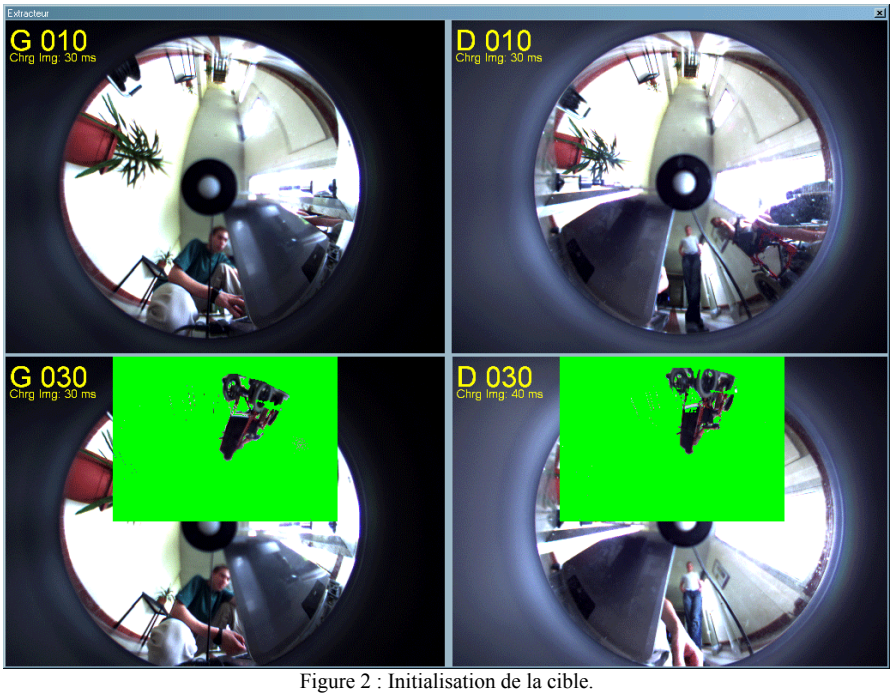


Figure 2 : Initialisation de la cible.

- les changements importants d'apparence,
- les occultations,
- la relative petite taille de la cible dans les images,
- la prise en compte des conditions d'acquisition (mouvement de caméra),
- la prise en compte des contraintes de temps de calcul, pour permettre le suivi en temps réel.
- …

Compte tenu, des considérations précédemment évoquées (ci-dessus), nous nous sommes orientés vers une méthode de suivi bien adaptée pour le tracking des cibles déformables : le Mean Shift.

La procédure Mean Shift est une procédure itérative de recherche de maximum local. Il s'agit de rechercher la position de la cible à suivre dans les différentes images, à partir de coefficients basés sur l'erreur Bayésienne, afin de mesurer la similarité entre les distributions de couleurs (histogramme) d'un modèle de la cible et de certaines régions de l'image. Cette approche permet le suivi en présence d'occultations partielles, de déformations et de mouvements de caméras.

Cependant cette méthode nécessite une initialisation manuelle qui est dans notre cas obtenue par la phase d'initialisation du modèle de la cible. De plus, cette méthode utilisée seule ne permet pas (ou difficilement) de s'affranchir du changement d'échelle dans les images. Nous nous permettons de faire remarquer que dans les images omnidirectionnelles la taille (et la forme) de la cible varie fortement en fonction de la distance de perception.

Pour palier à cette limitation, on utilise le CamShift, qui est une sur-couche du MeanShift. Cet algorithme permet de recadrer l'objet, puis de s'adapter complètement à la taille de la cible. L'avantage de ces deux méthodes est leurs temps de calcul très rapide. Il est donc aisé d'utiliser plusieurs MeanShift/CamShift dans une même image pour détecter soit plusieurs objets ou plusieurs parties composant un objet.

- ✓ ***Gestion des espaces libres par génération d'une carte locale 2D***

Nous présentons ici l'état du premier module directement impliqué pour la navigation de la base mobile puisqu'il s'agit de la génération de carte locale instantanée. La méthode que nous avons mise en œuvre est très rapide et elle permet d'extraire et de mettre en correspondance (puis de trianguler) un grand nombre d'amers verticaux. Elle est basée sur l'agrégation des observations stéréoscopiques omnidirectionnelles sans redressement préalable. Cette étape pilier (création de carte) conditionne la robustesse du paradigme SLAM. Compte tenu de nos expérimentations, concernant la génération de carte locale 2D, nous sommes en mesure de nous dispenser d'intégrer un télémètre sur la base mobile concernant cette fonctionnalité. Toutefois le système de perception étant optique, il faut que les obstacles soient observables (primitives visuelles) : il nous serait impossible de détecter un mur d'une pièce si le mur ne présente pas d'amers verticaux. Ce qui justifie la présence de la ceinture IR susmentionnée.

Afin d'extraire les amers, on définit un disque qui va correspondre à notre zone de recherche. Cette zone de recherche est située dans la périphérie du capteur omnidirectionnel correspondant à l'horizontal de l'observation. Ensuite, nous calculons une moyenne (RVB) orientée radialement sur cette couronne ; la couronne est donc réduite à une valeur pixel RVB. Le gain de temps induit par les traitements plus amont, nous permet d'augmenter la résolution angulaire de la couronne pixelique (0,36°). Ces points (Moyenne) sont ensuite convertis de l'espace RVB à l'espace Y. La figure ci-dessous (figure 3) présente un graphique de

résultat pour 180°. La courbe du haut représente *Y* tandis que la courbe du bas correspond à sa dérivée.

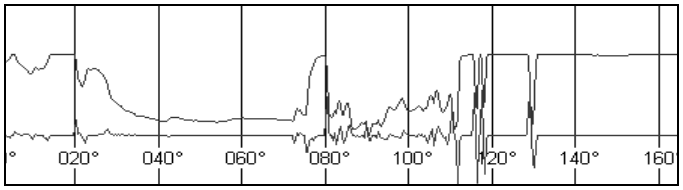


Figure 3 : Signal vidéo et dérivée.

On considéra que l'on a détecté un amer à partir du moment où la dérivée en Y dépasse un seuil fixé. Suite à cette étape il nous faut mettre en correspondance les primitives extraites dans les deux images. La figure ci-dessous (Figure 4) représente les différentes informations nécessaires à l'extraction et à la mise en correspondance. Sur ce graphique, les segments en diagonale liant les deux barres (Y et RGB) sont les segments de mise en correspondance (image D et G).

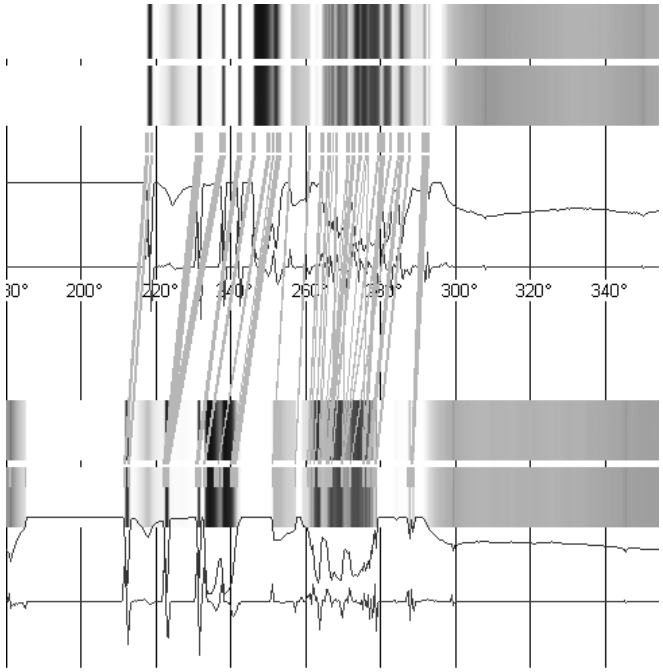


Figure 4 : Mise en correspondance.

Pour chaque capteur, et pour chaque amer, on recherche un nombre *n* de points-moyenne environnant. Cette fenêtre est ensuite comparée à toutes les fenêtres des amers de l'autre capteur. La comparaison est faite selon des valeurs RVB, on réalise ainsi la différence pour chaque pixel de la fenêtre pour les trois composantes. Le résultat minimisé obtenu est le critère de correspondance. Une fois les amers associés, on peut facilement trouver l'angle et la distance relative de chaque amer par triangulation.

V. PERSPECTIVES ET CONCLUSIONS

Durant les trois années de ce projet, nous avons globalement atteint les objectifs initiaux. Une évaluation clinique de la solution proposée est en cours au centre Hospitalier Calvé du groupe HOPALE. Elle devra valider la pertinence des choix qui auront été faits et montrer l'adéquation de l'assistance avec les besoins réels des personnes déficientes. La valorisation socio-économique du produit constitue un objectif crucial que nous souhaitons atteindre (extra-projet). Les négociations inhérentes à la valorisation socio-économique du projet nous ont permis de tisser un certain nombre de contacts pérennes qui se concrétiseront par de nouvelles intégrations de partenaires lorsque les conclusions cliniques seront tirées. Il en découlera une stratégie de valorisation industrielle qui sera menée après la fin du projet.

REMERCIEMENTS

Ce projet HTSC (Homme Technologie et Systèmes Complexes) a été co-financé par l'état et la région Picardie.

REFERENCES

[1] M.Busnel, R Gelin and B Lesigne, Evaluation of a robotized MASTER/RAID Workstation at home: Protocol and first result, Proc. ICORR, 9 (2001), 299-305

[2] H.G Evers, E.Beugels and G.Peters, MANUS towards a new decade, Proc. ICORR 9 (2001), 155-161

[3] H.Kwee and C.A.Stager, The Manus robot arm, Rehabilitation Robotics Newletter 5(2)(1993)

[4] P.Dario, E Guglielmelli, C.Lashi and G.Teti, MOVAID: a personnal robot in everyday life of disabled and eldery people, Technology and Disability Journal 10(1999), 77-93

[5] Y. Rybarczyck, E.Colle and P.Hoppenot, Contribution of neuroscience to the teleoperation of rehabilitation robot, Proc. IEEE Int. Conf SMC (2002)

[6] Y. Rybarczyck, S.Galerne, P.Hoppenot, E.Colle and D.Mestre, The development of robot human-like behaviour for an efficient human machin co-operation, Proc AAATE(2001), 274-279.

[7] S.D Prior, An electric wheelchair mounted robotic arm – a survey of potential users, Journal of Medical Engineering & Technology, 14(4)(1990), 143-154

[8] C.A. Stanger, C.Anglin, W.S Harwin and D.P Romilly, Devices for assisting manipulation: a summary of user task priorities, Transactions of Rehabilitation Engineering 4(2)(1994), 256-65.

[9] J. R. Allen, A. Karchak and V. L. Nickel, Orthotic manipulators. In *Advances in External Control ofHuman Extremities*, Belgrade, 1970.

[10] V. Paeslack, and H. Roesler, Design and control of a manipulator for tetraplegics. *Mechanism and Machine Theory*, **12**: 413-423, 1977.

[11] C. P. Mason and E. Peiser, A seven degree of freedom telemanipulator for tetraplegics. *ConferenceInternational sur les Telemanipulators pour Handicapes Physiques*, pp. 309-318, 1979.

[12] W. Seamone and G. Schmeisser, Early clinical evaluation of a robot arm/worktable system for spinalcord-injured persons. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **22**(1): 38-57, January 1985.

[13] Tou, an Assistant Arm: Design, Control and Performance». 6th Int. Conference on Advanced Robotics, Tokio-1993.

[14] Traité IC2, (série Systèmes automatisés) A. Pruski, Hermés, 2003

[15] A. Casals, R. Merchan, E. Portell, X. Cufí, J. Contijoch. "CAPDI: A Robotized Kitchen for the Disabled and Elderly. Assistive Technology at the Threshold of the New Millennium". AAATE 99. pp. 346-351. Dusseldorf, Nov. 1999.

Modes de perception des fauteuils roulants intelligents

O. Horn, M. Kreutner, G. Bourhis
Laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs (L.A.S.C.),
Ile du Saulcy, BP 80794, 57012 METZ Cedex 01, France
{horn, kreutner, bourhis}@univ-metz.fr

Résumé : Dans cet article nous décrivons les études menées sur les fauteuils roulants intelligents. Les prototypes existants sont présentés suivant les fonctionnalités de perception qu'ils emploient : évitement d'obstacle, suivi de parcours, suivi de mobile, passage de porte ou localisation. Puis nous détaillons le mode de localisation du VAHM développé dans notre laboratoire et les résultats obtenus au cours des essais. Enfin nous concluons sur l'apport des différents modes de perception développés pour envisager les axes de travail futurs.

I. INTRODUCTION

Depuis une quinzaine d'années nombre d'études sur les fauteuils roulants intelligents ont été développées dans les laboratoires. L'idée est d'emprunter aux méthodes de la robotique mobile les moyens de faciliter les déplacements des véhicules destinés aux personnes lourdement handicapées. De nombreux prototypes ont été développés à partir de fauteuils électriques du commerce équipés d'un ordinateur et de différents capteurs. Les approches diffèrent par le mode de commande du fauteuil par les capteurs de perception choisis (IR, US, Vision…), par le type de partage des tâches entre la machine et l'utilisateur, par les fonctionnalités développées et par leurs modes de réalisation. Nous proposons dans cet article un tour d'horizon des projets en cours en nous focalisant sur les moyens de percevoir l'environnement. Nous présentons l'approche retenue pour le VAHM dans notre laboratoire et les résultats obtenus lors des essais. Enfin nous évoquerons l'apport des travaux décrits pour la conception d'un système utilisable en situation réelle.

II. LES PROTOTYPES ET LEURS FONCTIONNALITES DE PERCEPTION

Les prototypes développés offrent une diversité d'appréhension du déplacement à laquelle correspondent différentes fonctionnalités de perception. Par exemple la réalisation d'un parcours précis nécessitera une localisation dans l'environnement en revanche un déplacement dans une direction donnée pourra se faire en utilisant un évitement d'obstacle. Nous évoquons les travaux référencés en les classant par rapport à leurs modes de perception de l'environnement. Nous évoquons en plus des fauteuils électriques autonomes quelques autres types d'aides techniques à base de robots mobiles, le cas échéant nous préciserons la nature de ces projets.

Evitement d'obstacle

Il consiste à imposer certaines modifications de la trajectoire lorsque celle-ci buterait sur un obstacle. La présence d'obstacles potentiels est détectée par les capteurs extéroceptifs et les modalités de l'évitement d'obstacle diffèrent par le degré d'interprétation des mesures.

Les méthodes les plus immédiates prennent les mesures et réduisent la vitesse dans la direction où un obstacle est perçu, par exemple à partir de mesures US[1]ou IR[28] ou d'association IR, US et capteur de contact sur TIN MAN [2] et sur Wheelesley [3]. La même association US, IR et bumper est employée sur le SWCS [4] où les trois capteurs sont regroupés dans une boite appelée "sensor module". Ce système est aussi utilisé sur le SPAM [5] qui n'est pas un fauteuil électrique mais un fauteuil manuel équipé de modules intelligents pour aveugles.

L'ensemble des mesures US peut être regroupé en une représentation unique permettant de choisir la direction la plus proche de celle indiquée par l'utilisateur et ne présentant pas d'obstacle. C'est ce qui est fait sur MR HURI [6] ainsi que sur Navchair [7] où les mesures sont enregistrées sous forme de grilles d'occupation locales et le parcours dans la direction de moindre occupation déterminée par le VFH (Vector Field Histogram). L'évitement d'obstacle peut aussi être réalisé de manière complémentaire à une localisation [8], le fauteuil se situe dans l'environnement grâce à des balises artificielles vues par caméra et l'évitement d'obstacle est assuré par comparaison de la mesure US courante avec des mesures préenregistrées, une différence signifiant la présence d'un obstacle imprévu.

D'autres méthodes ont recours aux modèles probabilistes, à la logique floue ou à l'intelligence artificielle. La logique floue constitue un outil pour traduire les mesures capteurs en commandes sur les moteurs pour l'évitement d'obstacle. C'est ce qui est pratiqué dans sur Luosson III [9] avec des mesures US et sur Robchair [10] à partir de mesures IR, US et bumper. Une autre équipe [11] réalise un traitement préalable où les mesures ultrasonores sont fusionnées en cartes probabilistes de l'environnement avant d'être envoyées sur le module de logique floue pour créer la commande des moteurs. Pour l'intelligence

artificielle, une "Subsumbtion architecture" est employée sur TAO [12] pour analyser les mesures IR, vision et bumper. Chaque mesure génère un type de commande permettant d'éviter l'obstacle et c'est une combinaison des commandes issues des différents capteurs qui est envoyée sur les moteurs. Le modèle probabiliste est exploité sur Sharioto [13] pour estimer les intentions de l'utilisateur. Si ce dernier se dirige vers un obstacle on suppose que ce n'est pas délibéré et le mouvement réellement espéré est recherché à partir des distributions de probabilité des parcours possibles et du critère de Bayes. Dans un registre similaire [14] lorsqu'il rencontre un obstacle humain analyse le visage de la personne- par traitement d'image- et définit selon l'orientation du visage si la personne a vu le fauteuil et dans la négative l'évite.

Autres fonctionnalités réactives

Nous considérons ici toutes les primitives qui se situent dans une réaction directe aux mesures capteur d'un autre ordre que l'évitement d'obstacle.

. Le suivi de parcours

Il s'agit de reproduire un parcours appris dans une phase d'apprentissage. Ainsi sur INRO [25] les commandes successives envoyées aux moteurs vont reproduire une succession de commandes enregistrées dans une phase préalable pour réaliser la trajectoire voulue. Sur IWP conçu à partir de TIN MAN [26] c'est une procédure de vision réactive à partir de deux caméras articulées et une structure hiérarchique (SSH spatial semantic hierarchie) de représentation de l'environnement par plusieurs niveaux de connaissance qui permet la réalisation de trajectoires connues.

. Le suivi de mobile

Le fauteuil reproduit le mouvement d'une personne ou d'un autre véhicule qu'il faut suivre. Dans [1] le fauteuil est susceptible de suivre une personne grâce à un système caméra-miroir autorisant la vision panoramique. La personne à suivre est sélectionnée dans l'image et constitue un modèle et c'est par ajustement de l'image courante sur ce modèle que le suivi est réalisé. Un traitement analogue est employé dans [27] où une plate forme mobile avec bras Manus est équipée d'une caméra omnidirectionnelle pour suivre le fauteuil roulant. Sur Luosson III [9] c'est un algorithme hiérarchique "gris-flou" qui combine la prédiction grise et la logique floue pour réaliser un suivi à partir de la vision. Ici le fauteuil électrique suit un robot de service qui le guide dans un environnement inconnu.

. Le suivi de mur

Le fauteuil suit la direction d'un mur en maintenant la distance qui l'en sépare constante. Cette fonctionnalité est programmée en asservissant directement la commande des moteurs à la distance renvoyée par les capteurs US sur le Navchair [7] et sur un autre prototype décrit dans[10].

. Le passage de porte

Il s'agit de ralentir le fauteuil pour le faire évoluer dans un passage délicat. Sur le Navchair [7] l'approche retenue est issue du module d'évitement d'obstacle (VFH) adapté pour que le fauteuil puisse s'approcher très près des limites de l'espace libre sans les toucher. Sur TAO [12] la fusion de données IR bumper et vision autorise le passage de porte moyennant un ralentissement de la vitesse du véhicule.

Localisation

Dans le cadre de la réalisation de trajectoires programmées, les mesures exteroceptives obtenues à partir du fauteuil sont utilisées pour établir sa position. Les approches diffèrent selon la présence ou non de balises artificielles, la connaissance préalable ou non de l'environnement et le mode d'interprétation des mesures.

Tout d'abord, elle peut être réalisée à partir d'une simple comparaison de données. Ces dernières sont de différents types :

- des trajectoires sur Rolland [15] : elles sont enregistrées grâce à l'odométrie puis codifiées, la trajectoire courante est comparée à des trajectoires possibles définies sur un campus pour en déduire la position du fauteuil.
- des histogrammes multidimensionnels (couleur gradient texture…) sur NLPR IW[17] : ils sont évalués à partir de l'image courante et comparés aux histogrammes représentant des places connues de l'environnement enregistrés lors d'une phase d'apprentissage. La place du fauteuil est donnée par celle dont l'histogramme est le plus proche de l'histogramme courant.
- des profils d'espace libre [16] : ils sont issus d'un télémètre laser et enregistrés sous forme d'une succession de segments de droite, la mesure courante est corrélée à la mesure précédente afin de déterminer le décalage en position et en orientation représentant le déplacement entre les deux mesures.

La perception de balises artificielles connues est aussi possible. Elles peuvent être constituées d'un simple marquage au sol comme pour Tétranauta [18] où une caméra CCD visualise des lignes peintes sur le sol afin de situer le fauteuil par rapport à une trajectoire programmée, ce en fonction des virages et intersections perçues. Les balises peuvent être plus sophistiquées ; ainsi dans le projet Siamo [19] des balises visuelles constituées de cercles, lignes horizontales et codes barres sont analysées pour déterminer, à partir de considérations géométriques, la position du fauteuil par rapport à la balise mais aussi par rapport à l'environnement connaissant la place de chaque balise.

Le formalisme des moindres carrés ou du filtrage de Kalman peut aussi être employé. L'environnement est représenté par un ensemble de segments de droite et les mesures sont associées aux segments à partir de l'odométrie puis un ajustement est établi par l'un des formalismes retenus. Sur le projet VAHM les mesures

issues de capteurs US sont employées pour ajuster la position du fauteuil par la méthode des moindres carrés [21]. Une démarche similaire est employée sur le projet ARPH [22] qui n'est pas un fauteuil autonome mais une base mobile indépendante munie d'un bras manipulateur. Dans un autre contexte, la méthode des moindres carrés traite des mesures issues d'un télémètre laser fixé sur un portique au-dessus du fauteuil [23], un traitement préalable des mesures les regroupe sous forme de segments de droite. Enfin le filtrage de Kalman est employé à partir de mesures US et odométriques, dans une version où le bruit de mesure est adapté par la logique floue [24]. Par ailleurs une autre application du filtre de Kalman est réalisée dans [8] sur CPWNS à partir de repères visuels placés en des points connus et perçus par caméra.

A titre d'exemple nous allons détailler la procédure de localisation du VAHM et donner les résultats expérimentaux qui en illustrent les possibilités et limites.

III. LE MODE DE LOCALISATION DU VAHM

Présentation du projet

Le projet VAHM [20] (véhicule autonome pour handicapés moteurs) développé au LASC vise à concevoir un fauteuil roulant électrique muni de certaines fonctionnalités qui facilitent sa conduite. Le prototype est un fauteuil électrique classique équipé de 16 capteurs ultrasons répartis autour du véhicule, d'un système odométrique composé de deux codeurs optiques incrémentaux fixés sur chaque roue motrice, d'une caméra CCD et d'un micro-ordinateur

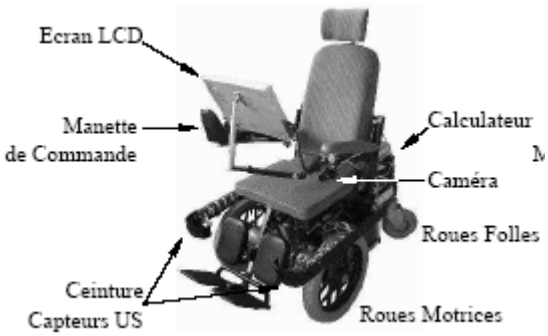


Fig. 1. Prototype du VAHM

Nous traitons ici du mode de localisation en cours de mouvement de ce véhicule. Il s'agit de déterminer dans un environnement connu la position du fauteuil à partir des mesures issues des capteurs odométriques ultrasonores et de vision. L'objectif est que le fauteuil soit susceptible de réaliser correctement une trajectoire. Nous nous sommes donc fixés comme objectif des erreurs de position inférieures à 5cm dans les deux directions et une erreur en orientation inférieure à 3°. La procédure se déroule en cours de mouvement et doit être assez rapide.

Nous disposons des mesures odométriques qui donnent une première estimation de la position qui est sujette à dérive à mesure que le déplacement augmente. Pour une distance parcourue de 50cm l'erreur moyenne est de 15cm en position et 10° en orientation. Les capteurs ultrasons sont utilisés pour se recaler par rapport à l'environnement.

Recalage par mesures ultrasonores

Les mesures ultrasonores sont enregistrées sous forme d'une carte locale représentant les points d'impact des mesures autour de la position odométrique.

L'environnement est représenté par une carte globale constituée d'un ensemble de segments de droite représentant les limites de l'espace libre.

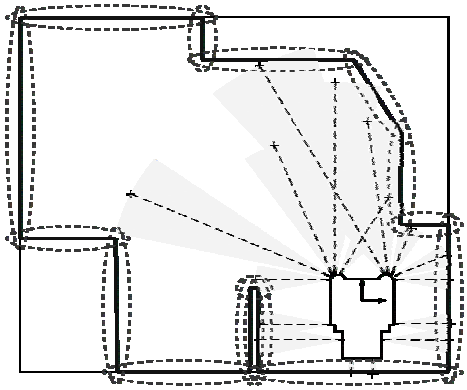


Fig. 2. Mesures ultrasonores dans l'environnement

Une ellipse est associée à chaque segment pour assurer la mise en correspondance entre les deux cartes. Un point sera affecté à un segment s'il se trouve à l'intérieur de l'ellipse qui lui est associée. La mise en correspondance du point avec le segment sera validée si l'angle d'incidence de l'onde US sur le segment est inférieur à l'incidence limite de l'onde sur la surface pour que la mesure puisse se faire. Dans le cas où un point peut correspondre à deux segments celui dont la distance point-segment est la plus faible sera retenu.

A partir des associations points segments réalisées, qui doivent être au minimum de trois, nous appliquons la méthode des moindres carrés pour définir le petit ajustement (translation T_x T_y + rotation T_θ) qui minimisera la somme des distances point/segment au carré. La position odométrique est ainsi ajustée et la procédure est réitérée à partir de la mise en correspondance jusqu'à ce que l'ajustement trouvé soit inférieur à 5cm en position et 3° en orientation.

Nous avons réalisé un ensemble d'essais dans les positions successives de la figure ci-dessous (fig.3).

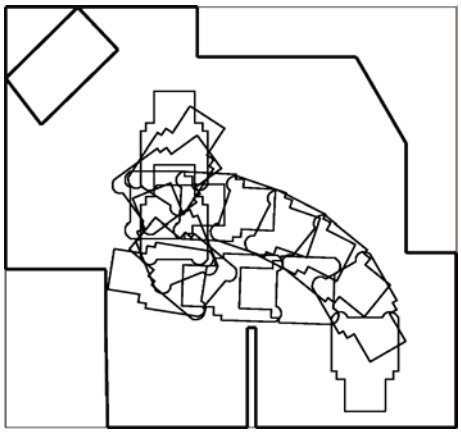


Fig. 3. Parcours de test du recalage par capteurs ultrasons

La position odométrique est initialisée dans un carré de 30cm de côté en position et une ouverture d'angle de 20° en orientation. Les résultats obtenus sont donnés fig.4. La correction est considérée comme réussie si l'erreur en position est inférieure à 5cm et l'erreur en orientation inférieure à 3°.

Cas	% de réussite (erreur < seuil)		
	x	y	θ
0	97.7	97.4	97.7
3	-	97.9	32.6
4	55.8	9.7	0.4
5	82.0	96.3	18.0
6	72.8	96.0	20.0
7	98.0	97.8	28.8
9	81.8	92.6	47.1
10	81.1	98.6	50.1
11	83.7	35.1	56.5
13	54.6	94.0	42.4
14	87.5	99.5	7.7
15	81.9	99.7	31.6

Fig. 4. Résultats des tests de recalage par mesures ultrasonores

Dans la majorité des cas la correction en position est acceptable toutefois dans certaines positions (par exemple cas n°4) les résultats sont mauvais. Ceci se produit lorsque aucune des mesures ultrasonores ne sont prises orthogonalement aux segments, le modèle ponctuel de la mesure réalise alors une approximation si importante que le recalage est impossible. Les cas qui ne sont pas référencés dans le tableau (1, 2, 8) sont ceux pour lesquels le nombre d'appariements réalisés est insuffisant pour que la correction puisse s'opérer (nombre d'appariement inférieur à 3). Dans les cas favorables le niveau de correction est acceptable en position mais très insuffisant pour l'orientation. Ceci est dû à la faible précision directionnelle des capteurs US induite par leurs cônes d'émission.

Ajustement de l'orientation par la vision

Une perception complémentaire de l'environnement est alors donnée par la caméra. L'orientation du véhicule est précisée en se repérant sur les bords verticaux de l'environnement (bord de tableau, porte, fenêtre,...) dont la position est enregistrée préalablement et qui sont perçus par des contours verticaux dans l'image. L'image acquise est traitée par égalisation d'histogramme, filtrage de Deriche pour extraction des contours verticaux, suppression des non maxima locaux et chaînage des contours. La position de chaque contour vertical est ensuite enregistrée.

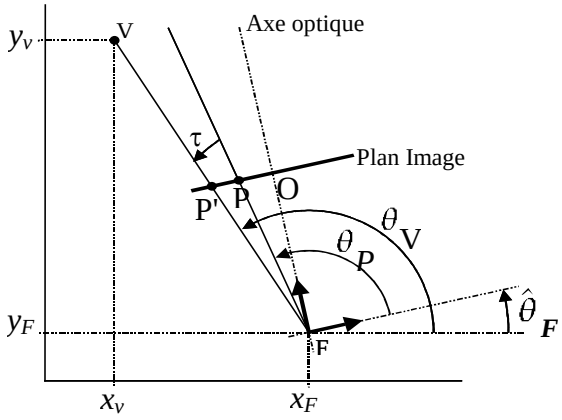


Fig. 5. Calcul de l'orientation de la caméra

Connaissant la position d'une verticale V dans l'environnement et la position de la caméra F ainsi que son orientation estimée θ_F on évalue le point P où la verticale devrait être vue dans le plan image. Puis à partir de l'écart entre le point P' où la verticale est effectivement vue et le point P on calcule l'ajustement en orientation τ qui devra être apporté à la position angulaire de la caméra.

Pour établir la correspondance entre les contours de l'image et les segments verticaux de l'environnement, nous construisons un arbre d'interprétation où toutes les associations contours segments sont envisagées et l'ajustement angulaire correspondant calculé, le chemin de l'arbre donnant un ajustement sensiblement constant sera celui qui réalise la bonne mise en correspondance.

Ce mode de correction a été testé sur les mêmes positions successives de l'environnement que le recalage

U.S.(fig.2). Le tableau ci dessous (fig.6) donne les résultats obtenus, $\varepsilon_{\theta min}$ et $\varepsilon_{\theta max}$ représentant les limites d'erreur d'initialisation des angles autorisant un ajustement correct par vision (erreur après enregistrement inférieure à 3°).

Cas	$\varepsilon_{\theta min}$	$\varepsilon_{\theta max}$
0	- 20	21
1	- 14	9
2	- 17	19
3	- 15	23
4	- 17	16
5	- 2	10
6	- 14	11
7	- 10	10
8	- 12	14
9	- 10	19
11	- 12	18
12	- 12	11
13	- 10	10
14	- 20	17
15	- 10	18

Fig. 6. Résultats des tests d'ajustement de l'orientation

Les résultats sont assez satisfaisants puisque la plage d'erreur admissible est en général au minimum égale à ±10° ; le cas n°10 ne figure pas dans les résultats car un seul contour était présent dans l'image ce qui est insuffisant ; le cas n°5 offre une marge réduite dans le négatif en raison là encore d'un faible nombre de contours présents dans l'image.

En conclusion nous avons établi une méthode dont le temps d'exécution moyen est 300ms pour les ultrasons et 500ms pour la vision donc qui peut être employée en ligne sur le fauteuil. Les résultats sont dans la majorité des cas acceptables toutefois ceci ne peut pas être suffisant pour un fauteuil utilisable par des personnes handicapées.

Nous allons maintenant évoquer l'apport des études réalisées concernant les directions de travail susceptibles de mener à la réalisation d'un système opérationnel.

IV. DISCUSSION - CONCLUSION

Les nombreuses études citées montrent la diversité des approches envisageables pour la perception des fauteuils intelligents. Elles permettent d'établir certaines tendances pour l'emploi des différents capteurs.

Les capteurs U.S. sont utiles pour l'évitement d'obstacle car leur cône d'émission leur confère une importante surface de détection. Toutefois leur manque de précision sur l'orientation des mesures les rend inemployables seuls pour la localisation.

Les capteurs infra rouges ont une portée très limitée et s'emploient pour de faibles distances de détection. Ils sont souvent utilisés en complément des capteurs U.S..

Les télémètres lasers délivrent une coupe plane de l'espace libre d'une bonne précision. Ils sont assez peu utilisés sans doute en raison de la lourdeur de leur installation et de leur prix. Leur emploi peut se répandre grâce au développement récent de capteurs plus petits.

La vision, contrairement aux trois capteurs précédents, ne donne pas directement une mesure de distance. Elle est appropriée pour des primitives de suivi de mobile mais est coûteuse en temps de traitement si elle est le seul moyen de perception. Elle constitue un capteur complémentaire intéressant pour donner une perception de la verticalité du lieu.

Actuellement, aucune des méthodes décrites n'est exploitable en l'état. A l'instar de l'équipe du Navchair [7] qui a conçu ce prototype comme une application des routines d'évitement d'obstacle (VFH) la plupart des équipes ayant développé des fauteuils intelligents sont issues de laboratoires de robotique mobile. De ce fait les approches retenues font souvent appel à des formalismes élaborés mais leur fiabilité n'est pas totale. Si l'adaptation des méthodes à la problématique des fauteuils constitue une avancée vers la conception d'aides utilisables, les prototypes existants ne sont pas voués à un usage immédiat. Comme le fait remarquer Nisbeth dans [29] très peu ont été testés sur des personnes handicapées et les deux fauteuils réellement utilisés dans des centres: SCAD [30] et Smart Wheelchair [31] n'emploient que des fonctionnalités basiques de suivi de trajectoire et d'arrêt sur les obstacles. Pour autant les travaux décrits ne sont pas sans objet puisqu'il existe un réel besoin en terme d'aide à la mobilité. En effet un sondage sur les utilisateurs de fauteuils électriques [32] montre que 40% d'entre eux ont des problèmes pour les conduire donc seraient soulagés par une assistance à la mobilité.

Pour les fauteuils roulants électriques, il existe d'une part une demande en terme d'aide à la conduite d'autre part un ensemble de travaux qui tentent de la réaliser mais restent au niveau d'études. Deux axes de travail sont susceptibles d'établir un rapprochement: envisager l'implantation de fonctionnalités intelligentes minimales mais fiables et mener une réflexion sur les possibilités d'intervention de l'utilisateur lorsque les procédures de perception échouent.

V. REFERENCES

[1].A Argyros, P. Georgiadis, P. Trahanias and D. Tsakiris, "Semi-autonomous Navigation of a Robotic Wheelchair", *Journal of Intelligent and Robotic Systems 34,* 2002, pp. 315-329.

[2] D.P. Miller and M.G. Slack, “Design ans Testing a Low-Cost Robotic Wheelchair Prototype”, *Autonomous Robot,* vol.2, 1995, pp. 77-88.

[3] H.A. Yanko, “Shared User-Computer Control of a Robotic Wheelchair System”, *Ph.D. Thesis, Department of Electrical Engineering and Computer Science*, Massachusetts Institute of Technology, sept 2000.

[4] R. Simpson, E. LoPresti, S. Hayashi, I. Nourbakhsh, D. Miller, “The Smart Wheelchair Component System”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol.41, n°3B, pp 429-442, june 2004.

[5] R. Simpson et al. “A prototype power assist wheelchair that provides for obstacle detection and avoidance for those with visual impairments” *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, pp.1-11, oct.2005.

[6] I. Moon, S. Joung, Y. Kum, “Safe and Reliable Intelligent Wheelchair Robot with Human Robot Interaction”, *Proc. Of the IEEE Int. Conf. On Robotics And Automation*, Washington, may 2002, pp. 3595- 3600.

[7] S. P. Levine et al, “The NavChair Assistive Wheelchair Navigation System”, *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, n°4, pp.443-451, dec. 1999.

[8] G. Del Castillo, “Autonomous, vision-based, pivoting wheelchair with obstacle detection capability” *Ph.D. Thesis, University of Notre Dame*, may 2004.

[9] R. C. Luo, T. M. Chen, M. H. Lin, “Automatic Guided Intelligent Wheelchair System Using Hierarchical Grey-Fuzzy Motion Decision-Making Algorithms” *Proc. Of the IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots And Systems*, 1999, pp. 900-905.

[10] G. Pires and U. Nunes, “A Wheelchair Steered through Voice Commands and Assisted by a Reactive Fuzzy-Logic Controller” *Journal of Intelligent and Robotic Systems 34*, 2002, pp. 301-314.

[11] A. Bonci, S. Longhi, A. Monteriu and M. Vaccarini, “Navigation system for a smart wheelchair” *Journal of Zhejiang University Sciences*, vol. 6A, n°2, pp 110-117, 2005.

[12] T. Gomi and A. Griffith, “Developing Intelligent Wheelchairs for th Handicapped”, *In Assistive Technology and A.I., V.O. Mittal et al. (Eds,)* 1998, pp.150-178.

[13] E. Demeester, M. Nuttin, D. Vanhooydonck, H. Van Bruusel, “A Model-based, Probabilistic Framework for PlanAutomatic Guided Intelligent Wheelchair System Using Hierarchical Grey-Fuzzy Motion Decision-Making Algorithms” *Proc. Of the IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots And Systems*, 1999, pp. 900-905.

[14] Y. Kuno, Y. Murakami, N. Shimada, “User and Social Interfaces by Observing Human Faces for Intelligent Wheelchairs”, *ACM Int. Conf. Proceeding of workshop on Perceptive user interfaces*, 2001, pp.1-4.

[15] A. Lankenau, T. Rofer and B. Krieg-Bruckner, “Self localization in large-scale environments for the Bremen autonomous wheelchair”, *Spatial Cognition III: Lecture Notes in Artificial Intelligence 2685*, 2003, pp.34-61.

[16] Y. Adachi, H. Tsunenari, Y. Matsumoto and T. Ogasawara, “Guide Robot’s Navigation Based on Attention Estimation Using Gaze Information” *Proc. Of the IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots And Systems*, 2004.

[17] C. Zhou, Y. Wei, T Tan, “Mobile Robot Self-Localization Based on Global Visual Appearance Features” *Proc. Of the IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots And Systems*, 2003, pp. 1271-1276.

[18] S.V. Diaz, C.A. Rodriguez, F. Diaz del Rio, A.C. Balcells, D.C. Muniz, “Tetranauta: a intelligent wheelchair for users with very severe mobility restrictions” *Proc. Of the IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots And Systems*, 2002, pp. 778-783.

[19] J.C.G. Garcia, M.M. Romera, M.M. Quintas and J.U. Urena., “Positioning and Localization System for Autonomous Wheelchairs” *Proc. Of the IEEE Industrial Electronics Society*, Nov. 2002, pp. 1555-1560.

[20] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert, A. Pruski, “ The VAHM Project: Autonomous Vehicle for People with Motor Disabilities ”, *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special Issue on Wheelchairs in Europe*, Vol.7, n°1, March 2001, pp.21-28.

[21] M. Kreutner, “Perception multisensorielle pour véhicule autonome dédié aux personnes handicapées moteurs”, *Thèse de doctorat de l’Université de Metz*, sept. 2004.

[22] P. Hoppenot, E. Colle, “Real-time localisation of a low-cost mobile robot with poor ultrasonic data ”, *IFAC journal, Control Engineering Practice*, 6, 1998,.pp.925-934.

[23] C.H. Kim, J.H. Juang and B.K. Kim, “Design of an Intelligent Wheelchair for the Motor Disbled”, *In Advances in Rehabilitation Robotics, Z.Z. Bien and Stefanov. (Eds,)* 2004, pp.299-310.

[24] L. Jetto, S. Longhi and G. Venturini, “Development and Experimental Validation of an Adaptive Extended Kalman Filter for the Localization of Mobile Robots”, *IEEE Transaction on Robotics and Automation*, vol. 15, n°2, pp.219-229, april. 1999.

[25] K. Schilling, H. Roth, R. Lieb and H. Stuzle, “Sensors to improve the safety for wheelchair users”, *Proceedings of the 3rd IFAC Symposium on Intelligent Components and Instruments for Control Applications*, France. 1997, pp.527-530.

[26] W.S. Gribble, R. L. Browning, M. Hewett, Emilio Remolina, B.J. Kuipers, “Integrating vision and spatial reasoning for assistive navigation”, *In Assistive Technology and A.I., V.O. Mittal et al. (Eds,)* 1998.

[27] C. Cauchois, B. Marhic, F. de Chaumont, L. Delahoche, M. Delafosse, “Automatic tracking of a wheelchair”, *AAATE 2005*, Lille, France, pp.661-665.

[28] P. Mallet, J.M. Pergandi., “Towards smart wheelchairs”, *AAATE 2005*, Lille, France, pp.328-335.

[29] P.D. Nisbet, “Who’s intelligent? Wheelchair, driver or both?”, *Proc. IEEE Conference on Control Applications*, Glasgow 2002, pp. 760-765.

[30] M. Langner, “Single track system for powered wheelchairs to provide an opportunity for children to safely venture away from helpers with greater autonomy”, *Journal of Intelligent Mobility*,2002, vol.5(1), pp 65-77.

[31] P.D. Nisbet, J. Craig, J.P. Odor, S. Aitken, “‘Smart’ Wheelchairs for Mobility Training”, *Technology and Disability, vol.5*, 1996, pp. 49-62.

[32] L. Fehr, W.E. Langbein, S.B. Skaar, “Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: A clinical survey”, ”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol.37, n°3, june 2000.

Une approche pragmatique pour la conception d'un robot pour la rééducation fonctionnelle du membre supérieur

Christine Mégard[1], Olivier Rémy-Néris[2], Evelyne Tanguy[3], Patrick Belletante[4], François Louveau[5], Claude Andriot[1]

[1]CEA/LIST, BP6, 92265 Fontenay-aux-roses cedex France, [2]CHU Brest 5 av. Foch 29200 Brest, [3]Centre de Réadaptation de Pen Bron-Av. du Traict 44420 La Turballe, [4]Centre J. Calvé Groupe Hopale 72 Esplanade Parmentier 62600 Berck-Plage, [5]Haption Atelier Relais-Route de Laval 53210 Soulge sur Ouette

christine.megard@cea.fr

Résumé- **Kinehaptique a pour objectif de concevoir le prototype d'une plate-forme robotisée destinée à la rééducation du membre supérieur. L'article présente la démarche qui a orienté les spécifications du prototype final. Nous avons choisi d'utiliser un dispositif à retour d'effort destiné à des applications en Réalité virtuelle et quelques exercices de rééducation ont été développés. Ce dispositif a ensuite été évalué dans deux centres de rééducation afin d'appréhender rapidement les problèmes rencontrés et d'orienter les spécifications. Les résultats de cette évaluation sont présentés et la méthodologie discutée.**

I. INTRODUCTION

Kinehaptique vise à réaliser le prototype d'une plate-forme robotisée destinée à la rééducation du membre supérieur. Le recours à un dispositif robotique à retour d'effort est justifié par la possibilité de simuler des gammes d'exercices variés, basés sur des « jeux » [1], permettant la répétition, le feedback et de maintenir une forte motivation du patient [2]. Le second intérêt porte sur l'utilisation des modes robotiques, encore appelés «mode actif aidé » pour accompagner les mouvements exécutés par les patients [3]. L'objectif du mode actif aidé est d'être très utilisé en début de rééducation, puis délaissé progressivement au profit du contrôle moteur du patient. De nombreuses équipes s'intéressent maintenant dans le monde à cette problématique. En complément des travaux de Krebs du MIT, pionnier dans le domaine, on peut citer le projet Gentle's de l'Université de Reading [4], EMUL du Furusho Laboratory [5], les travaux sur la réalité virtuelle de l'équipe de S. Rizzo à l'University of Southern California (USC) [6] et en France, les travaux de l'équipe du CReSTIC-URCA s'intéressent également à cette problématique. Mais de manière générale, les études sont relativement récentes et les tests utilisateurs sont embryonnaires.

La démarche classique en conception de système débute par une phase d'expression et d'analyse de besoins, suivie d'une spécification de la réalisation et de l'évaluation des développements. Cette méthode est efficace, mais les retours utilisateurs parviennent souvent trop tard pour être pris en compte dans la conception. Aussi, la démarche choisie pour débuter le projet Kinehaptique est délibérément pragmatique. Elle consiste à partir d'un prototype robotique existant, en l'occurrence un bras à retour d'effort à 6 degrés de liberté destiné à des applications en réalité virtuelle et de développer les fonctions minimales selon un cahier des charges fonctionnel rédigé par les thérapeutes. Le dispositif a fait l'objet d'une évaluation ouverte dans deux centres de rééducation fonctionnelle afin d'identifier les limites ou défauts en vue de la spécification, de la conception et de l'évaluation d'un nouveau dispositif destiné à la rééducation. L'objectif de cette démarche est d'utiliser le prototype avec le minimum d'adaptation, afin d'en étudier les limites sans investissement ni développement dédié. Seule l'application destinée aux exercices a été développée à peu de frais. L'article présente les résultats de l'évaluation et son impact sur la spécification du prototype final. Les limites de la démarche sont ensuite discutées.

Le projet est à l'étude depuis 2004 par le CEA LIST et le CHU de Brest, sur la plate-forme technologique de Berck sur mer et le centre marin de Pen Bron à la Turballe. Cette démarche implique une équipe multidisciplinaire composée d'intervenants techniques et de personnel médical.

II. LES PARTENAIRES

Le Laboratoire d'Intégration des Systèmes et des Technologies (CEA List) développe des systèmes numériques destinés à être intégrés dans des produits et des procédés innovants. Il regroupe des compétences dans les domaines des systèmes embarqués (autonomes), des systèmes interactifs (interaction homme-machine, réalité virtuelle, robotique), de l'instrumentation et de la métrologie, ainsi que dans celui des matériaux. Le CEA/LIST développe depuis de nombreuses années, pour les besoins de la télémanipulation dans le domaine nucléaire, des systèmes de téléopération couplant, avec retour d'effort, un bras maître que manipule l'opérateur et un bras esclave effectuant le travail en milieu hostile. Le CEA/LIST a développé un bras à retour d'effort 3D pour la

Réalité Virtuelle, le Virtuose 3D. Le CEA a implémenté dans le contrôleur du bras les mécanismes virtuels qui permettent de guider les déplacements du robot selon les degrés de liberté pré-définis.

La Société Haption conçoit et commercialise des organes à retour d'effort à 3 et 6 degrés de liberté (www.haption.com), à partir des technologies développées par le CEA/LIST. Le VIRTUOSE 6D35-45 combine un retour d'effort selon six axes avec un grand volume de travail. Il est particulièrement adapté aux opérations de manipulation d'objets virtuels à l'échelle 1 en bureau d'étude, pour des applications d'analyse ergonomique, de montage/démontage virtuel ou de formation à la maintenance.

Le coût de l'étude est financé par l'association APPROCHE (Association pour la Promotion de la Robotique Concernant les personnes lourdement HandicapEes). L'association développe une stratégie de promotion et d'initiation à la robotique au profit des personnes lourdement handicapées. Elle a pour but de susciter la recherche appliquée, d'assurer l'évaluation clinique, le développement et la formation des personnes concernées par l'usage de matériel de haute technologie, dont la robotique.

Le centre marin de Pen Bron et le Groupe Hopale de Berck et le CHU de Brest font partie des 10 grands établissements français de rééducation et de réadaptation fonctionnelle regroupés autour de l'association APPROCHE. Ces centres sont très impliqués dans les évolutions technologiques autour du handicap. Le centre de Berck traite des pathologies lourdes de type tétraplégie c6c7. Le centre de Pen Bron traite des pathologies moins lourdes de type AVC, trauma crânien. Leur collaboration permet de faire bénéficier le projet d'un accès terrain ainsi que de leur expertise en rééducation fonctionnelle.

III. DESCRIPTION DE L'ETUDE

Le cahier des charges de l'aménagement du Virtuose a porté sur 2 points : tout d'abord les adaptations matérielles minimales mais nécessaires pour permettre aux patients la saisie du robot et d'autre part les exercices pouvant être réalisés par les patients.

A. Le matériel

Le dispositif est constitué d'un bras à 6 degrés de liberté à retour d'effort, développé et commercialisé par la Société Haption. Ce « Virtuose », mécaniquement équilibré possède un champ cubique de 45cm de côté. La saisie du robot est effectuée en mode nominal par une saisie de type joystick. Pour permettre aux patients spastiques de saisir la poignée, deux poignées ont été développées par la Société Haption, une poignée de type « pelle » et une poignée de type « tige ». Ces poignées s'adaptent sur un changeur d'outil conçu à cet effet.

Le Virtuose est positionné sur une table d'ergothérapie facilement réglable en hauteur sur laquelle est également fixé l'écran de visualisation 17''. La disposition matérielle a été laissée libre à chaque équipe. Chacune a abouti à la même disposition, en positionnant l'écran à côté du robot afin de maximiser la taille de l'image (Fig.1).

Figure 1 : Aperçu de la disposition matérielle

B. Cahier des charges des exercices de rééducation

Un échantillon de 4 exercices diversifiés a été retenu pour la campagne d'essais. La manivelle s'apparente aux exercices classiques de rééducation. Le Pong est un exemple d'exercice orienté vers un but et pouvant être assimilé à un jeu. D'après [1] l'aspect ludique et motivationnel est fondamental dans le succès de la rééducation. La bibliothèque se rapproche d'exercices d'ergothérapie en reconstituant en réalité virtuelle une tâche de la vie quotidienne. Enfin, la trajectoire doit permettre de tester les modes d'assistance au geste à l'aide de modes robotique. Le détail des exercices est présenté ci-dessous et les copies d'écran des exercices sont présentées (Fig.2).

La manivelle

Il s'agit de réaliser un mouvement de manivelle dans chacun des trois plans vertical, horizontal et sagittal. Cette application est intéressante pour le travail des amplitudes selon différents axes de rotation et pour le travail de récupération de force musculaire en utilisant différents bras de levier. Le blocage sur un axe est permis grâce aux mécanismes virtuels implantés dans le contrôleur du robot. Le mouvement du patient est dès lors contraint sur l'axe de rotation sélectionné. Le praticien choisit les paramètres, à savoir le diamètre de la manivelle et l'effort exercé en fonction des capacités du patient. Le passage d'un plan à un autre est accompagné d'une rotation automatique de la poignée du robot (poignée verticale pour un axe de rotation de la manivelle dans le plan horizontal ; poignée horizontale pour une manivelle dans les plans vertical et sagittal). L'écran présente de façon très schématique une manivelle. Afin de limiter les développements, aucun avatar ne représente la main ni le bras du patient. La poignée de la manivelle représente le point de saisie de la main du patient.

Les critères de performance du patient sont le nombre de tours réalisés et la durée de l'exercice.

Le pong
Il s'agit d'attraper une balle grâce à un palet se déplaçant sur un axe vertical ou horizontal selon la configuration choisie. Le graphisme est minimal et proche du « Pong » des années 80. Les paramètres de réglage portent sur la taille, la vitesse de la balle et l'effort exercé pour déplacer le palet le long de l'axe. Le pong permet de faire travailler la coordination visio-motrice et l'anticipation du geste. Les paramètres de l'exercice sont le temps et le taux de réussite (nombre de balles rattrapées / nombre de balles envoyées).

La trajectoire
Cet exercice contraint le mouvement exercé par le patient selon une trajectoire définie par le praticien [7]. Le positionnement du patient est représenté par une sphère qui se déplace le long de la trajectoire pré-définie. L'intérêt de cet exercice réside dans l'utilisation des modes robot, encore appelés mode actif-aidé, du contrôleur du Virtuose.

La bibliothèque
La bibliothèque est davantage un exercice d'ergothérapie qu'un exercice de kinésithérapie et consiste à saisir un livre virtuel sur une étagère, puis à le ranger sur une autre étagère à l'endroit indiqué. L'exercice de la bibliothèque nécessite une coordination intéressante entre la vision et le mouvement. L'exercice peut exiger la mise en œuvre de fonctions cognitives si des tâches de classement (ordre alphabétique ou autre) sont introduites. Les objets virtuels de l'exercice possèdent des propriétés « analogues » aux objets du monde réel. Ainsi, les étagères et le fond de la bibliothèque ne peuvent être transpercés et les ouvrages manipulés possèdent une masse.

Figure 2: Aperçu des 4 exercices: de haut en bas, la manivelle, le Pong Horizontal, la bibliothèque et la trajectoire.

C. Organisation de l 'évaluation du prototype

L'évaluation s'est déroulée dans les deux centres de rééducation pendant une semaine. La première s'est déroulée à Berck avec une ergothérapeute et une kinésithérapeute. La seconde évaluation a eu lieu à Pen Bron la semaine suivante avec 2 kinésithérapeutes et une ergonome du CEA/LIST.

Les praticiens ont choisi leur propre méthode d'évaluation, ainsi que la disposition du matériel. L'équipe de Berck a procédé à une étude systématique de chaque paramètre de chaque exercice pour chacun des patients. 7 patients en tout ont participé aux essais : 4 tétraplégiques c6c7, un parkinson, une sclérose en plaques, un syndrome cérébelleux et une poly-arthrite rhumatoïde. La méthode de relevé proposée par la première équipe a consisté à tenir un journal de bord général où sont notées toutes les remarques et suggestions.

Après une courte phase de familiarisation, la seconde équipe s'est rapidement approprié le prototype pour l'utiliser comme dispositif de rééducation. Ainsi contrairement à la démarche systématique suivie par la première équipe, les exercices et leurs paramètres étant choisis en fonction des capacités des patients. Les 5 patients sélectionnés présentaient les pathologies suivantes : 1 méningiome cérébelleux, 1 traumatisme crânien, 3 accidents vasculaires cérébraux. L'ergonome en tant qu'observateur enregistrait les vidéos et surtout avait pour rôle de tenir le journal de bord et de l'analyser. Dans ce journal étaient consignées les remarques de

tout ordre, notamment les réactions des praticiens, des patients et des nombreux « visiteurs » (autres patients et collègues), les difficultés constatées vis à vis de l'utilisation de l'interface.

IV. RESULTATS ET ANALYSE DES EVALUATIONS

L'analyse des résultats montre la complémentarité des 2 équipes d'évaluation, chacune étant confrontée à des contraintes différentes en raison des pathologies couvertes par l'évaluation.

A. Installation du patient et matériel

Concernant l'installation générale, tout le monde s'accorde sur le fait que la table de support du Virtuose et de l'écran de visualisation doit être réglable en hauteur, avec un espace libre sous le robot pour positionner le patient sur son fauteuil roulant ou sur une chaise si ce dernier peut se déplacer. De manière générale, il est préférable d'ôter l'accoudoir du fauteuil pour assurer la mobilité du membre qui travaille, mais cette opération n'est pas toujours évidente sur certains modèles. Il a été jugé par les deux équipes qu'un support à roulette pour le Virtuose n'était pas nécessaire, mais qu'il était préférable d'assurer la mobilité du patient par rapport à la table et non l'inverse.

Certains patients tétraplégiques se sont plaints de l'inconfort lié à la sollicitation du tronc pendant les exercices. La stratégie d'évaluation visant à tester tous les exercices, paramètre par paramètre a permis de révéler ce point faible concernant l'installation du patient. Des efforts trop violents peuvent modifier la posture et les personnes tétraplégiques ne peuvent pas toujours assurer seules le repositionnement du tronc pendant les exercices. Ce constat a été fait à la suite du Pong qui à la longue est susceptible de générer un inconfort postural qui peut parfois être douloureux. Il semble qu'un simple harnais permettrait d'éviter ce problème. Le siège du patient fait donc partie intégrante du système de rééducation et doit faire l'objet de recommandations spécifiques. Muni d'un harnais, il doit permettre la mobilité des patients vis à vis du dispositif, l'aisance des déplacements moteurs des membres supérieurs, mais aussi assurer la stabilité et la sécurité de l'assise au regard des sollicitations du tronc.

L'ergonomie de l'interface peut être améliorée. L'écran est trop petit en raison de la distance œil-écran induite par le positionnement de l'ensemble du dispositif. Son positionnement sur la droite de l'écran était inadapté à la rééducation du membre gauche. Son positionnement central, face au sujet n'avait pas été retenu du fait de l'obstruction du champ visuel par le Virtuose. Le positionnement « idéal » de l'écran reste problématique. En dehors des problèmes d'utilisabilité liés aux couleurs un peu trop lumineuses de l'interface, de la lisibilité de la police de caractère sur certaines pages écrans, la plus grosse difficulté a porté sur la terminologie utilisée. Les plans de travail sont définis sur l'interface à partir de l'axe de rotation. Les plans frontal, sagittal et horizontal sont respectivement définis sur l'interface par l'intitulé « axe de rotation devant », « droite » et « dessus ». Une représentation iconique des plans de travail se révèle nécessaire pour éviter toute hésitation de la part des thérapeutes. De plus, la fonction d'arrêt de chaque exercice induisait systématiquement la fermeture de la fenêtre en cours. Le score présent sur cette fenêtre ne pouvait ni être discuté avec le patient, ni noté par le thérapeute. Enfin, le développement d'un dossier patient regroupant les performances obtenues et permettant de faire des statistiques s'est révélé indispensable.

Concernant le Virtuose, les capacités en effort du robot (35N) se sont révélées trop faibles pour un patient jeune. Dans ce cas, les moteurs du robot n'étaient pas assez puissants et leur alimentation électrique était aussitôt coupée. D'autre part, l'adaptation d'une poignée « pelle » a induit un bras de levier modifiant les efforts exercés au niveau du robot. Ce dernier devient dès lors plus flexible. Enfin, l'endurance des moteurs est insuffisante car au-delà de 2 heures de fonctionnement intensif le robot « décroche » en manifestant une perte de puissance vers le bas. L'espace de travail du Virtuose s'est révélé suffisant pour les patients testés. Cela signifie qu'un hémi-champ latéral de 45cm est suffisant. Cet espace de travail était même trop important pour bon nombre de patients. L'exercice du Pong qui exploitait au maximum l'espace de travail a révélé ce point. Il est suggéré de tenir compte plus généralement des capacités des patients dans le paramétrage des exercices.

Concernant la saisie du robot, la poignée tige a été abandonnée dès le début des évaluations du fait que dans certaines positions les doigts du patient se coinçaient entre la poignée et un des axes du robot, de plus son revêtement ne permettait pas de lui fixer un grip antidérapant. Des améliorations de la poignée pelle sont proposées en aménageant une ouverture latérale munie d'une butée distale pour éviter que la main du patient s'échappe. Toutefois la fixation de la main sur le robot est un des points problématiques du dispositif. Les patients tétraplégiques de Berck disposent tous d'attelles de sport personnalisées qui s'avèrent bien adaptées. A Pen Bron, quelques prototypes d'attelle ont été confectionnés pour les besoins du projet. Etant moins rigides que les attelles de sport, elles se révèlent moins efficaces. Le point d'accroche du patient au robot par la main n'est pas remis en cause pour la suite du projet du fait de la possibilité d'utiliser les attelles de sport personnalisées.

L'autre point bloquant porte sur la compensation du bras du patient. Une potence a été utilisée quasi systématiquement à Pen Bron pour les patients incapables de soulever le poids de leur bras. La compensation du poids du bras serait une fonction particulièrement intéressante pour le prototype final.

Les degrés de liberté du Virtuose peuvent être bloqués grâce au logiciel. Dans la plupart des exercices les rotations ont été bloquées par les thérapeutes, notamment pour l'exercice de la

bibliothèque. En effet, pour les patients spastiques ayant peu ou pas de mobilité du poignet, les rotations se révèlent ingérables. Pour les autres patients ayant participé aux essais, la mise en jeu des rotations peut induire parfois des compensations des autres membres peu souhaitables. Il est préférable de concevoir un dispositif à 6 degrés de liberté afin de permettre d'assurer tout type de tâche, mais permettant de bloquer les orientations lorsque les patients sont incapables de les gérer correctement.

Les interactions robot-patient ont suscité beaucoup de réflexions de la part des équipes. Entre chaque exercice, le Virtuose revient automatiquement à une position de référence et dans certains exercices, le changement d'orientation de la poignée en fonction de l'orientation du plan de travail est également effectué en mode automatique. Ce fonctionnement problématique, voire dangereux lorsque les patients utilisent des attelles fixées à la poignée du robot devra être supprimé pour les développements futurs. Le patient devra toujours pouvoir gérer son positionnement librement.

L'interaction patient-robot pose le problème crucial de la sécurité. Cet aspect a été abordé longuement dans [3]. Dans la configuration actuelle du Virtuose, l'arrêt d'urgence est intégré à la poignée. Le simple relâchement de la poignée coupe la puissance des moteurs. Le fait que les patients soient souvent « attachés » à la poignée du Virtuose supprime cette sécurité. Cette dernière est de toute façon inefficace car il faut réagir très rapidement pour éviter toute collision. Nous reviendrons sur cet aspect dans *D*.

B. Les exercices

L'exercice de manivelle peut paraître monotone pour le patient dans son fonctionnement actuel. Patients et praticiens s'accordent sur la nécessité d'introduire un objectif dans la tâche (par exemple sortir un sceau d'un puits au bout d'un certain nombre de tours de manivelle), actuellement l'application ne se démarque pas suffisamment de certains exercices de rééducation classiques. Il est également demandé que le retour visuel corresponde mieux au mouvement : en début d'exercice, le départ de la poignée n'est pas très clair; certains patients ne comprennent pas quel geste réaliser, ce qui nécessite de montrer le geste attendu. Le score du temps induit pour certains patients une mauvaise qualité du geste au détriment de sa vitesse.

Pour l'exercice du Pong, quelques problèmes d'interface ont été décelés, notamment le décompte négatif des points lors d'un échec qui s'est révélé insupportable pour certains patients, ce qui montre une forte implication dans l'exercice [1]. De même que pour la manivelle, un objectif semble manquer à l'exercice dans la mesure où la notion de « partie » n'a pas été implémentée.

L'exercice de trajectoire était l'exercice pour lequel l'attente des praticiens était la plus importante du fait de la mise en œuvre du mode actif aidé. Malheureusement seule une présentation a pu être réalisée, sans réelle possibilité d'évaluation.

La saisie et la dépose des livres pour l'exercice de la bibliothèque étaient effectuées par le thérapeute, ce qui rendait la tâche fastidieuse pour ces derniers. La plupart des patients éprouvaient des difficultés de positionnement des livres en 3D avec un retour visuel 2D, mais un changement de point de vue a permis de lever cette ambiguïté. Enfin la gestion des rotations s'est révélée très difficile pour beaucoup de patients qui ne parvenaient pas à gérer translations et rotations. Le blocage des rotations était dès lors quasiment systématique.

C. Bilan général des exercices et implications sur les spécifications

De façon générale, la plupart des exercices manquent de scénarisation. Les patients, comme les praticiens demandent l'introduction d'objectifs. Cet aspect qui peut paraître anecdotique aux techniciens est fondamental afin d'augmenter la motivation et créer un renforcement positif à la réalisation de la tâche [1, 8]. D'après [7], la simple répétition de gestes n'est pas suffisante pour induire des modifications motrices à long terme. Pour assurer et maintenir la motivation des sujets, les exercices doivent être paramétrables pour s'adapter aux capacités des patients et leur diversité doit être suffisamment grande pour maintenir un bon niveau de motivation. Les prochains développements modifieront l'exercice de manivelle afin d'introduire un but : la manivelle dans le plan horizontal sera scénarisée par un moulin à café, le nombre de tours de manivelle sera paramétrable et permettra d'obtenir un « café » virtuel. La manivelle dans le plan sagittal sera scénarisée par un puits permettant de sortir un seau au bout d'un nombre paramétrable de tours de manivelle. Pour l'exercice de la trajectoire, il serait intéressant de positionner la tâche sur un fond visuel connoté positivement (paysage exotique par exemple), flou en début d'exercice et de plus en plus net en fonction du nombre de parcours sur la trajectoire.

Seuls les thérapeutes ont tendance à demander un graphisme plus riche, de type jeu vidéo, les patients se contentant (tout au moins pendant l'évaluation) du graphisme existant. Le graphisme du Pong et de la manivelle vont être améliorés vers un meilleur réalisme. Toutefois d'après [3], un graphisme trop riche peu gêner la compréhension de la tâche. L'impact du graphisme sur la compréhension des exercices devra être abordé au cours de la future évaluation.

La présentation des scores temporels induit parfois des stratégies motrices qui ne sont pas souhaitables. Les prochains développements discerneront les scores destinés au patient pour maintenir leur motivation et leur implication dans la tâche et les scores destinés au thérapeute.

Les mécanismes virtuels sont intéressants car ils permettent de simuler des tâches réalistes, mais aussi de montrer au patient le « bon geste » de façon kinesthésique et proprioceptive. Il

faudra valider leur utilisation, mais il est dès lors déjà prévu d'ajouter un paramètre de l'interface afin de pouvoir introduire une liberté du geste autour de la trajectoire « idéale ». Il sera intéressant à terme de mettre en relation les feedbacks kinesthésiques avec les retours d'information augmentés qui présentent visuellement au patient le « bon » geste [10]. L'adéquation entre un exercice de rééducation et le type de feedback visuel et kinesthésique le plus adapté constitue des perspectives très intéressantes qu'il faudra creuser [11, cité par 12].

D. Implications pour la spécification de Kinehaptique

L'évaluation du Virtuose dans un contexte de rééducation fonctionnel nous a permis d'appréhender de façon globale la rééducation fonctionnelle, de bien cerner les problèmes rencontrés tels que l'installation des patients, le système de fixation au robot, la performance destinée au patient ou au thérapeute, la perception du système par les visiteurs (patients ou autres thérapeutes). L'ensemble des observations nous conduit à spécifier un prototype selon les recommandations suivantes :

- ✓ Les capacités en efforts doivent être supérieures au 35 N du Virtuose
- ✓ L'espace de travail idéal permettant de faire travailler chaque membre supérieur sans déplacer le patient devrait être au minimum de 80cm, c'est-à-dire le double du champ actuel du Virtuose, ce même espace de travail devant pouvoir être adapté aux capacités du patient.
- ✓ La raideur du Virtuose était suffisante pour simuler des tâches de façon réaliste et peut être conservée.
- ✓ La structure physique du dispositif doit éviter de gêner le champ visuel du patient.
- ✓ Si le point d'interaction entre le robot et le patient au niveau de la main n'est pas remis en cause, une compensation possible du bras du patient serait intéressante pour limiter l'utilisation de potence.
- ✓ Le positionnement de la poignée du robot doit permettre d'éviter tout bras de levier pour assurer une meilleure transparence des efforts ressentis par le patient et pour éviter de forcer sur les moteurs.
- ✓ La sécurité du système doit être intrinsèque pour ne pas blesser les patients. Les thérapeutes préconisent l'absence d'à-coups en cas d'arrêt d'urgence et de perte de puissance des moteurs. Un mode « visqueux » est préconisé.

L'ensemble de ces points a contribué à orienter les choix mécaniques du prototype vers un dispositif à câble tendu [13] qui est en cours de réalisation actuellement. Cette architecture mécanique permet d'obtenir un retour d'effort à 3 degrés de liberté de bonne qualité en assurant une bonne raideur. Le champ visuel du patient n'est pas obstrué par une structure mécanique imposante. Seule la hauteur du dispositif (2,5m) peut être gênante dans des bâtiments récents.

Le contrôle-commande du dispositif devra permettre la maîtrise du positionnement du patient entrer chaque exercice.

Le logiciel de l'application devra intégrer le développement d'un dossier patient qui permet de conserver l'identité du patient et l'historique des performances.

V. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Bien qu'étant partie d'une démarche ouverte, les deux centres convergent sur les limites principales de Kinehaptique et on permis d'orienter les spécifications du prototype. Les nombreuses possibilités offertes par le Virtuose à 6 degrés de liberté ont permis une première investigation de l'intérêt et des limites d'une approche permettant la rééducation de segments isolés, mais aussi la rééducation de mouvements plus complexes.

La démarche pragmatique a guidé le projet dans cette première phase qui a duré un an avec peu de moyens mais beaucoup d'implication, tant en ce qui concerne les thérapeutes que les patients. En permettant d'aborder les problèmes concrets, cette méthode a permis la mise en place d'un groupe de travail multidisciplinaire fondamental pour ce type de projet. Ce fait est suffisamment rare dans la littérature pour être souligné [14, 15].

La démarche basée sur l'exploitation d'un prototype physique, tangible a permis d'être le support commun de réflexions aux personnes de terrain et aux techniciens du projet. Il est parfois difficile de bien comprendre les potentialités de la robotique et de la réalité virtuelle sans avoir vraiment pratiqué et essayé ce type de technologies. Enfin, le projet a débuté très rapidement, en évitant les phases de flottement habituel de début de projet et de nombreux retours d'expérience ont été obtenus. Cette démarche a aussi ses revers. En voulant obtenir des résultats très rapidement, la réflexion sur les paramètres des exercices était très peu mature et cette dernière est encore en cours. Il sera nécessaire d'introduire des paramètres qui rendent compte de la qualité du mouvement, à partir de l'enregistrement des positions, des vitesses et des efforts constatés [3]. D'autre part, l'instrumentation des expérimentations était très réduite, nous confinant à des recommandations de nature qualitatives, plus que qualitatives. Les contraintes temporelles que nous nous sommes imposées ne nous ont pas permis de vérifier le bon fonctionnement du mode actif-aidé avant le départ du système pour les centres de rééducation. Cette fonction reste à implémenter et à tester. En identifiant les grandes classes de problèmes sommes toutefois parvenus à orienter les spécifications matérielles et logicielles. Cette démarche a permis de faire prendre conscience à l'ensemble de l'équipe projet de l'étendue du chemin à parcourir pour aboutir à un prototype finalisé et doit maintenant se poursuivre par une démarche plus méthodique. Le système est actuellement en cours de conception et son intégration est proche. Une phase

d'évaluation finale méthodique et instrumentée devra être spécifiée.

L'objectif de Kinehaptique est de fournir un système robotisé pour la rééducation du membre supérieur. Nous souhaitons à plus long terme contribuer à valider et analyser les apports de la rééducation assistée par des dispositifs robotiques et la réalité virtuelle.

REMERCIEMENTS

Nous souhaitons remercier les kinésithérapeutes et ergothérapeutes de Pen Bron et Berck pour leur collaboration dans ce projet. Nous remercions également Julien Brisset du CEA/LIST sans qui l'évaluation n'aurait pu avoir lieu, ainsi qu'ONDIM pour son travail efficace. Nous remercions sincèrement les patients dont l'optimisme est la meilleure des récompenses à ce travail.

REFRENCES

[1] Bach-y-Rita P., Susie Wood, Ron Leder, Oscar Paredes, Dennis Bahr, Esther Wicab Bach-y-Rita, Narda Murillo. (2002). Computer-Assisted Motivating Rehabilitation (CAMR) for institutional, Home and educational late stoke programs. *Topics in Stroke Rehabilitation, 2002; 8(4):1-10.*

[2] Holden M.K. (2005). Virtual environments for motor rehabilitation : review. *CyberPsychology & Behavior*, vol.8, number 3, pp 187-211.

[3] Krebs et al. (2004), Krebs H.I., Ferraro M., Buerger S.P., Newbery M.J., Makiyama A., Sandmann M., Lych D., Volpe B.T. and Hogan N. Rehabilitation robotics: pilot trial of a spacial extension for MIT-Manus. *J. NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2004, 1:5.

[4] Loureiro R.C.V., Collin C.F., Harwin W.S. (2004). Robot aided therapy: challenges ahead for upper limb post-stroke rehabilitation. *Proc. 5th Int. Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc. Tech.*, Oxford, 2004.

[5] Furusho, J. Koyanagi, K. Imada, Y. Fujii, Y. Nakanishi, K. Domen, K. Miyakoshi, K. Ryu, U. Takenaka, S. Inoue, A. (2005). A 3-D rehabilitation system for upper limbs developed in a 5-year NEDO project and its clinical testing. In *ICORR 2005, 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 28 June-1 July 2005, pp 53-56.

[6] Yeh S., Rizzo A., Zhu W., Stewart J., McLaughlin M., Cohen I., Jung Y., Peng W. (2005). An integrated system: Virtual Reality, Haptics and Modern Sensing Technique (VHS) for post-stroke rehabilitation. *VRIC'05, Nov. 7-9, Monterey, Ca., pp 59-62.*

[7] Holden K.K. Dyar T. Virtual environment training: a new tool for rehabilitation. *Neurology report*, 2002, 26:62-71.

[8] Agnès Roby .(2003) Bach Y Rita P. Comment on "Plasticité du comportement moteur chez les patients cérébro-spinal ». *Intellectica*, 2003, 36-37, pp 373-377.

[9] Piron L., Tonin P., Piccione F., Iaia V., Trivello E., Dam M. (2005). Virtual environment training therapy for arm motor rehabilitation. *Presence*, Vol. 14, N°6, pp 732-740.

[10] Sveistrup H. Motor rehabilitation using virtual reality. *J. NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2004, 1:10.

[12] Piron L., Cenni T, Tonin P., Dam M. Virtual reality: an assessment tool for arm motor deficits after brain lesions. In *Medecine meets virtual reality*. IOS Press, 2001, 386:392.

[13] Makoto SATO: Development of String-based Force Display:SPIDAR; *VSMM2002*(The Eighth International Conference on Virtual Systems and Multi Media), Gyeongju, Korea, 1034-1039.

[14] Butler A.J. (2005). Commentary on Holden, M.K., Virtual environments for motor rehabilitation: review. In *Cyberpsychology and Behavior, Vol. 8, Number 3,pp 215-216.*

[15] Jung Y., Yeh S., Stewart J. (2006). Tailoring virtual reality technology for stroke rehabilitation: a human factors design. CHI Work in progress 2006, pp 929-934.

Agent virtuel signeur : aide à la communication pour personnes sourdes

Alexis Héloir[1], Sylvie Gibet[1], Nicolas Courty[1], Jean-François Kamp[1], Nasser Rezzoug[2], Philippe Gorce[2], Franck Multon[3], Catherine Pélachaud[4]
[1]Valoria-Samsara, Université de Bretagne Sud, Rue André Lwoff 56017 Vannes Cedex, sylvie.gibet@univ-ubs.fr
[2]LESP, Université du Sud-Toulon-Var, Avenue de l'université 83957 La Garde Cedex, gorce@univ-tln.fr
[3]LBPEM, Unversité de Rennes 2, Place du Recteur Henri Le Moal 35043 Rennes Cedex, franck.multon@uhb.fr
[4]LINC, Université Paris 8, 2 rue de la Liberté, 93526 Saint-Denis Cedex, pelachaud@univ-paris8.fr

***Abstract*- L'objectif de ce projet consiste à concevoir un humanoïde artificiel doué de comportements gestuels expressifs et intelligents. On s'intéresse ici plus spécifiquement à la qualité expressive des gestes (quel style de geste : fluide, tendu, énervé), et à ses représentations sémantiques. L'application envisagée est celle d'un humanoïde signeur capable de générer un ensemble de gestes de la Langue des Signes Française (LSF). Nous avons constitué une base de données de gestes capturés comprenant les mouvements corporels, les gestes des bras et des mains ainsi que les mimiques faciales. L'analyse des signaux de cette base de données nous permet d'extraire des caractéristiques propres à la variabilité temporelle des gestes, à la fois d'un point de vue sémantique (segmentation suivant la structure des gestes de la LSF) et d'un point de vue du style d'exécution. Ces caractéristiques sont intégrées dans des modèles de synthèse évalués qualitativement par le réalisme et la cohérence sémantique des mouvements produits.**

I. INTRODUCTION

Les technologies de l'information et de la communication envahissent notre espace au quotidien en proposant une multitude de nouveaux services, facilitant ainsi la consultation et la production d'information pour leurs utilisateurs. Cependant, de telles avancées techniques ne sauraient être perçues comme un réel progrès pour une société, si elles excluent une partie de sa population. Un individu peut ressentir des difficultés d'accès à l'information pour diverses raisons :économiques, culturelles, linguistiques ou physiques. C'est le cas en particulier des personnes sourdes qui peuvent éprouver des difficultés d'ordre linguistique pour dialoguer avec des applications informatiques. Nos recherches tentent d'apporter des éléments de réponse à ce problème : permettre à la machine d'émettre des informations suivant différentes modalités de communication (texte, image, son, geste). En particulier elles s'intéressent à l'extension des nouveaux modes de communication à travers la conception d'humanoïdes virtuels capables de communiquer en langue des signes.

Si la Langue des Signes Française (LSF) est aujourd'hui reconnue comme une langue à part entière [17, 18], elle a souffert en France d'un bannissement institutionnel de près d'un siècle auquel les sourds paient encore un lourd tribut. Aujourd'hui, on voit apparaître de plus en plus de logiciels à même de favoriser l'accès des sourds à l'information en la présentant dans leur langue naturelle et au moyen d'outils de visualisation pertinents. Les applications qui en découlent concernent entre autres la communication à distance en temps réel (visiophonie, vidéoconférence), l'enseignement assisté par ordinateur (dictionnaires informatisés, tutoriaux de langues des signes) et la diffusion d'émissions bilingues, signées et orales. Par ailleurs, les nouvelles modalités de communication, exploitées dans les systèmes de télécommunication récents, intègrent des agents artificiels capables d'améliorer les capacités d'interaction avec leurs utilisateurs. Ces agents peuvent jouer notamment le rôle d'assistants dans des applications interactives multimédia.

Nous présentons dans cet article un projet de recherche qui vise à concevoir l'animation d'humanoïdes virtuels réalistes, capables de générer un ensemble de gestes de la Langue des Signes Française à partir de mouvements enregistrés. L'accent est mis sur la qualité expressive des gestes, et sur le lien entre ses représentations symboliques (quel style de geste et d'expression : fluide, raide, tendu, etc.) et biomécaniques (quels paramètres physiques pour une exécution donnée).

Ce projet a permis à quatre équipes de recherche pluridisciplinaires, spécialisées en sciences du mouvement et en informatique (animation par ordinateur, agents conversationnels) de collaborer. Cette collaboration n'a pu se faire qu'avec la participation en amont et en aval du projet de personnes sourdes capables de signer. Les contributions des équipes de recherche sont complémentaires. Elles concernent :

1) la constitution d'une base de donnée de gestes intégrant les gestes des bras, des mains et les expressions faciales,
2) le développement d'outils pour l'édition du mouvement capturé, l'annotation, la segmentation et la visualisation de l'humanoïde virtuel,
3) la synthèse de mouvements corporels et faciaux.

Après un état de l'art (section 2) et une présentation générale du projet (section 3), les sections suivantes détaillent plus précisément la constitution d'une base d'information structurée multimodale (section 4), la mise en oeuvre d'outils pour le traitement et la segmentation des

mouvements capturés (section 5), le développement de modèles de synthèse de gestes (section 6), le développement de modèles pour la représentation de l'expressivité gestuelle et faciale (sections 7 et 8) et les conclusions et perspectives qu'offrent un tel projet (section 9).

II. ETAT DE L'ART

Un certain nombre d'approches visent à concevoir des agents conversationnels capables de générer des gestes expressifs qui accompagnent la parole [1], [20], [19], [6] Ils permettent la synthèse d'énoncés multimodaux pour des comportements verbaux et non verbaux.

Un nombre important d'études sont dédiées à la synthèse de gestes de la langue des signes. Ces systèmes intègrent des techniques inspirées des études sur le langage naturel, laissant l'animation elle-même en arrière-plan. Stokoe, pionnier en la matière, a proposé une description de la langue des signe américaine (ASL) en terme d'unités de mouvement sémantiques appelées chérèmes, et un système de transcription écrit basé sur la combinaison de ces chérèmes [24], [25]. La notation originale consiste en un nombre limité de symboles (chérèmes), distribués en trois classes, chacune représentant un paramètre formationnel d'un signe : l'emplacement du signe (TAB), la forme de la main (DEZ) et le mouvement (SIG).

Parmi les applications informatiques, Lee et Kunii [11] ont développé un logiciel qui traduit du langage naturel en langue des signes en utilisant un ensemble fini de formes de la main et des expressions faciales pré-enregistrées pour générer des gestes de l'ASL. Sagawa et al. [23] ont développé un système de traduction de la langue des signes japonaise en texte et vice versa. Losson [13] a proposé un système de description grammaticale des gestes relativement complet, s'appuyant sur la description linguistique de Liddell et Johnson [12]. Lebourque et al. [10], [2] ont développé à la fois un langage de spécification de gestes de communication (GessyCA) et un système de synthèse fondé sur une méthode de descente de gradient. Le langage s'appuie sur une description textuelle de haut niveau de la commande gestuelle.

Il est basé sur une analyse structurelle des gestes de la Langue des Signes Française (LSF), et sur une représentation discrète de l'espace autour du personnage virtuel. Un certain nombre de primitives de base sont identifiées, qui correspondent aux principaux mouvements, orientations et configurations de la main. Ces primitives sont combinées pour former des unités motrices atomiques appelées gestèmes, elles-mêmes assemblées en séquence et en parallèle pour constituer des gestes élémentaires et des gestes coordonnés. La composition de ces différents éléments permet d'obtenir des gestes allant de simples mouvements de désignation à des gestes complexes. Les expressions construites sont ensuite traduites en données quantitatives contrôlant l'animation des membres supérieurs d'un personnage virtuel. lus récemment, le projet européen VISICAST a cherché à élaborer un ensemble d'outils pour la synthèse de gestes de la langue des signes [5]. ans le contexte de ce projet, un langage de description SiGML basé sur les langages textuels XML a été développé. Ce langage s'appuie sur la notation HamNoSys [21] et reprend la plupart des concepts définis dans le système GessyCA. Un traducteur permet de passer du codage HamNoSys vers SiGML. Le système de synthèse à proprement parler est réalisé à partir d'une méthode de cinématique inverse.

L'étude présentée dans cet article ne vise pas à définir un nouveau système de synthèse de gestes de la LSF à partir d'une description textuelle symbolique, comme dans les langages GessyCA ou SIGML. Il ne s'agit pas non plus de proposer un système d'analyse/synthèse à partir de mouvements élémentaires de type gestèmes sélectionnés dans une bibliothèque de mouvements capturés et concaténés pour former de nouvelles séquences des gestes. En effet, la grande multiplicité des gestèmes ainsi que leur variabilité, à la fois spatiale et temporelle, ne permettent pas d'envisager la synthèse de gestes par simple procédé de concaténation. Par ailleurs la création de nouveaux gestes de la LSF s'accompagne en général de modifications importantes des phrases gestuelles, qui ne se résume pas à la mise en séquence de signes ou au remplacement d'un signe par un autre.

Dans cet article nous proposons une approche méthodologique pour la constitution d'une base de données multimodale structurée, et un ensemble de méthodes d'analyse et de synthèse de séquences gestuelles capturées. Il n'existe pas de tel système à l'heure actuelle, et l'étude des gestes des langues des signes visant à modéliser ces gestes à partir d'enregistrements réels est très récente. La base de données enrichie prend en compte les aspects sémantiques et anthropométriques du mouvement humain. L'analyse des séquences gestuelles fournit un espace de représentation de dimension réduite par rapport aux données capturées. Elle permet en outre de proposer une méthode de segmentation des mouvements favorisant l'émergence d'unités de mouvements élémentaires et la mise en correspondance temporelle de plusieurs séquences de gestes similaires exécutées avec des styles différents. Les résultats extraits de l'analyse sont utilisés dans différentes plateformes de synthèse existantes.

III. VUE GENERALE DU PROJET

L'architecture de notre système est représentée de manière schématique par la figure 1. Toute la chaîne d'analyse/synthèse des gestes est matérialisée par trois modules fonctionnels. Le module *Analyse* est chargé de l'acquisition des mouvements et des expressions faciales, de l'identification de paramètres biomécaniques et de la constitution d'une base d'information de gestes élémentaires de la LSF.Le module *Synthèse* gère le contrôle et la synthèse du mouvement des humanoïdes virtuels. Le module *Description et spécification des gestes* permet de définir les

gestes que l'on souhaite rejouer ou synthétiser à partir d'une représentation qualitative de haut niveau caractérisant les diverses modalités.

Nous présentons dans cet article les protocoles expérimentaux, les techniques et méthodes utilisées pour concevoir la base d'information structurée multimodale, comprenant un ensemble limité de gestes de la LSF réalisés avec des variations de styles et de dynamiques. Cette base d'information est utilisée pour le développement des recherches autour de l'analyse et de la synthèse du mouvement d'humanoïdes virtuels, basées sur la capture de mouvement humain. Nous présentons également les outils d'édition, de visualisation et d'annotation de gestes de la LSF développés dans le cadre du projet. Enfin, nous présentons les résultats en terme de génération du mouvement d'humanoïdes virtuels.

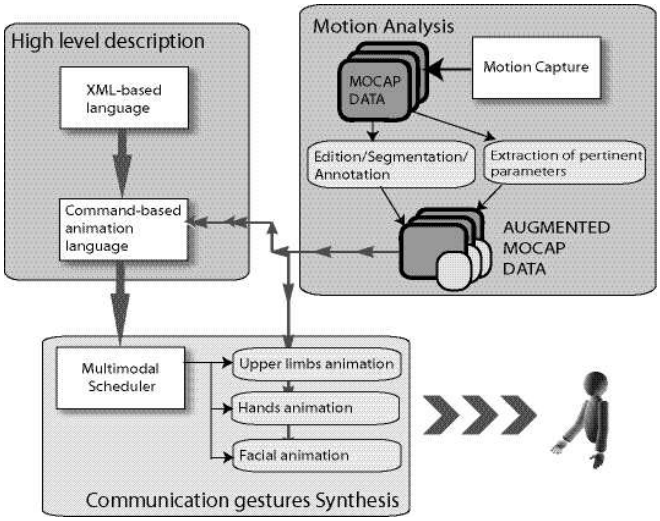


Figure 1. Architecture fonctionnelle du projet.

IV. Constitution d'une base d'information multimodale

A. *Protocole expérimental*

Plusieurs séquences d'enregistrements ont été réalisées avec un système VICON MX (produit d'Oxford Metrics) du laboratoire LPBEM, composé de 12 caméras infrarouges cadencées à 120 Hz. Ce système a été utilisé pour capturer les déplacements 3D de 24 marqueurs réflexifs placés sur des emplacements anatomiques du corps. Le VICON a été également utilisé pour l'acquisition d'expressions faciales, à l'aide de marqueurs plus petits placés en des points MPGEG4 spécifiques. Les mouvements de mains ont été capturés par une paire de gants de données Cyberglove du laboratoire LESP. L'ensemble du dispositif de capture peut être visualisé dans la figure 2.

Plusieurs corpus ont été mis en oeuvre à partir du choix de gestes spécifiques de la LSF. Un sujet sourd a participé à ces enregistrements. Le premier corpus est constitué de 22 phrases relatives à l'énoncé de bulletins météorologiques, avec un nombre limité de signes et des séquences d'enregistrement limitées à 60 s. Le second corpus est constitué de 10 phrases traitant également de météo, réalisées avec différentes dynamiques et émotions. Le troisième corpus contient 8 séquences de messages relatifs à des incidents pouvant survenir dans une gare SNCF. Enfin plusieurs séquences supplémentaires de signes isolés ont été réalisées. L'une correspondant à l'alphabet dactylologique a permis de calibrer et de segmenter les mouvements de mains. Une autre séquence correspond à la signature d'un ensemble de villes françaises.

B. *Reconstruction des squelettes et format d'échange des données*

Le squelette corporel a été reconstruit au moyen d'outils développés dans le système MKM (figure 2). Un modèle anthropométrique de la main a été défini, et deux méthodes de calibrage des doigts ont été mises en œuvre [22]. L'ensemble des algorithmes pour la définition du modèle polyarticulé de la main, le calibrage et la sauvegarde des données manuelles a été implémenté au LESP dans l'environnement MATLAB. Il a été ensuite nécessaire de recaler temporellement les signaux puis de synchroniser par rééchantillonnage les différentes sources de données provenant des différents équipements (rééchantillonnage à 60 Hz puis interpolation par splines cubiques). La fusion des trois squelettes animés (corps, main gauche et main droite) a été réalisée grâce à un outil logiciel développé au sein du VALORIA. Pour la constitution de la base de données, les différentes sources d'information ont été fusionnées en un format uniformisé de type BVH (Bio-Vision Hierarchical data) prenant en compte la structure arborescente du squelette et celle des données multidimensionnelles associées à chacune des articulations.

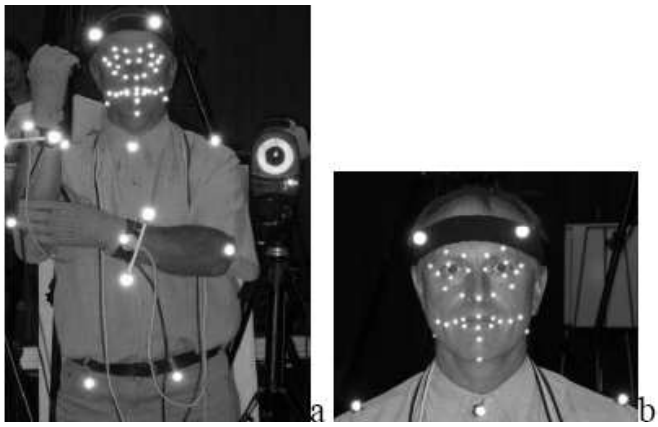


Figure 2. (a) Capture du mouvement corporel du signeur (b) Capture des expressions faciales du signeur.

V. Traitement et segmentation des donnees

Les méthodes d'analyse et de segmentation du geste permettent d'enrichir les bases de données de mouvements capturés en introduisant des éléments structurels propres aux gestes de la LSF. Les données enrichies contribuent à

faciliter la spécification du mouvement pour la synthèse. Les outils de segmentation développés et mis en oeuvre au sein de notre projet sont présentés dans cette section. Ces outils sont classés en deux catégories : segmentation manuelle pour l'annotation et segmentation automatique.

A. Outils interactifs pour la visualisation, la segmentation manuelle et l'annotation

Un ensemble d'outils logiciels permet de représenter et de visualiser en 3D le personnage virtuel animé. L'animation du personnage reconstitué est synchronisée avec la vidéo de l'acteur enregistrée pendant la séquence de capture. Il est possible également de visualiser, éditer et annoter les trajectoires des signaux numériques dans des pistes temporelles préalablement spécifiées. L'utilisation de cette représentation offre en outre la possibilité d'enrichir les données capturées de marqueurs temporels délimitant différentes phases de mouvements à partir d'un processus de segmentation manuelle. Les données mouvement sont enrichies d'un ensemble de descripteurs et d'annotations permettant de caractériser la structure des mouvements capturés ainsi que la segmentation des différents canaux multimodaux.

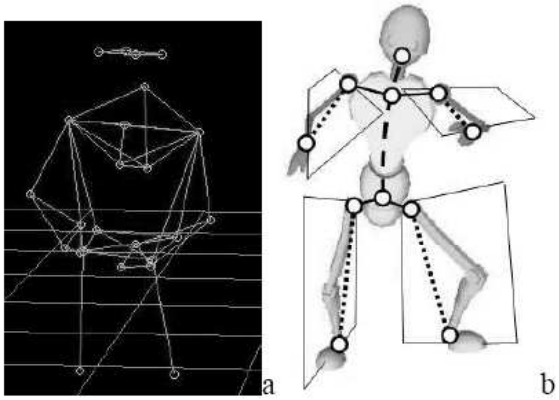


Figure 3. (a) Marqueurs réflexifs placés sur des emplacements anatomiques (b) Représentation normalisée du squelette ;

B. Segmentation automatique des données

Les méthodes de réduction de dimension d'espace tels que l'analyse en composantes principales (PCA) peuvent conduire à une segmentation proche de la représentation sémantique faite par un observateur humain. En suivant la même démarche, nous appliquons cette technique aux mouvements de mains [4]. Nous considérons que ces mouvements peuvent être représentés par des suites de tenues et de changements de configuration caractérisant des transitions non linéaires dans les mouvements. D'un point de vue algorithmique, nous exploitons le fait que lors des transitions entre segments de mouvement, l'erreur de reconstruction induite par la projection de la posture considérée sur un hyperplan de dimension fixée doit augmenter rapidement (cf. figure 4). Ces résultats de segmentation manuelle sont utilisés pour segmenter globalement les mouvements, l'hypothèse étant faite que les zones de transition constituent des points d'articulation du discours en langue des signes.

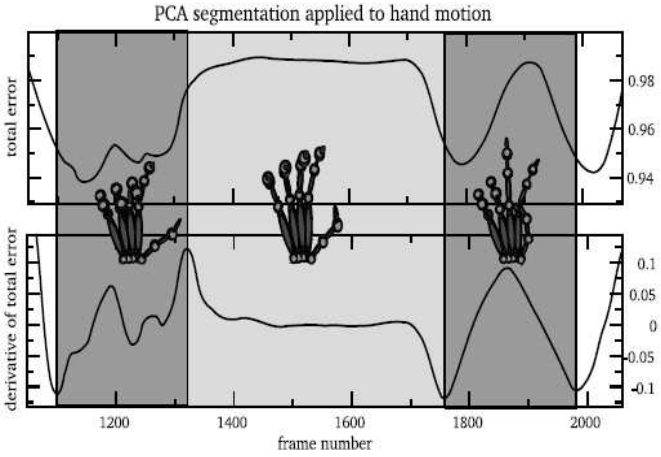


Figure 4. Segmentation automatique s'appuyant sur la PCA : la détection intervient lorsque l'erreur de reconstruction dépasse trois déviations de la moyenne.

VI. SYNTHESE DE GESTES

Un environnement de modélisation et d'animation temps réel pour les humanoïdes (système MKM) permet de synthétiser un ensemble de gestes et de mouvements corporels de manière adaptative (www.irisa.fr/siames/MKM) [14], [7]. Cet environnement est composé d'une librairie dédiée à l'animation temps réel à partir de données issues de captures de mouvements [16], [15] et d'un outil pour générer des fichiers de gestes indépendants de la morphologie [9]. Grâce à cette représentation il est possible de passer automatiquement d'un mouvement capturé sur une personne à un personnage synthétique ayant des dimensions différentes. Cependant, pour assurer que cette opération s'effectue sans dégrader le mouvement initial, il est nécessaire de préserver les contraintes qui lui sont intrinsèquement liées. Par exemple, en langue des signes, si la main doit toucher la bouche pour préserver le sens de la phrase, le système doit être capable d'assurer que cette contrainte est effectivement vérifiée sur le squelette synthétique. Le système MKM permet d'éditer ce type de contraintes. Plus généralement, il permet de spécifier des contraintes de distance entre deux points du squelette, entre un point du squelette et un point de l'environnement, des contraintes d'orientation d'un segment dans l'espace ou encore des contraintes de vitesse. Ces contraintes sont ensuite résolues dans l'environnement temps réel par un algorithme optimisé de cinématique et de cinétique inverse [8]. Plus récemment, l'environnement d'animation basé mouvements capturés a été enrichi par la prise en compte de deux mains articulées [3].

VII. Représentation et modélisation de l'expressivité gestuelle et faciale

A. Analyse/synthèse de séquences gestuelles expressives

Dans les discours en langue des signes le style donne des indications supplémentaires par rapport au message informationnel. Il traduit des intensités, des emphases dans le discours ou des caractéristiques du locuteur comme le genre, l'héritage culturel, l'origine et l'état émotionnel du signeur. Les comportements expressifs évoqués à la section précédente se traduisent par une certaine variabilité des mouvements produits. Nous avons cherché à extraire des caractéristiques du style à partir des mouvements capturés et à les incorporer dans des modèles de synthèse. La génération automatique de geste expressif nécessite des méthodes de génération du mouvement capables de traiter des variations de styles au cours d'une performance motrice. De manière générale, la génération du mouvement basée style vise à modifier le style d'un mouvement de référence, soit par l'identification de modèles paramétriques, soit par des méthodes dérivées du traitement du signal, ou bien par des méthodes de "blending" ou de traduction du mouvement.

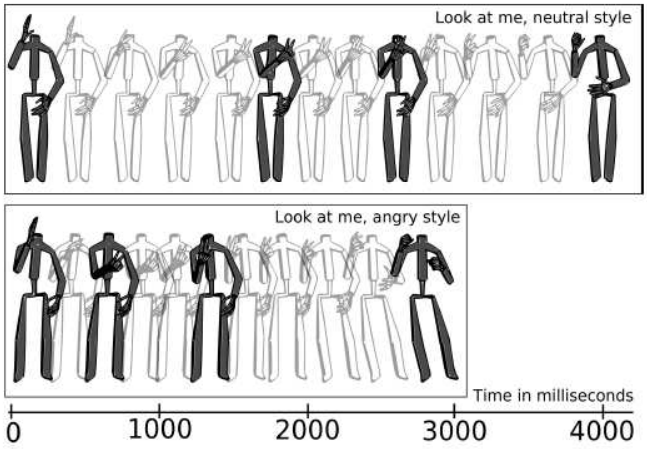


Figure 5. Personnage virtuel signeur - Déformation temporelle du signal capturé pour obtenir une séquence stylisée.

Nous proposons ici une méthode de traduction de style dédiée à la génération de geste expressif. Cette approche repose sur une technique de réduction de dimension à base de PCA pondérée. Nous montrons que lorsque le sous-espace de projection est judicieusement choisi, il devient possible de gérer différentes instances de traduction de style dans un contexte applicatif homogène (alignement temporel et programmation dynamique). Nous nous appuyons ensuite sur les résultats obtenus pour proposer une nouvelle méthode capable de modifier automatiquement le style d'une performance arbitraire de geste communicatif [3]. Quelques résultats d'analyse/synthèse de gestes de la LSF ont donné lieu à une démonstration dans laquelle l'humanoïde signeur est capable de générer des séquences gestuelles avec la prise en compte de contraintes et de styles différents (figure 5).

VIII. Specification parametrique d'expressions faciales

Pour la spécification et la génération d'expressions faciales nous nous appuyons sur le système GRETA développé initialement pour animer des agents conversationnels 3D s'adressant à des utilisateurs entendants. Dans le cadre de ce travail, nous proposons d'utiliser un modèle d'expressivité défini à partir d'une représentation intermédiaire de la paramétrisation des comportements. Ce modèle permet, à partir d'une spécification paramétrique de haut niveau, de produire des variations de comportements d'un signeur à un autre ou des variations de comportement d'un même signeur subissant une succession d'états émotionnels. On peut ainsi modéliser des agents signeurs effectuant des gestes suivant leur propre style et moduler ces gestes suivant l'état émotionnel du signeur. Pour définir les paramètres d'expressivité nous nous sommes basés sur des études perceptives du mouvement. Six dimensions caractérisant l'expressivité ont été définies et implémentées. Trois d'entre elles, l'extension spatiale, l'extension temporelle et la puissance, agissent sur les paramètres définissant le geste et les expressions du visage : l'extension spatiale caractérise l'amplitude des gestes (position de la main par exemple) et correspond au déplacement physique d'un élément du visage (i.e. contraction musculaire) ; la durée du mouvement est liée à sa vitesse d'exécution et à ses propriétés cinématiques (accélération). Une autre dimension, la fluidité, agit sur plusieurs comportements d'une même modalité et spécifie le degré de continuité qu'un geste a en se transformant en un autre geste. Ces quatre paramètres agissent sur la définition des paramètres formationnels des gestes (comme la position du poignet dans l'espace) et sur le déplacement suivi par le bras ainsi que de la tête. Les deux dernières dimensions, activité globale et répétition, agissent sur la quantité de signaux et sur leur répétition. La table I résume l'effet des paramètres d'expressivité sur les diverses modalités.

IX. Conclusions et perspectives

Nous avons présenté dans cet article une plateforme expérimentale dédiée à l'enregistrement de gestes de la LSF, et à la génération du mouvement d'humanoïdes signeurs. Cette plateforme a permis de constituer plusieurs corpus de données multimodales synchronisées, intégrant des mouvements corporels et des gestes des mains. Nous avons choisi un ensemble fini de signes, issu de deux contextes applicatifs différents : la présentation des bulletins météorologiques d'une part et la diffusion de messages d'incidents dans des gares SNCF d'autre part. La collaboration entre plusieurs équipes de recherche pluridisciplinaires a permis d'identifier et de résoudre un ensemble de problèmes techniques : emplacement des capteurs, prétraitement des données, reconstruction 3D. Un ensemble d'outils d'analyse et de segmentation de mouvements a aussi été mis en place pour les mouvements corporels et manuels. Des modèles théoriques ont également

été développés. En particulier, nous avons contribué au développement de systèmes de synthèse par utilisation de techniques d'inversion cinématique. Nous avons aussi défini un modèle d'alignement temporel pour caractériser des gestes stylisés et un modèle paramétrique pour caractériser la sémantique des expressions faciales. La plateforme permet d'animer des personnages virtuels en utilisant des techniques variées : rejeu avec ajout de contraintes pour l'animation corporelle, synthèse de séquences gestuelles avec variation du style d'exécution. Un travail en cours consiste à intégrer les données faciales à la base de donnée des gestes, et à proposer un outil commun d'analyse et de synthèse de gestes et d'expressions faciales. Nous envisageons à court terme d'élaborer une base d'information de gestes, indexée et étiquetée, qui pourra être utilisée pour effectuer une recherche d'information sur les gestes de la LSF. Cette base permettra également d'animer un ensemble varié d'humanoïdes signeurs, à partir d'un langage de spécification interactif.

TABLE I

EFFETS DES PARAMETRES D'EXPRESSIVITE SUR LES MOUVEMENTS DE TETE, LES EXPRESSIONS FACIALES ET LES GESTES.

	TÊTE	EXPRESSION FACIALE	GESTE
SPC	mouvement + large + étroit	ontraction musculaire croissante / décroissante	mouvement + large + étroit
TMP	rapidité de mvt +rapide + lent	onset et offset +rapide +lent	vitesse des phases de preparation et rétraction + rapide +lente
FLT	mouvement tête +/- continu	contraction musculaire +/- forte	coarticulation entre gestes successifs +/- continue
PWR	accélération mvt tête +/- forte	accélération contraction musculaire +/- forte	accélération de la phase de stroke +/- forte
REP	augmentation / réduction nbre mvt de tête	pas encore implanté	augmentation / réduction nbre de répétitions d'une même stroke

REMERCIEMENTS

Nous remercions les personnes sourdes (en particulier Alain Cahut), ainsi que leurs interprètes qui ont permis les séances d'enregistrement de gestes de la LSF. Ces personnes ont apporté également leur expertise dans la construction et l'interprétation des corpus de gestes de la LSF. Les travaux présentés dans cet article sont financés d'une part par la région Bretagne (Réf. B/1042/2004/SIGNE) et d'autre part par le département STIC du CNRS (projet RobEA HuGEx).

REFERENCES

[1] J. Cassell, C. Pelachaud, N. Badler, M. Steedman, B. Horn, W. Becket,B. Douville, and S. Prevost.and M. Stone. Animated conversation : Rule-based generation of facial expression, gesture and spoken intonation for multiple conversational agents. Computer Graphics, Annual Conference Series, ACM, pages 413–420, 1994.

[2] S. Gibet, T. Lebourque, and P.F. Marteau. High level specification and animation of communicative gestures. In Journal of Visual Languages and Computing, volume 12, pages 657–687, 2001.

[3] A. Heloir, N. Courty, S. Gibet, and F. Multon. Time alignment of expressive gesture sequences. In Computer Animation and Social Agents, 2006.

[4] A. Heloir, S. Gibet, F. Multon, and N. Courty. Captured motion data processing for real time synthesis of sign language. In Lecture Notes in Artificial Intelligence, Vol., 2006.

[5] R. Kennaway. Experience with, and requirements for, a gesture description language for synthetic animation. In 5th Int Work. on Gesture and Sign-Language based Human-Computer Interaction, Genova, Italy, 2003.

[6] S. Kopp and I. Wachsmuth. Synthesizing multimodal utterances for conversational agents. Computer animation and virtual worlds, 15 :39–S52, 2004.

[7] R. Kulpa. Adaptation interactive et performante des mouvements d'humanoides synth´etiques : aspects cinématiques, cinétiques et dynamiques. PhD thesis, INSA Rennes, November 2005.

[8] R. Kulpa and F. Multon. fast inverse kinematics and kinetics solver for human-like figures. In Proceedings of IEEE Humanoids, pages 38–43, Tsukuba, Japan, december 2005.

[9] R. Kulpa, F.Multon, and B. Arnaldi. Morphology-independent representation of motions for interactive human-like animation. Computer Graphics Forum, Eurographics 2005 special issue, 24(3) :343–352, 2005.

[10] T. Lebourque and S. Gibet. High level specification and control of communication gestures : the GESSYCA system. In Proc. of IEEE Computer Animation, Geneva, May 1999.

[11] J. Lee and T. Kunii. Computer animated visual translation from natural language to sign language. Journal of Visualization and Computer Animation, 4(2) :63–78, 1993.

[12] S.K. Liddell and R.E. Jonhson. American sign language : the phonologicalbase. In Sign Language Studies 64, pages 195–277, 1989.

[13] O. Losson and J.M. Vannobel. Sign language formal description andsynthesis. Int.Journal of Virtual Reality, 3(4) :27–34, 1998.

[14] Stéphane Ménardais. Fusion et adaptation en temps r´eel de mouvementsacquis pour l'animation d'humano¨ıdes synth´etiques. PhD thesis, Ecole doctorale Matisse, 2003.

[15] S. Ménardais, R. Kulpa, F. Multon, and B. Arnaldi. Synchronization for dynamic blending of motions. In Proceedings of ACM SIGGRAPH/ Eurographics Symposium on Computer Animation, pages 325–336, Grenoble, France, August 2004.

[16] S. Ménardais, F. Multon, R. Kulpa, and B. Arnaldi. Motion blendingfor real-time animation while accounting for the environment. In Computer Graphics International, June 2004.

[17] B. Moody. In Inter Visual Theatre, editor, La langue des signes : Introduction `a l'histoire et `a la grammaire de la langue des signes, 1998.

[18] Bill Moody. International Visual Theatre, 1998.

[19] C. Pelachaud. Contextually Embodied Agents, chapter Deformable Avatars, pages 250–263. Kluwer Publishers, 2001.

[20] I. Poggi and C. Pelachaud. Performative facial expressions in animated faces, chapter Embodied Conversational Agents, pages 155–188. MIT press, 2000.

[21] S. L. Prillwitz, R. Leven, H. Zienert, R. Zienert, T.Hanke, and J. Henning. HamNoSys. Version 2.0 ; Hamburg Notation System for Sign Languages. An introductory guide. International Studies on Sign Language and Communication of the Deaf, 1989.

[22] N. Rezzoug, P. Gorce, A. Heloir, S. Gibet, N. Courty, J.F. Kamp, F. Multon, and C. Pelachaud. Hugex : Humanoïdes doués de gestes expressifs de communication. In Journées Bilan Robea, 2006.

[23] H. Sagawa, M. Ohki, T. Sakiyama, E.Oohira, H. Ikeda, and H. Fujisawa. Pattern recognition and synthesis for a sign language translation system. Journal of Visual Languages and Computing, 7 :109– 127, 1996.

[24] W. C. Stokoe. Semiotics and Human Sign Language. Mouton, The Hague, 1972.

[25] W.C. Stokoe, D. Casterline, and C. Croneberg. A dictionary of American Sign Language on Linguistic principles. Linstok Press, SilverSpring, 1978.

Mesure et Analyse de l'évolution volumique des tissus mous le long des segments inférieurs de sujets hémiplégiques à partir d'IRM

Patrick HEDOUX [1], Antonio PINTI [2]
[1] ACFY – D01 – 92T rue Roger Salengro – 59300 Famars – France
[2] LAMIH – CNRS UMR 8530 - Université de Valenciennes - Le Mont Houy - 59313 Valenciennes Cedex 9 – France
patrick.hedoux@acfy.fr – antonio.pinti@univ-valenciennes.fr

***Résumé*- L'évolution volumique des tissus mous pendant la phase de rééducation est une donnée qui manque actuellement au rééducateur. Cette donnée complète les indices existants. Cet article présente une méthode de mesure et d'analyse non traumatisante de l'évolution musculaire le long des segments inférieurs. Cette méthode est basée sur le traitement automatique de séquences d'images IRM à l'aide de techniques basées sur la logique floue. Dix patients hémiplégiques ont été suivis lors de leur rééducation au centre ELAN de Wattrelos. Les séquences IRM ont été enregistrées à l'admission du patient (J0) et six mois après le premier examen (J180). Une récupération musculaire est globalement observée. Sur la cuisse, ce gain est compensé par une perte équivalente de tissu adipeux tandis que pour la jambe il correspond à l'augmentation du volume total. Cette méthode de mesure et d'analyse peut être appliquée sur tout type de sujets, et également à d'autres segments corporels.**

Mots Clefs : IRM, Classification d'images, Hémiplégie, Handicap, Tissus mous

I. INTRODUCTION

L'Accident Vasculaire Cérébral (AVC) est une des principales causes d'incapacité motrice et la première cause de handicap physique et mental chez l'adulte. Par an, 125 000 cas sont recensés en France et 50 000 au Canada [2]. Parmi ces personnes, 60% à 80% perdent temporairement la capacité de marcher sans aide [8, 11]. Afin de limiter le handicap, une prise en charge précoce en milieu hospitalier suivie d'une rééducation en milieu spécialisé est nécessaire [9]. Il a été montré que la pratique d'exercices thérapeutiques augmente le volume et la force musculaire au bénéfice de la récupération fonctionnelle [1]. De plus, les effets du renforcement musculaire sont observables sur la vitesse de marche et la montée des escaliers chez des patients hémiplégiques [13].

Nous proposons dans cet article une nouvelle méthode de mesure des tissus mous des membres inférieurs de sujets hémiplégiques à partir d'un système d'imagerie médicale volumique. Cette méthode est basée sur le traitement automatique par logique floue de séquences d'Images par Résonance Magnétique (IRM) afin d'identifier les tissus le long des membres inférieurs. A partir de ces IRM classées, l'évolution des tissus musculaires et adipeux en cours de rééducation est quantifiable le long du segment.

Grâce à cela, il sera possible de visualiser et de prévenir des complications musculoarticulaires et tout particulièrement les rétractions musculaires secondaires dues aux modifications histomorphologiques postspasticité [4]. L'expérimentation animale montre qu'une fois installés, ces rétractions et le raccourcissement musculaire qui en résulte augmentent la sensibilité des fuseaux neuromusculaires [5].

Les sections suivantes présentent d'abord le protocole expérimental ainsi que les paramètres du système IRM utilisé. Ensuite, la méthode de classification des tissus est décrite en spécifiant ses limites et performances. Les résultats sont obtenus sur dix sujets hémiplégiques et montrent l'évolution des volumes tissulaires le long des segments durant la période d'observation de 6 mois. La discussion permet de développer et commenter les résultats. La conclusion reprend les principaux résultats obtenus ainsi que l'intérêt clinique de cette recherche. Finalement, quelques perspectives de ce nouvel outil sont proposées.

II. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

L'étude, menée avec l'accord du Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (CCPPRB) de Lille, est effectuée sur une population de 10 patients volontaires (8 hommes et 2 femmes) présentant une hémiplégie droite (n=2) ou gauche (n=8) secondaire à un AVC. L'AVC peut être ischémique (n=7) ou hémorragique (n=3). Les patients ont été hospitalisés dans le service de Médecine Physique et de Réadaptation au centre ELAN de l'Hôpital de Wattrelos. Les observations sont menées à leur admission (J0) et 6 mois plus tard (J180).

L'imagerie médicale tridimensionnelle permet d'explorer précisément les volumes du corps. Parmi ces techniques, l'IRM a été retenue en raison de ses caractéristiques non invasive et non irradiante et de sa capacité à analyser finement les tissus mous [12, 16]. L'enregistrement des IRM est réalisé sur le sujet en position allongée et au repos.

III. MATERIEL ET METHODE

Différentes étapes sont nécessaires à la détermination de l'évolution volumique des tissus le long des segments.

A. Acquisition des IRM

Le signal a été analysé en technique d'écho de spin afin de réduire au maximum les artéfacts. La pondération choisie est T1, qui permet d'obtenir l'image la plus proche de l'anatomie. Les paramètres des séquences ont été optimisés et sont les suivants [7] :

- Coupes axiales ;
- Temps de Répétition (TR) : 500 ms ;
- Temps d'Echo (TE) : 13 ms ;
- Epaisseur de coupe : 10 mm ;
- Intervalle entre les coupes : 1 mm ;
- Champ d'analyse : 48 x 48 cm ;
- Matrice : 512 x 512.

B. Découpe des segments

Le modèle segmentaire de Fujikawa (Fig. 1) a été retenu en raison de sa facilité d'utilisation dans un cadre numérique [3]. Le découpage des segments sur les séquences d'IRM est semi-automatique. Il nécessite l'intervention d'un expert qui définit les plans de coupe et les côtés sains et pathologiques. Ensuite, les segments corporels sont automatiquement découpés.

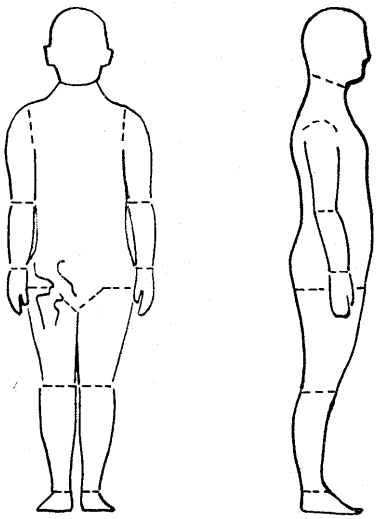


Fig. 1. Découpe des segments proposée par Fujikawa

C. Classification automatique des tissus mous

Dans cette étude, seuls les tissus musculaire et adipeux ont été retenus (Fig. 2).

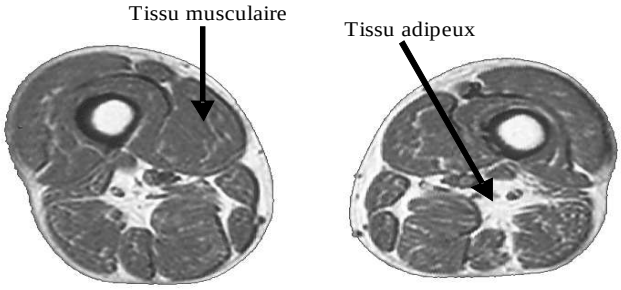


Fig. 2. Tissus mous à reconnaître sur une IRM au niveau de la mi-cuisse

La classification automatique des pixels des IRM utilise des méthodes basées sur la logique floue. Elle consiste à regrouper les niveaux de gris des IRM brutes dans deux différentes classes de tissu, représentant le muscle et le tissu adipeux.

La répartition de la représentation linguistique est la suivante:
£muscle = {MPI, MC, MPS}
£adipeux = {AP, AC}

Pour la classe Muscle les différentes fonctions d'appartenance sont :

- MPI : absence de muscle pour des valeurs de niveaux de gris faibles;
- MC : présence de muscle;
- MPS : absence de muscle pour des valeurs de niveaux de gris élevées.

Pour la classe Adipeux, les différentes fonctions d'appartenance sont :

- AP : absence de tissu adipeux;
- AC : présence de tissu adipeux.

A chaque mot est associée une fonction d'appartenance de forme trapézoïdale (Fig. 3 et 4). Elles ont été définies de façon empirique à partir de l'histogramme des luminances des tissus purs d'une série d'images brutes.

Les entrées du système flou sont modélisées par des courbes donnant les degrés d'appartenance à différents états identifiés par ces entrées.

Fig. 3. Fonctions d'appartenance pour le tissu musculaire

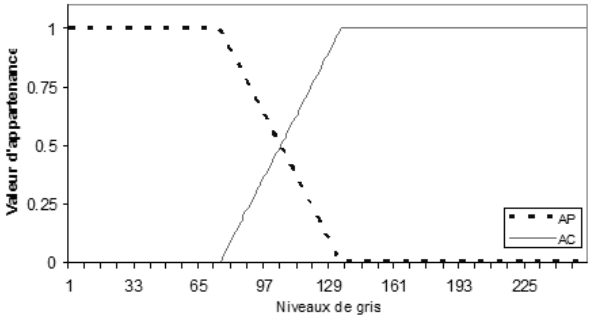


Fig. 4. Fonctions d'appartenance pour le tissu adipeux

Un codage composé d'un ensemble de règles "IF-THEN" est réalisé. Les règles sont élaborées expérimentalement en ayant pour but de concevoir une base de règles cohérente et homogène. La modification des valeurs d'appartenance est réalisée par un moteur d'inférence. La combinaison de ces règles aboutit à une classification des niveaux de gris dans 2 singletons:

- {M} pour le muscle ;
- {A} pour le tissu adipeux.

L'étape de défuzzyfication consiste ici à ne retenir que le plus grand degré d'appartenance. Les figures 5 et 6 montrent des images binaires classées au niveau de la mi-cuisse.

Fig. 5. Image classée {M} (zones musculaires)

Fig. 6. Image classée {A} (zones de tissu adipeux)

La méthode de classification d'IRM a été utilisée sur les 1500 coupes correspondant aux 20 enregistrements de l'étude. Toutes les images ont été correctement traitées avec un taux de réussite de 98%, évalué grâce à une base de données test [6]. Le temps de traitement d'une séquence d'environ 75 images prend moins d'une minute sur un PC standard.

D. Calcul des volumes tissulaires

Pour un patient, une date et un segment donnés, le volume du tissu *T* de la coupe *i* est représenté par un vecteur V_{Ti} déterminé de la manière suivante:

$$V_{Ti} = \sum_{j=1}^{512} \sum_{k=1}^{512} I_{Ti}(j,k) \qquad (1)$$

avec: T : le tissu étudié ;
i : la coupe étudiée ;
j, k : les coordonnées du pixel étudié ;
I_{Ti} : la matrice représentant la coupe i du tissu T ;
$I_{ti}(j,k) = \{0,1\}$.

Ce vecteur V_{Ti} est ensuite normalisé sur 50 points à l'aide d'une fonction Spline. Chaque point représente 2% de la longueur du segment.

Pour un segment considéré, l'évolution moyenne des patients E_T pour un tissu *T* est calculée de la façon suivante:

$$E_T = \overline{V_{T180}} - \overline{V_{T0}} \qquad (2)$$

avec: $\overline{V_{T180}}$: le vecteur du volume moyen à 180 jours;
$\overline{V_{T0}}$: le vecteur du volume moyen à 0 jour.

E. Incertitude et reproductibilité des mesures

La précision volumique de la méthode présentée a été évaluée grâce à l'utilisation de fantômes. Les volumes de ces fantômes ainsi calculés ont été comparés à leurs volumes réels. Une surestimation de l'ordre de 2% a été calculée. Cependant, dans le cadre du calcul de l'évolution volumique, cette surestimation ne modifie pas la forme des courbes.

La reproductibilité des mesures a été évaluée grâce à deux acquisitions successives des membres inférieurs d'un même sujet. Ces deux acquisitions ont eu lieu le même jour, avec sortie, puis repositionnement du sujet dans le système IRM.
Le volume des différentes coupes IRM a été calculé pour chaque essai. La reproductibilité est de 99,6%.

III. RESULTATS

Les figures 7 à 9 montrent les évolutions volumiques moyennes des cuisses, et les figures 10 à 12 celles des jambes des dix sujets. Sur chaque figure les courbes en trait pointillé et en trait continu correspondent respectivement au côté sain et au côté pathologique. En abscisse, le point 1 indique le point proximal du segment, tandis que le point 50 représente son point distal. L'axe horizontal 0 des figures indique l'absence d'évolution.

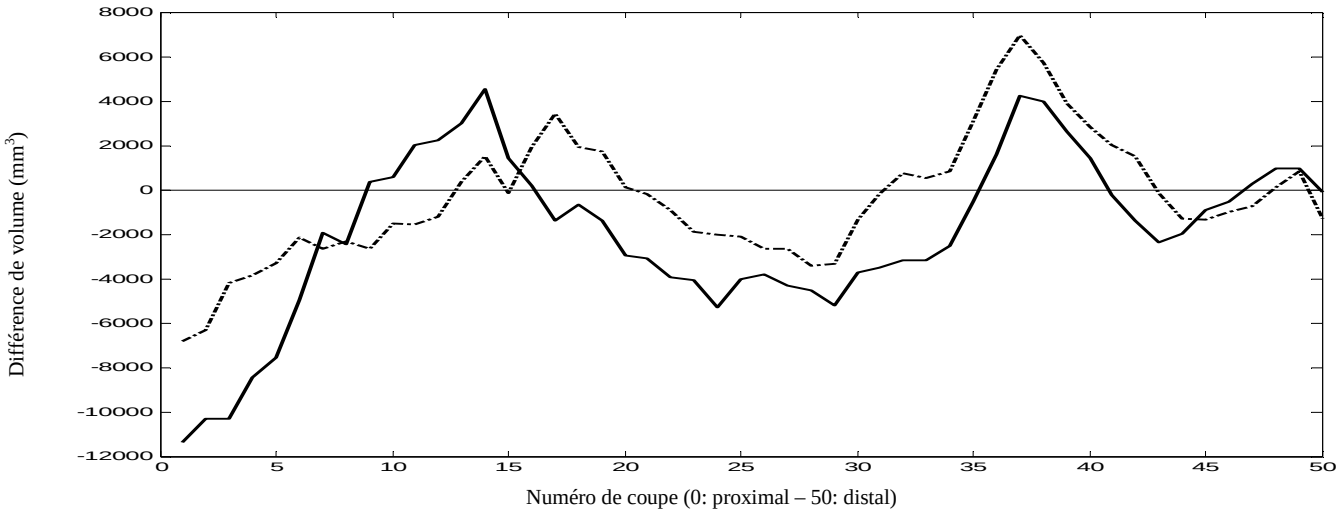


Fig. 7. Evolution moyenne du volume total des cuisses pathologique (trait continu) et saine (trait pointillé)

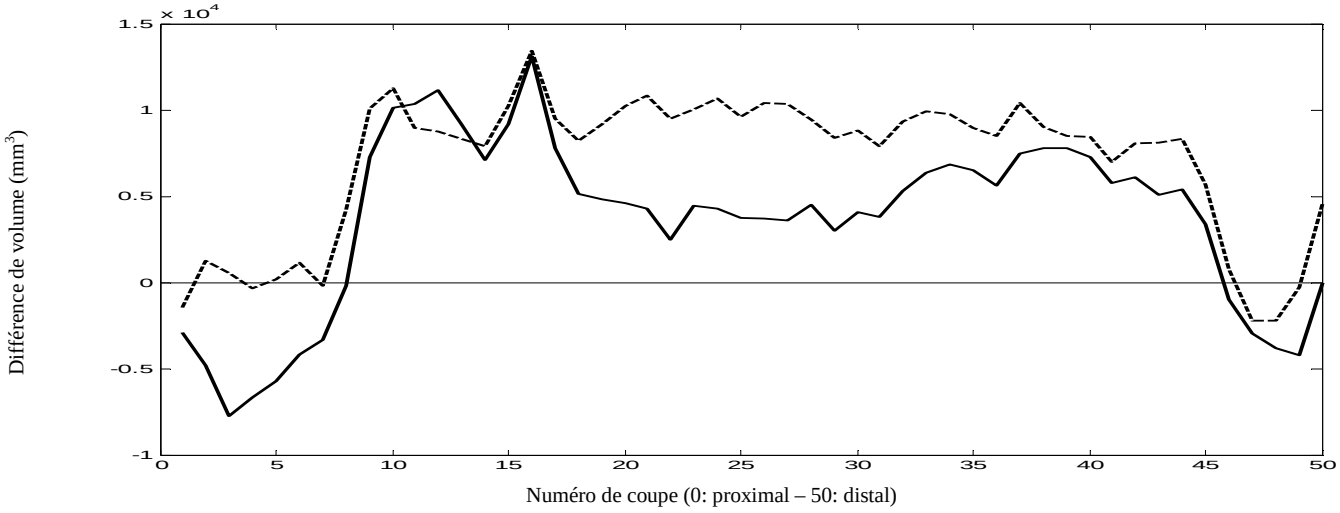


Fig. 8. Evolution moyenne du volume musculaire des cuisses pathologique (trait continu) et saine (trait pointillé)

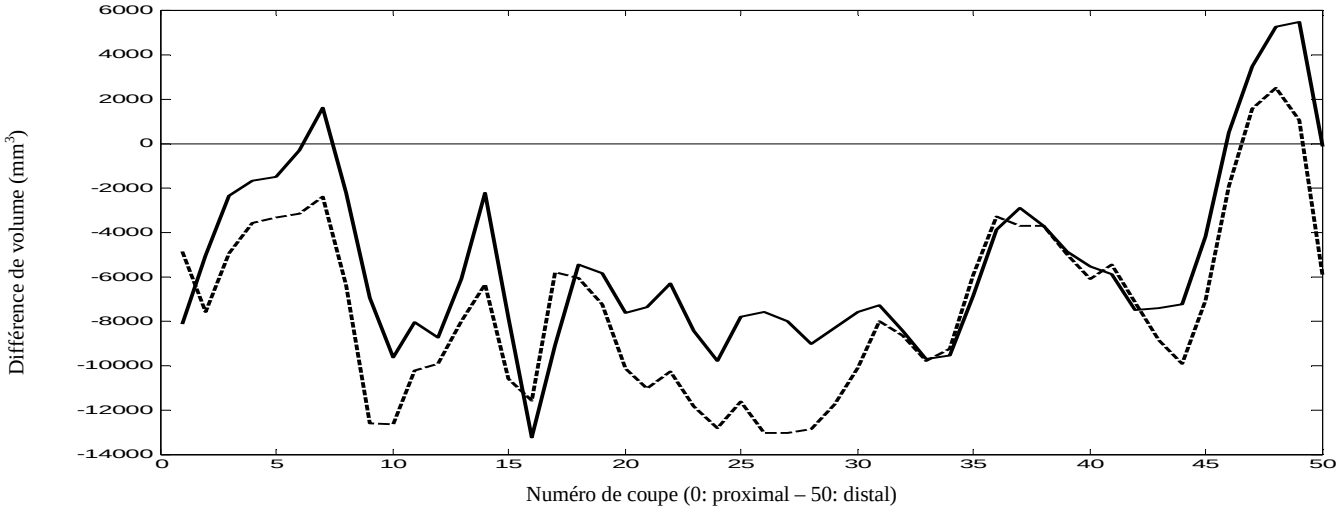


Fig. 9. Evolution moyenne du volume de tissu adipeux des cuisses pathologique (trait continu) et saine (trait pointillé)

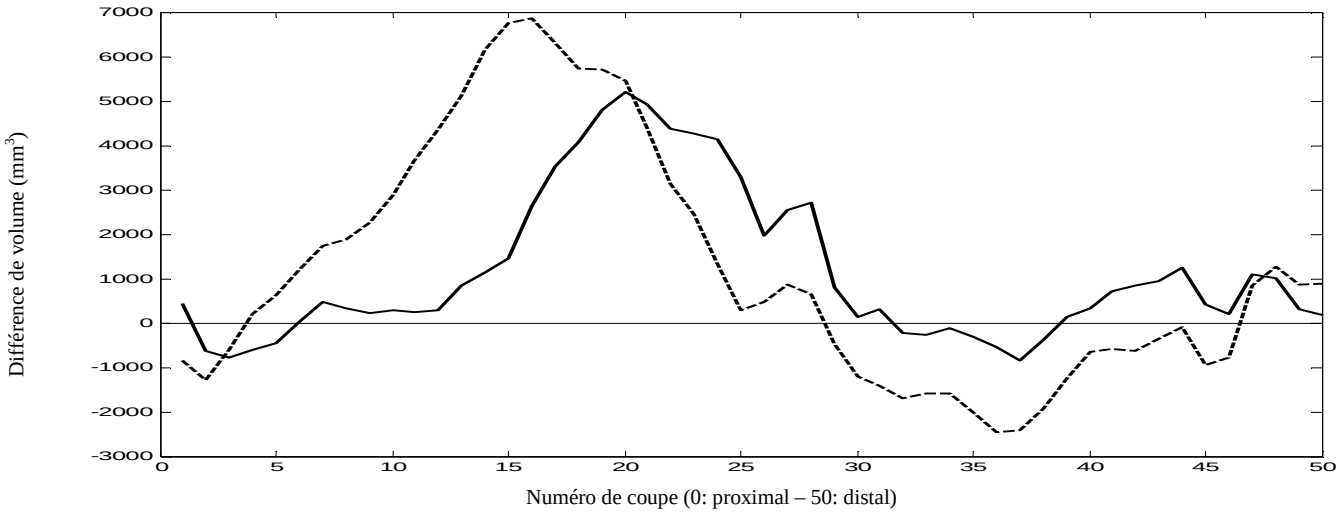


Fig. 10. Evolution moyenne du volume total des jambes pathologique (trait continu) et saine (trait pointillé)

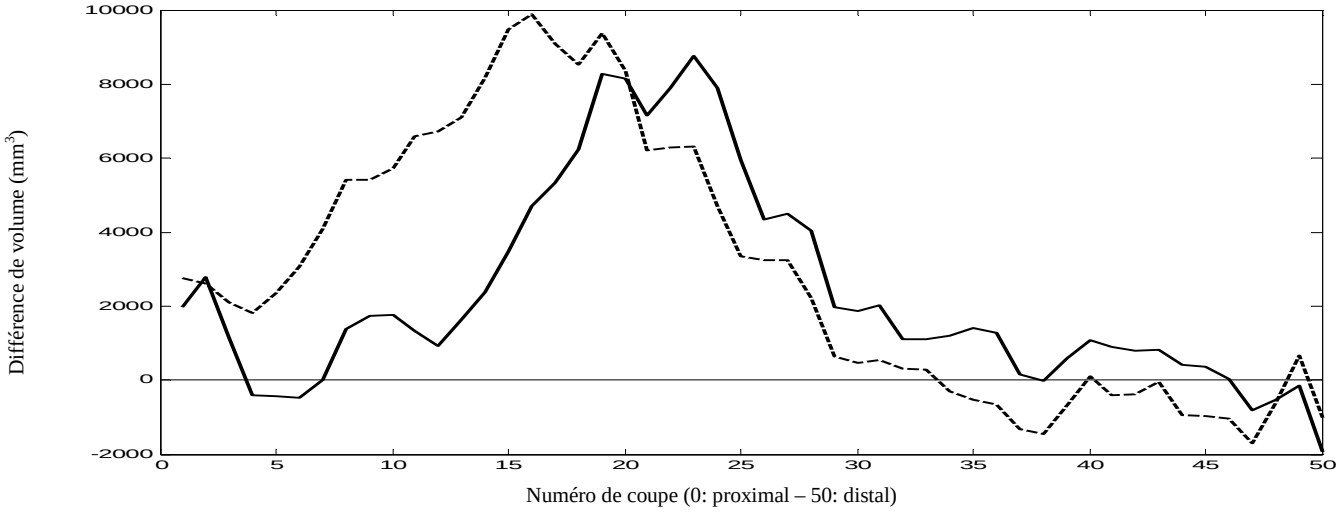


Fig. 11. Evolution moyenne du volume musculaire des jambes pathologique (trait continu) et saine (trait pointillé)

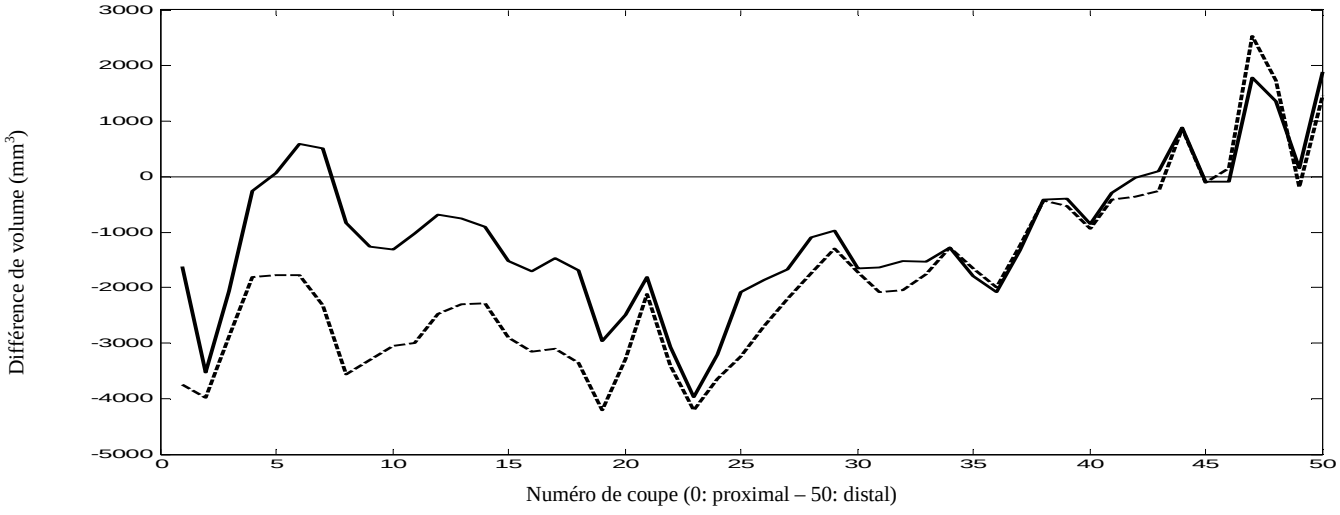


Fig. 12. Evolution moyenne du volume de tissu adipeux des jambes pathologique (trait continu) et saine (trait pointillé)

IV. DISCUSSION

Les courbes obtenues à partir des mesures réalisées sur les coupes axiales IRM permettent l'observation de l'évolution volumique des tissus mous le long des jambes et des cuisses.
L'analyse des courbes renseigne sur la position des atrophies tissulaires sachant que l'alitement ou l'absence d'utilisation des faisceaux musculaires provoquent des pertes musculaires et osseuses ainsi qu'une augmentation du tissu adipeux [10, 14]. L'hémiplégie provoque un handicap hémicorporel. Il est intéressant d'étudier le phénomène de transfert ainsi que l'influence du ré-entraînement à l'effort sur cette morphologie tissulaire le long des membres inférieurs [15].
On remarque qu'il y a une ressemblance entre les 2 courbes de chaque figure. Ceci indique une évolution sensiblement identique entre les 2 côtés. On observe un comportement différent pour les cuisses et les jambes. En effet, la cuisse a tendance à prendre un volume musculaire constant sur sa longueur tandis que la jambe prend un volume important sur sa moitié proximale.
Pour la cuisse, on observe, entre 15 et 90 % de la longueur segmentaire, une augmentation du volume musculaire compensée par la perte de tissu adipeux.
On observe qu'il y a une diminution de tissu adipeux sur toute la longueur du membre sain par rapport au membre pathologique.
En analysant les évolutions musculaire et totale de la jambe, on s'aperçoit que la courbe d'évolution est d'amplitude réduite de 30% et décalée de 10% vers le point distal pour le côté pathologique sur la première moitié de la courbe.
Les 2 pics de la courbe de l'évolution totale des cuisses situés à 30% et à 70% de la longueur segmentaire sont expliqués par l'augmentation musculaire associée à une perte moins prononcée de tissu adipeux.

V. CONCLUSION

L'amélioration de la compréhension des phénomènes d'adaptation musculo-squelettique permet par exemple une meilleure compréhension de l'influence d'une méthode de rééducation d'un patient.
La classification automatique d'IRM permet d'obtenir les courbes d'évolution des tissus mous le long des membres inférieurs. Cette classification à base de logique floue se montre robuste et rapide pour identifier les tissus musculaires et adipeux sur 1500 images enregistrées.
L'analyse réalisée sur un groupe de 10 sujets hémiplégiques en cours de rééducation montre principalement un gain musculaire et une perte de tissu adipeux sur tout le membre inférieur. Cette analyse indique également que le gain musculaire est localisé plus près du genou sur la jambe saine que sur la pathologique.
Cette méthode de mesure et d'analyse peut être étendue à d'autres parties du corps ainsi qu'à d'autres pathologies.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient la direction et le personnel du centre ELAN de l'hôpital de Wattrelos, ainsi que du service d'imagerie médicale de l'hôpital de Tourcoing pour la mise à disposition de leur appareil IRM. Ils remercient également Monsieur le Professeur Gilles Kemoun du CHU de Poitiers et le Docteur Daniel Deparcy du CH de Tourcoing.

REFERENCES

[1] Calmels P., Ebermeyer E., Bethoux F., Gonard C., Fayolle-Minon I., « Relation entre la charge en soins à domicile et le niveau d'indépendance fonctionnelle à la suite d'un accident vasculaire cérébral », Ann Réadaptation Méd Phys, vol, 45, pp, 105-113, 2002.
[2] Daviet J.C., Dudognon P.J., Salle J.Y., Munoz M., Lissandre J.P., Rebeyrotte I., Borie M.J., « Rééducation des accidentés vasculaires cérébraux. Bilan et prise en charge », Encyclopédie Médico-Chirurgicale, vol. 26-455-A-10, pp. 1-24, 2002.
[3] Fujikawa K., « The center of gravity in the parts of human body », Okajimos Folia Anat. Jap., vol. 39(3), pp. 117-126, 1963.
[4] Hachisuka K., Umezu Y., Ogata H., « Disuse muscle atrophy of lower limbs in hemiplegic patients », Arch Phys Med Rehabil, vol. 78, pp. 13-18, 1997.
[5] Hamilton B.B., Granger C.V., Sherwin F., Zielesny M., Tashman J., « A uniform national data system for medical rehabilitation system (UDS) », In : Furher JM, Ed Rehabilitation Outcomes : Analysis and Measurement, Baltimore : Lippincott, pp. 137-147, 1987.
[6] Hédoux P., « Détermination de paramètres biomécaniques personnalisés à partir d'imagerie médicale – Application aux sujets hémiplégiques », Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, 2004.
[7] Hédoux P., Pinti A., Kemoun G., « MRI study of the tissue volume progression of lower limbs in hemiplegic subjects », Ann Réadaptation Méd Phys, vol. 46, pp. 138-143, 2003.
[8] Jorgensen H.S., Nakayama H., Raaschou H.O., Olsen T.S., « Recovery of walking function in stroke patients. The Copenhagen Stroke Study », Arch Phys Med Rehabil, vol. 76, pp. 27-32, 1995.
[9] Mazevet D., Pradat-Diehl P., Perrigot M., Magnier A.M., « Prise en charge d'un patient présentant une hémiplégie d'origine vasculaire », AKOS Encyclopédie, Pratique de Médecine, vol. 3-1515, pp. 1-6, 2002.
[10] Metoki N., Satoh Y., Satoh K., Okumura K., Iwamoto J., « Muscular atrophy in the hemiplegic thigh in patients after stroke », Am J Phys Med Rehabil, vol. 82, pp. 862-865, 2003.
[11] Petrilli S., Durufle A., Nicolas B., Pinel J.F., Kerdoncuff V., Gallien P., « Hémiplégie vasculaire, retour à domicile », Ann Réadaptation Méd Phys, vol. 45, pp. 69-76, 2002.
[12] Pinti A., Hédoux P., Watelain E., Kemoun G., Boluix B., « Comparaison à partir d'I.R.M. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques », Journal Européen des Systèmes Automatisés, vol. 34 n° 3-4, pp. 845-858, 2000.
[13] Rouleaud S., Gaujard E., Petit H., Picard D., Dehail P., Joseph P.A., Mazaux J.M., Barat M., « Isocinétisme et rééducation de la marche de l'hémiplégique », Ann Réadaptation Méd Phys, vol. 43, pp. 428-436, 2000.
[14] Ryan A.S., Dobrovolny C.L., Smith G.V., Silver H.K., Macko R., « Hemiparetic muscle atrophy and increased intramuscular fat in stroke patients », Arch Phys Med Rehabil, vol. 83 (12), pp. 1703-1707, 2002.
[15] Scelsi R., Lotta S., Lommi G., Poggi P., Marchetti C., « Hemiplegic atrophy. Morphological findings in the anterior tibial muscle of patients with cerebral vascular accidents », Acta Neuropathol (Berl), vol. 62(4), pp. 324-331, 1984.
[16] Monziols M., Collewet G., Mariette F., Kouba M., Davenel A., « Muscle and fat quantification in MRI gradient echo images using a partial volume detection method. Application to the characterization of pig belly tissue », Magnetic Resonance Imaging, vol. 23, pp. 745-755, 2005.

Gestes 3D de visée chez des patients tétraplégiques.

Effet d'un transfert musculo-tendineux de restauration de l'extension active du coude en fonction de la hauteur de la cible.

Isabelle Laffont[2], Gilles Hoffmann[1], Agnès Roby-Brami[1,2]

[1] Neurophysique et physiologie du système moteur,

CNRS UMR 8119. 45 rue des Saints Pères, 75 006 Paris

[2] Service de médecine physique et de réadaptation,

Hôpital Raymond Poincaré. AP-HP 92380 Garches

agnes.roby-brami@univ-paris5.fr, isabelle.laffont@rpc.ap-hop-paris.fr

***Abstract*—Les gestes de visée vers une cible placée dans plusieurs directions du plan ont été étudiés chez des patients tétraplégiques C6 présentant une paralysie complète des extenseurs du coude (triceps), avant et après transfert musculo-tendineux chirurgical, et des patients C7 ayant une paralysie incomplète du triceps. Les cibles étaient placées soit à 10 cm au dessus de la table soit au dessus de l'épaule. Les mouvements ont été enregistrés au moyen d'un système électromagnétique Polhemus, pour déterminer la hauteur maximum, l'étendue et le pic de vitesse des mouvements. Pour la visée basse, les patients ont des résultats très peu différents des sujets valides. Par contre, les mouvements de visée en hauteur sont limités en étendue et en hauteur dans la partie interne de l'espace et en vitesse dans la partie externe de l'espace de travail. Les implications de ces résultats sont discutées pour la connaissance des mécanismes du contrôle moteur, pour l'évaluation et le développement des méthodes thérapeutiques (rééducation, chirurgie et assistance).**

Keywords- tétraplégie, mouvement 3D, transfert musculo-tendineux.

I. INTRODUCTION

Le but général de notre travail est d'analyser la motricité des membres supérieurs lors de gestes naturels effectués par des patients tétraplégiques à la suite d'une lésion spinale cervicale C6 ou C7. Ces patients ont perdu la capacité de contracter volontairement les muscles situés au dessous du niveau de la lésion. Compte tenu de la métamérisation, des patients de niveau C6 ont une paralysie qui touche les membres inférieurs et le tronc et les muscles du membre supérieur innervés par les niveaux C8 (muscles intrinsèques de la main et fléchisseurs des doigts) et C7 (fléchisseurs du poignet, triceps brachial qui est le principal extenseur du coude). les muscles innervés par les niveaux supérieur ou égal à C6 (extenseurs du poignet, fléchisseurs du coude, muscles de l'épaule) sont respectés. Par contre, chez les patients de niveau C7, le triceps brachial n'est pas complètement paralysé. Malgré la sévérité de l'atteinte motrice, les patients tétraplégiques (C6 et C7) sont capables d'effectuer certains gestes avec leurs membres supérieurs, gestes qui ont été appris et perfectionnés pendant la période de rééducation. Au terme du programme de rééducation, certains patients peuvent bénéficier d'un programme chirurgical de restauration des préhensions par transferts musculo-tendineux [1]. Ces interventions sont basées sur la redondance musculaire du membre supérieur. Elles consistent à modifier l'insertion distale d'un muscle non paralysé sus-lésionnel et à la transférer sur un muscle paralysé sous-lésionnel afin de restaurer la fonction de celui-ci. Pour restaurer l'extension active du coude, le biceps brachial ou le deltoïde postérieur peuvent ainsi être transférés sur le triceps. Sans intervention, les patients tétraplégiques de niveau C6 sont incapables d'effectuer une extension active du coude contre la pesanteur, contrairement aux patients C7. Après la chirurgie musculo-tendineuse et à la faveur d'une rééducation spécialisée, ces patients C6 récupèrent la possibilité d'effectuer une extension volontaire du coude contre la pesanteur.

Dans plusieurs travaux antérieurs, nous avons étudié des gestes 3D du membre supérieur chez des patients tétraplégiques et des sujets témoins. Nous avons eu la surprise de constater que malgré la paralysie de l'extenseur du coude, les patients tétraplégiques C6 sont capables d'effectuer des gestes de préhension et de visée dans des directions variées du plan [2][3]. L'analyse de la tâche de visée (indiquer la direction d'une cible) permet de s'affranchir des complications liées à la paralysie de la main pour préciser les conséquences de la paralysie de l'extenseur du coude sur la qualité du mouvement [4]. Nous avons montré que les gestes de visée de faible hauteur des patients tétraplégiques C6 sont peu différents des ceux des valides malgré une vitesse un peu inférieure (~ -10%). Ces mouvements comportent une extension du coude, réduite par rapport à celle des valides (~ -20%), compensée par des mouvements de rotation au niveau de l'épaule puisque l'étendue du mouvement est comparable à celle des sujets témoins. Ces patients sont donc capables de générer des mouvements qui impliquent une extension du coude, sans muscles extenseurs, probablement en « lançant » le mouvement à partir de l'épaule et en utilisant les interactions mécaniques dynamiques de leur membre supérieur. En effet, le couple créé activement par les muscles de l'épaule entraîne par réaction un couple au niveau du coude, puis du fait du lien mécanique entre les segments, un couple au niveau de toutes les articulations du membre, ces interactions complexes dépend des propriétés gravito-intertielles de l'ensemble du bras. Les patients qui ont une paralysie incomplète du coude ou après chirurgie ont des résultats intermédiaires.

Ces précédents résultats mettent en évidence les remarquables capacités de compensation de ces patients à la paralysie des extenseurs du coude. Ils ne permettent toutefois pas d'évaluer l'effet favorable d'un transfert musculo-tendineux, dans la mesure où les résultats quantitatifs sont analogues dans les différentes populations (tétraplégiques C6 non opérés, tétraplégiques C6 opérés et tétraplégiques C7). Afin de sensibiliser l'épreuve, nous avons ajouté une difficulté à la tâche en modifiant la hauteur de la cible. Le but de cette étude est de comparer les mouvements de visée « bas » (10 cm au dessus de la table) à des mouvements de visée « hauts » (20 cm au dessus du niveau de l'épaule), enregistrés lors des séances précédentes mais qui n'ont pas jusqu'ici été publiés.

II. METHODES

A. Sujets

Quinze patients tétraplégiques (12 hommes, 3 femmes, âgés de 24 à 43 ans) ont participé à cette étude après accord du comité d'éthique local (CCPPRB). Les deux cotés ont été analysés séparément chez 2 patients. L'analyse a porté sur 21 enregistrements : 8 cas de paralysie complète du triceps brachial (score au testing manuel <2/5), 5 cas de paralysie incomplète du triceps brachial (score >=3) et 8 cas après chirurgie de transfert musculo-tendineux (dont 4 déjà examinés en pré-opératoire). Neuf sujets valides ont servi de témoins: quatre femmes et cinq hommes, âgés de 22 à 52 ans.

B. Installation et tâche

Les sujets étaient assis dans leur fauteuil roulant, leur tronc maintenu par une sangle, devant une table échancrée sur laquelle 6 directions étaient indiquées. Ces directions convergaient au niveau de la projection du centre de l'épaule sur la table et variaient par pas de 30°, de 0° latéralement (F sur les figures 2-4) à 150° vers l'intérieur (A sur les figures 2-4). Un stylet était fixé sur le dos de la main. En position de départ, la main était posée sur la table à 10 cm de la ligne médiane, devant le sujet. La tâche consistait à viser une cible de 1 cm de diamètre, placée soit à 10 cm au dessus de la table soit à 20 cm au dessus de leur propre épaule. La consigne était d'indiquer sa direction sans la toucher (la cible était placée à 10 cm au delà de la longueur efficace du bras). Les patients effectuaient 3 à 5 mouvements pour chaque direction de cible, au niveau bas puis haut.

Figure 1. Installation des patients pour la visée "basse"

C. Enregistrement et analyse des données

L'enregistrement a été effectué à la fréquence de 30Hz par 4 capteurs électromagnétiques Polhemus fixés sur chaque segment du membre supérieur, par rapport à une référence fixée sous la table. Seules les données issues du capteur fixé sur la main seront présentées ici. Nous avons analysé la trajectoire de la main et le profil de vitesse après dérivation (ce

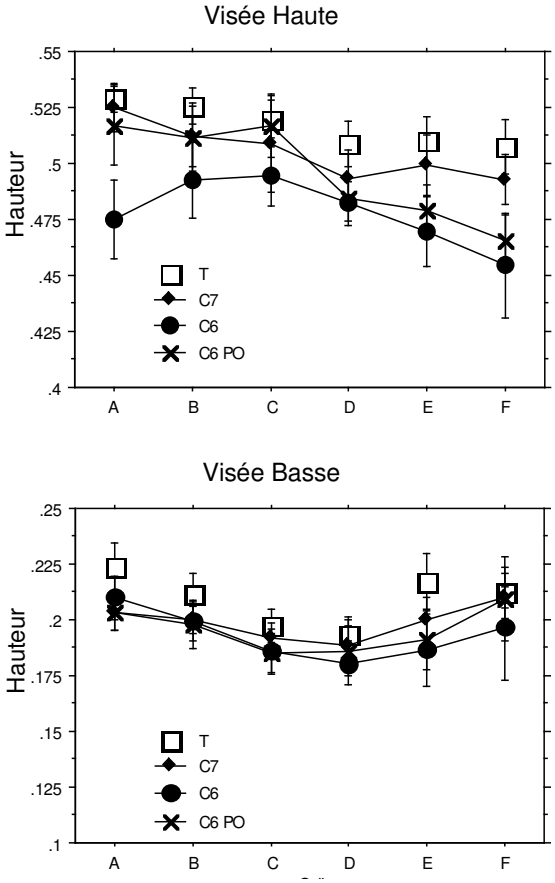


Figure 2. Hauteur maximum du mouvement de visée vers une cible haute (en haut) ou basse (en bas) en fonction de la direction du mouvement de l'espace interne (A) à externe (F). Chaque symbole représente la moyenne des sujets d'un groupe (T témoins, tétraplégiques C7, C6 et C6 post opératoires).

Fondation EDF

qui a permis de calculer le pic de vitesse), l'étendue du mouvement et sa hauteur maximum. Les résultats ont été soumis à une analyse statistique par ANOVA.

III. RESULTATS

Les mouvements effectués par les sujets valides et tétraplégiques avaient les caractéristiques cinématiques habituelles des mouvements dirigés vers un but avec une trajectoire grossièrement rectiligne et un profil de vitesse « en cloche ».

Pour les sujets valides, toutes directions confondues, le pic de vitesse est de 1 m/s ± 0.04 pour la visée basse et de 1.38 ± 0.05 pour la visée haute (ANOVA F 82.1=33.9, p<0.0001). En raison du caractère excentré de la position de départ, l'étendue du mouvement varie avec la direction des cibles de 28 à 69 cm (moyenne 44 cm ± 0.02) pour la visée « basse » et de 29 à 70 cm (moyenne 45 cm ± 0.03) pour la visée « haute ». Le pic de vitesse varie également en fonction de la direction de la cible, en raison de la relation linéaire bien connue avec la longueur du déplacement (régression significative chez tous les sujets (r2= 0.463 - 0.984). La hauteur maximum de la trajectoire est de 21 cm ± 0.03 pour la visée basse et de 52 cm ± 0.02 pour la visée haute, sans variation significative avec la direction.

Tous les patients tétraplégiques ont effectué les tâches de pointage bas et haut sans difficulté. Les résultats obtenus chez les tétraplégiques diffèrent selon la hauteur de la visée.

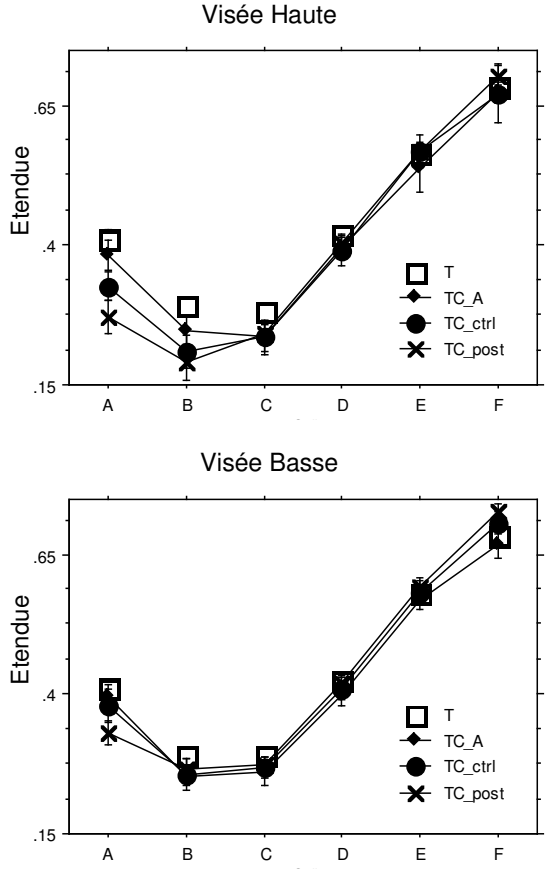


Figure 3. Etendue maximum du mouvement de visée . Même légende que la figure 2.

Pour une visée basse, les indices de performance du mouvement étaient sensiblement équivalents à ceux des sujets valides. La hauteur maximum variait selon les groupes de 19 cm ± 0.04 à 20 cm ± 0.02, sans différence significative selon les groupes, ni de variation selon la direction (ANOVA à deux facteurs). L'étendue du mouvement variait selon la direction du mouvement comme chez les sujets valides, sans différence entre groupes. Le pic de vitesse moyen du mouvement est de 0.87 m/s ± 0.04 ; Il varie selon la direction du mouvement (ANOVA F147,5=59.6 p<0.001),.avec un effet groupe modéré mais significatif (F147,3=4.5 p<0.01) (Figure 2, en bas).

Par contre, pour la visée haute, la hauteur maximum était légèrement mais significativement plus basse chez les sujets tétraplégiques C6 (48 cm ± 0.05) que chez les sujets valides ou les tétraplégiques C7 (50 cm ± 0.03). Pour ce paramètre, l'analyse de variance (ANOVA) montre qu'il existe un effet du groupe (F147,3=8.1 p<0.001) et de la direction du mouvement (F147,5=3.3 p<0.01). Les patients C6 se rapprochent des sujets

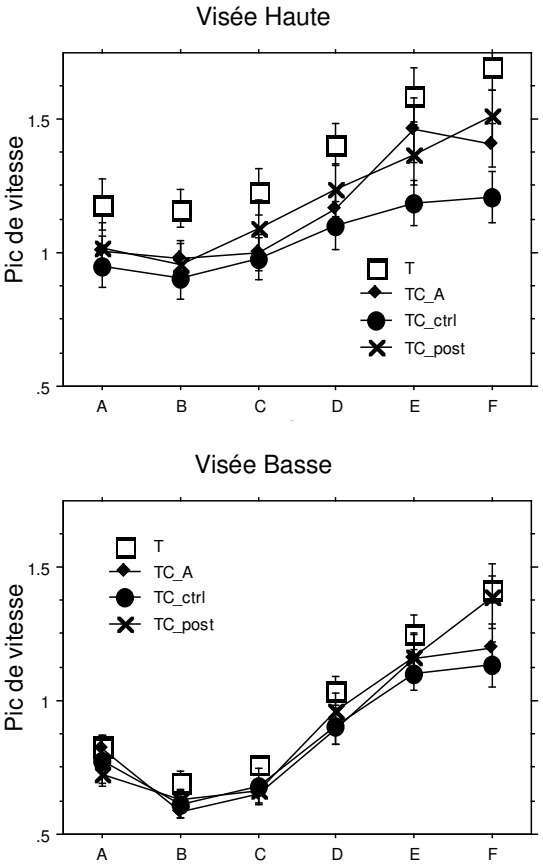


Figure 4. Vitesse maximum du mouvement de visée. Même légende que la figure 2

valides surtout dans la partie centrale du champ de travail

(diagonales 60-90°), mais s'en écartent aux extrêmes. Les patients qui ont une paralysie incomplète du triceps (C7) ou une restauration partielle de leur force en post opératoire ont des résultats intermédiaires.

L'étendue du mouvement de visée haute est plus faible chez les sujets tétraplégiques C6 avant ou après intervention (40 cm ± 0.03), que chez les sujets valides ou les tétraplégiques C7 (42 cm ± 0.03) (effet du groupe $F_{147,3}= 3.9$ $p=0.01$ et de la direction du mouvement $F_{147,5}=174.4$ $p<0.001$). Les différences entre groupes sont surtout manifestes dans la partie interne de l'espace de travail (Figure 3, diagonales A et B)).

Le pic de vitesse moyen chez les tétraplégiques de tous les groupes est significativement plus bas que la valeur observée chez les sujets valides (patients C6 : 1.05 m/s ± 0.04, C7 : 1.17 m/s ± 0.05 ; post op 1.2 m/s ± 0.05). Il existe une différence significative entre les patients C6 et les patients post opératoires. Le pic de vitesse varie significativement selon la direction du mouvement (ANOVA $F_{147,5}=15.9$ $p<0.001$). et le groupe ($F_{147,3}=12.6$ $p<0.001$) (Figure4).

Chez les sujets valides la vitesse du mouvement est d'environ 40% plus importante pour la visée haute que pour la visée basse, indépendamment de la direction du mouvement (à notre connaissance cet effet n'est pas documenté dans la littérature). Les patients tétraplégiques C6 effectuent la visée haute à une vitesse plus élevée que la visée basse, mais cet effet est plus faible que chez les sujets valides, et dépend de la direction. Dans le secteur le plus externe (O-30°, indiqués par E-F sur la figure 4) la vitesse reste la même, de l'ordre de 1.1 m/s. Par contre, dans les secteurs relativement internes (A-D), ils sont capables d'augmenter notablement la vitesse de la visée, tout en restant plus lents que les sujets valides. Les patients qui ont une paralysie incomplète de l'extension du coude (patients C7 et C6 post-op) ont des résultats intermédiaires.

On retrouve la corrélation entre le pic de vitesse et l'étendue du mouvement chez tous les tétraplégiques, que ce soit pour la visée basse ($r2= 0.694 – 0.993$) ou la visée haute ($r2= 0.484 – 0.967$) sauf chez un patient C6.

IV. Discussion et conclusion

L'ensemble des résultats obtenus avec les mouvements de visée basse montrent une conservation surprenante de la cinématique des mouvements, malgré la nécessité imposée par la tâche d'effectuer une extension du coude. Les patients C6 effectuent donc une extension du coude malgré la paralysie de leurs extenseurs du coude. L'hypothèse habituellement retenue en clinique est qu'ils utilisent les propriétés inertielles de leur avant bras qui, sous l'effet de la pesanteur et grâce à une rotation externe du bras, permet une extension du coude. L'analyse des rotations articulaires présentée en [3], contredit cette hypothèse car elle montre que toutes les rotations (de l'épaule et du coude) sont synchrones, ce qui n'est pas en faveur d'une extension du coude secondaire à un mouvement de l'épaule mais suggère plutôt une maîtrise des interactions dynamiques du membre supérieur générées par le mouvement de l'épaule. Ces interactions dynamiques, qui dépendent des propriétés gravito-inertielles du bras et de sa posture, résultent du couple actif créé au niveau de l'épaule, transmis par une chaîne de réaction à toutes les articulations. Ces interactions sont donc capables de provoquer une extension du coude, qui reste toutefois inférieure en amplitude à celle des sujets valides. La compensation quasi complète de la déficience du coude fait intervenir aussi des modifications de l'amplitude des rotations articulaire dans l'épaule, en particulier au niveau de l'omoplate, adaptées à la direction de la cible [3]. Ces mécanismes semblent atteindre leur limite dans les secteurs internes de l'espace de travail, où la hauteur et l'étendue du mouvement de visée sont légèrement réduites.

Les résultats obtenus lors de l'épreuve de visée haute montrent que ces mécanismes de compensation sont insuffisants. Les patients tétraplégiques effectuent des mouvements moins hauts et moins amples que les sujets valides, avec un pic de vitesse inférieur. L'étendue et la hauteur du mouvement sont limitées surtout dans les secteurs internes de l'espace de travail, alors que la vitesse apparaît surtout limitée dans les secteurs externes de l'espace de travail. Ce travail demanderait à être repris avec des délais d'observation des patients largement plus longs. En effet, pour ce qui concerne les résultats après chirurgie de transfert musculo-tendineux, les patients ont été évalués entre 3 et 6 mois après l'intervention , alors qu'il est maintenant acquis que la coordination du membre supérieur après ce type d'intervention (évaluée dans d'autres type de tâches) peut s'améliorer pendant plusieurs années [5].

Les mécanismes biomécaniques grâce auxquels les patients tétraplégiques effectuent une extension du coude demeurent imparfaitement compris. D'autres auteurs ont montré par des calculs dynamiques inverse que des mouvements bi-articulaires effectués dans le plan pouvait être exécutés grâce à la dynamique créée par l'articulation proximale (l'épaule), et que le faible couple actif de l'articulation distale ne servait qu'à ajuster les détails du mouvement [6]. Cet effet serait spécifique de la dextérité motrice du coté dominant [7]. Il est probable qu'il en soit de même pour les gestes 3D effectués par tous nos sujets, valides comme tétraplégiques, mais cela demanderait à être confirmé par une analyse dynamique. Cela soulève la question générale du rôle des muscles extenseurs du coude et en particulier de l'effet bénéfique des transferts tendineux, largement documenté en clinique [2] [8]. Notre hypothèse est que le transfert agit en permettant une certaine raideur du coude, capable d'améliorer la stabilité du bras et donc de faciliter son contrôle [9] par les articulations proximales, au niveau du complexe scapulaire.

Au delà de l'amélioration des gestes de type balistiques, il est probable que d'autres effets permettent d'expliquer l'amélioration fonctionnelle largement reconnue de ce type de transfert musculo-tendineux, en particulier la capacité de garder une posture pour fixer la main dans un espace 3D large et/ou dans des secteurs clés comme devant la face.

Contrairement aux mouvements de visée basse, dans lesquels les résultats sont "trop bons" dans l'ensemble de la population de patients, les épreuves de visée haute pourraient

permettre de développer des méthodes d'évaluation de l'efficacité des méthodes thérapeutiques et de la qualité de l'intégration du transfert musculo-tendineux dans la coordination motrice, comme cela a été montré pour des gestes d'élévation du bras [5]. Il serait également important de pouvoir analyser la cinématique et la dynamique des gestes du membre supérieur des tétraplégiques pour pouvoir faire progresser les techniques de stimulation électrique fonctionnelle [10]. Ainsi, il serait possible de concevoir des systèmes d'assistance visant à améliorer la stabilité du coude, de façon à faciliter un contrôle naturel à partir des mouvements de l'épaule, plutôt que de tenter de substituer à ce contrôle moteur physiologique un système entièrement artificiel de contrôle de l'ensemble du membre supérieur.

REMERCIEMENTS

Nous remercions les professeurs B. Bussel, O. Dizien et M. Revol et M. Combeaud pour leur aide. A.R-B est chercheur INSERM, G.H. a reçu une bourse du Ministère de la Culture, de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche du Luxembourg. Ce travail a reçu le soutien de la fondation EDF.

REFERENCES

[1] Revol, M., Cormerais, A., Laffont, I., Pedelucq, J.P., Dizien, O., Servant, J.M. Tendon transfers as applied to tetraplegia. Hand Clinics, 2002, vol 18 pp 423-439.

[2] Laffont, I., Briand, E., Dizien, O., Combeaud, M., Bussel, B., Revol, M., Roby-Brami, A. Kinematics of prehension and pointing movements in lC6 quadriplegic patients. Spinal Cord, 2000, vol 38, pp 354-362.

[3] Hoffmann, G., Laffont, I., Roby-Brami, A. Co-ordination of reaching movements in patients with a cervical spinal cord injury. Current Psychology of Cognition, 2002, vol 21, pp 305-340.

[4] Hoffmann, G., Laffont, I., Hanneton, S. Roby-Brami, A., How to extend the elbow with a weak or paralysed triceps? Control of arm kinematics for aiming in C6-C7 quadriplegic patients. Neuroscience, 2006, vol 139, pp 749-765..

[5] Remy-Neris, O., Milcamps, J., Chikhi-Keromest, R., Thevenon, A., Bouttens, D., Bouilland, S., Improved kinematics of unrestrained arm raising in C5-C6 quadriplegic subjects after deltoid-to-triceps transfer. Spinal Cord, 2003, vol 41, pp 435-445

[6] Dounskaia, N.V., Ketcham, C.J., Stelmach, G.E., Influence of biomechanical constraints on horizontal arm movements. Motor Control, 2002, vol 6, pp 366-387.

[7] Sainburg, R.L., Kalakanis, D., Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. J Neurophysiol, 2000, vol 83, pp 2661-2675.

[8] Mulcahey, M.J., Lutz, C., Kozin, S.H., Betz, R.R., Prospective evaluation of biceps to triceps and deltoid to triceps for elbow extension in tetraplegia. J Hand Surg [Am] 2003, vol 28, pp 964-971.

[9] Perreault, E.J., Crago, P.E., Kirsch, R.F., Postural arm control following cervical spinal cord injury. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2001, vol 9, pp 369-377.

[10] . Popovic, D., Popovic, M., Nonanalytical control for assisting reaching in humans with disabilities. In: Winters JM, Crago PE, editors. Biomechanics and neural control of posture and movement. New York: Springer-Verlag, 2000, pp 535-550.

Réponses des sujets âgés face à des situations de préhension avec obstacle comparées à des sujets adultes

M. GERONIMI[1] & P. GORCE[2]
Laboratoire d'Ergonomie Sportive et Performance EA 3162
UFR STAPS Université du Sud Toulon Var - BP 132 - 83957 La Garde Cedex- France
Mails: 1: marie.geronimi@univ-tln.fr - 2: philippe.gorce@univ-tln.fr

Résumé: Les difficultés de préhension peuvent représenter une entrave à l'autonomie et au maintien des personnes âgées à leur domicile. La connaissance des capacités et des limites de la population à mobilité réduite permettrait de concevoir des environnements adaptés pour la vie quotidienne. Notre protocole se propose de comparer une population d'adultes et de seniors lors de mouvement de préhension avec obstacle afin d'observer les effets du vieillissement et d'envisager de nouvelles perspectives d'assistance.

INTRODUCTION

Actuellement, il existe différents dispositifs d'aide à la préhension destinés aux personnes à mobilité réduite tels que l'utilisation de tapis antidérapant, de verre à bec, à anse ou plombé, de thermos à pompe, de pince à stylos, de fixe bocaux, d'ouvre boite fixe, etc… Cependant ces systèmes restreignent la personne à un nombre limité d'actions de préhension. La solution apportée agit directement sur l'objet et non sur les causes de la difficulté ou l'incapacité à le manipuler. Si les nécessités de la tâche requièrent un objet qui n'a pas été adapté ou si un obstacle apparaît, la saisie devient alors difficile voire impossible. En ce sens, il semble intéressant d'envisager le problème de façon inverse et d'agir sur les causes plutôt que sur les conséquences des difficultés que rencontrent les personnes âgées à exécuter un mouvement de préhension d'autant plus que les données actuelles concernant cette population sont limitées.

Diverses études se sont intéressées au mouvement de préhension et ont permis, à partir de différents protocoles expérimentaux, de mettre en évidence les paramètres et les invariants qui caractérisent le mouvement en environnement dégagé [1] [2] [3] [4]. Les recherches se sont alors focalisées sur des conditions de saisie plus complexes qui font intervenir la présence d'obstacle (Tabl. I). Ces dernières mettent en évidence un effet de l'encombrement de la zone de saisie sur le mouvement de préhension qui se traduit par une modification des composantes de transport et de saisie. En effet, la présence d'obstacle représente une obstruction perceptive et physique que le Système Nerveux Central (SNC) doit prendre en considération pour éviter la collision, ce qui, par conséquent, affecte la performance du mouvement [5]. L'évitement d'obstacle provoque une modification de la trajectoire du poignet qui semble maintenir une distance constante avec l'obstacle [6] [7]. La cinématique de la phase de transport de la main s'en trouve nécessairement modifiée et se caractérise par une augmentation du temps total de mouvement, et une diminution de la vitesse maximale du poignet [8] [9] [10]. Il a été montré une relation de proportionnalité entre le temps de mouvement et la distance obstacle/objet [11]. Par ailleurs, l'ouverture maximale de la pince manuelle diminue pour éviter les risques de collision avec l'obstacle [8] [9]. Une modification de la phase de transport causée par la présence d'un obstacle affecte la phase de saisie et réciproquement [12].

TABLEAU I
PRINCIPALES ÉTUDES SUR LE MOUVEMENT DE PRÉHENSION AVEC OBSTACLE

Études	Age des sujets	Principaux résultats de l'étude
Saling et al. (1998)	21 ans[a]	- Augmentation du temps total - Augmentation de la vitesse max[b].
Tresilian (1998)	27-32 ans	- Augmentation du temps total - Diminution de la vitesse max[b]. - Diminution de l'ouverture max[b].
Castiello et al. (1999)	18-25 ans	- Augmentation du temps total - Diminution de l'ouverture max[b].
Mon Williams et al. (2001)	21-24 ans	- Augmentation du temps total - Diminution de la vitesse max[b]. - Diminution de l'ouverture max[b].
Albert et al. (2002)	19-26 ans	- Augmentation du temps total - Diminution de l'ouverture max[b].
Biegstraaten et al. (2003)	?	- Augmentation du temps total

[a] Age moyen, [b] Maximale.

Ces études mettent en évidences les caractéristiques de la préhension humaine et permettent de générer des modèles. Cependant, les biomécaniciens utilisent des données géométriques et inertielles trop générales pour fournir des valeurs adaptées à des sujets particuliers (pathologiques, handicapés ou âgés).

Récemment, Tresilian et al. [13] ont comparé les réponses entre un groupe d'adultes (de 18 à 24 ans, moyenne d'age 21 ans) et trois groupes d'enfants (7-8 ans, 9-10 ans et 11-12 ans) face à des situations de saisie avec évitement d'obstacle. En accord avec les études antérieures [8] [9] [10], il apparaît, chez l'adulte, une augmentation du temps total de mouvement, une diminution de la vitesse du poignet et une diminution de l'ouverture maximale de la pince manuelle. L'effet est moindre quand la distance obstacle/objet augmente. Chez l'enfant, les auteurs montrent le même type d'interaction mais avec des amplitudes différentes. L'obstacle continue à affecter le mouvement même si il ne provoque pas d'obstruction physique. Il semblerait que les enfants accordent plus d'importance à la probabilité de collision que les adultes et nécessitent plus de retours visuels pour contrôler le mouvement. Qu'en est-il de l'évolution due à l'avancée en âge? Faut-il s'attendre à une dégradation, une persistance ou une adaptation des stratégies de préhension établies à l'âge adulte? Les études jusqu'alors menées sur le mouvement de préhension avec obstacle portent sur une population d'adultes relativement jeunes (entre 21 et 32 ans) lorsque celle-ci est précisée. De ce fait, les résultats ne peuvent objectivement pas être étendus à l'ensemble de la population humaine.

A l'heure actuelle, il n'existe pas, à notre connaissance, de données concernant le mouvement de préhension en milieu encombré pour une population âgée. Pourtant, des personnes présentant une déficience motrice peuvent mettre en évidence des difficultés qu'un individu sain ne percevra pas et adopter des processus de compensation, en particulier au niveau des coordinations motrices. A travers un protocole expérimental, nous allons tenter de mettre en évidence les capacités et les limites de personnes âgées confrontées à des situations de saisie complexes avec obstacle en comparaison avec les réponses d'une population de jeunes adultes.

MÉTHODE

A. Population

La population étudiée se compose de 10 sujets masculins dont 5 adultes de 18 à 35 ans et 10 seniors de 65 à 74 ans qui ont donné leur consentement pour participer à cette expérimentation. Tous présentent une dominance de la main droite et une vision correcte (avec ou sans correction) et aucun ne souffrent de pathologie neurologique ni de lésion grave du membre supérieur.

B. Appareillage

Les sujets sont équipés à la main droite d'un gant de données de type Cyberglove (Virtual Technologies, Palo Alto, CA) composé de 22 capteurs piezoélectriques qui donnent une mesure directe et continue des flexions angulaires pour chaque articulation de la main et le déplacement 3D du poignet grâce à un capteur électromagnétique (The Flock of Birds, Ascension Technology. Inc, Burlington, Vermont, USA). Les mouvements ont également été capturés par le système optoélectronique Vicon (Vicon System, Oxford Metrics Inc.) composé de six cameras infrarouges, positionnées en hauteur autour de la zone de travail. Au total, 34 marqueurs réfléchissants ont été placés au niveau de la tête, du buste, des épaules, du bras, du coude, de l'avant-bras et du poignet droit, de la face dorsale de la main droite, des articulations du pouce et des phalanges distales de chaque doigt afin de recueillir les données cinématiques au cours du mouvement (Fig.1). Avant chaque session, une procédure de calibrage statique et dynamique est réalisée pour le système Vicon. La fréquence d'échantillonnage était de 60 hertz pour le Cyberglove et de 120 hertz pour le Vicon pour une période d'enregistrement de 6 s.

C. Procédure

A la suite d'une série de 12 postures types permettant de calibrer individuellement le gant de données, il est demandé au sujet d'effectuer toutes les opérations nécessaires afin de saisir l'objet présenté et de le poser dans une position finale sans déplacer ni toucher l'obstacle éventuel. Au début de chaque condition, la main droite du sujet est placée au point de départ P0 (Fig.2), face palmaire, de façon à ce que les extrémités du pouce et de l'index soient en contact et les autres doigts en extension.

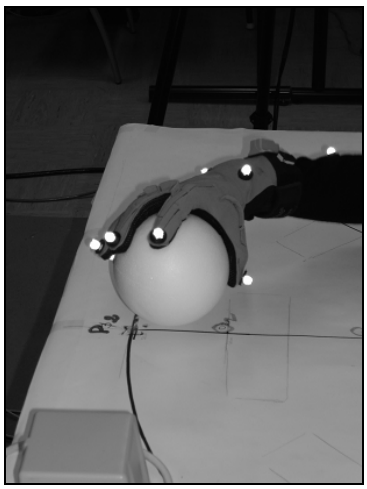


Fig. 1 Utilisation combinée du gant Cyberglove et du système optoélectronique VICON.

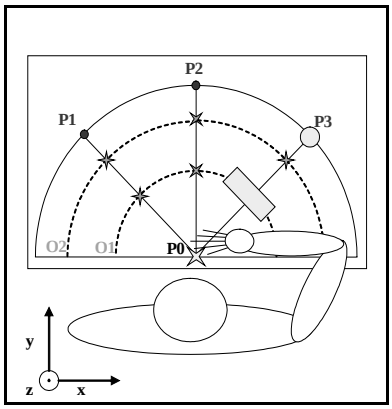


Fig. 2 Schématisation du protocole expérimental.

D. Conditions étudiées

L'objet à saisir est une sphère de polystyrène d'une masse d'environ 20g et de 5,5 cm de diamètre, située à une distance de 50 cm en positions P1, P2 ou P3 (Fig.2). Différentes tailles (10, 15 et 20 cm) d'obstacle sont successivement employées. Ces derniers sont placés à 15 ou 25 centimètres part rapport à P0. Chaque sujet exécute 39 situations (3 axes x 6 obstacles x 2 positions + 3 contrôles) de façon randomisée pour éviter tout effet d'ordre. La condition de référence (contrôle) consiste en une saisie dépourvue d'obstacle pour chaque position d'objet.

RÉSULTATS

A. Effet de la présence d'obstacle chez l'adulte

La population d'adultes à réalisé avec succès l'ensemble des conditions proposées.

Au regard de l'analyse statistique réalisée, le temps total de mouvement (T_{tot}) se trouve significativement plus long pour les essais avec obstacle versus sans obstacle (2,82 s +/- 0,4 vs 2,62 s +/- 0,6 ; p<0,01). On observe également un effet de la taille de l'obstacle sur T_{tot} (F=11,57 ; p<0,01) avec une différence significative entre les 2 tailles d'obstacle (p<0,01) ainsi qu'un effet de la position de l'obstacle sur T_{tot} (F=10,13 ; p<0,01) avec une différence significative entre les deux positions d'obstacle (p<0,01) (fig. 3).

La hauteur maximale du poignet (H_{max}) augmente significativement pour les conditions avec obstacle versus sans obstacle (19,54 cm +/- 9,26 vs 10,19 cm +/- 3,31 ; p<0,01). Par contre, il a été observé un effet de la taille de l'obstacle (F=29,48 ; p<0,01) et un effet de la position de l'obstacle (F=29,56 ; p<0,01) sur H_{max}, sans pour autant observer de différences significatives entre les deux tailles d'obstacle OB1 & OB2, ni entre les deux positions d'obstacle O1 & O2.

La vitesse maximale du poignet (V_{max}) apparaît significativement supérieure pour les conditions avec obstacle, par rapport aux conditions sans obstacle (202,69 cm/s +/- 51,43 vs 157,44 cm/s +/- 33,53 ; p<0,01). L'analyse de la variance fait apparaître un effet de la taille de l'obstacle (F=22,38 ; p<0,01) ainsi qu'un effet de la position de l'obstacle (F=21,44 ; p<0,01) sur V_{max} mais il n'apparaît pas de différences significatives entre les deux tailles d'obstacle OB1 & OB2, ni entre les deux positions d'obstacle O1 & O2.

B. Comparaison populations Adulte/Âgée

Certains sujets âgés ont été dans l'incapacité de réaliser le mouvement dans certaines conditions notamment lorsque l'obstacle est placé en position O2 sur l'axe P1 et a été noté "échec".

Les premiers résultats montrent des différences de stratégies évidentes entre les deux populations.

En effet, il apparaît clairement une préférence aux personnes âgées à utiliser le contournement d'obstacle plutôt que le franchissement direct d'autant plus que l'obstacle et grand et éloigné alors que le contournement n'apparaît pas systématiquement chez les sujets adultes.

Les effets des propriétés de l'obstacle sont comparables à ceux observés chez les adultes. Néanmoins, il semblerait que les personnes âgées apparaissent plus affectés par les obstacles de grandes tailles que les adultes ce qui se traduit par une augmentation du temps total de mouvement et une baisse de la vitesse maximale.

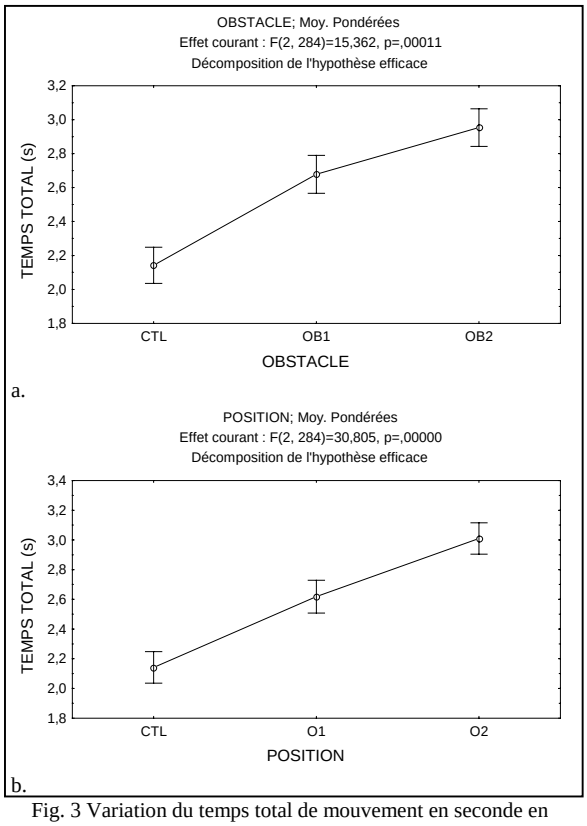


Fig. 3 Variation du temps total de mouvement en seconde en fonction de la taille (a.) et de la position (b.) de l'obstacle chez l'adulte.

CONCLUSION & PERSPECTIVES

Les demandes des milieux médicaux, sportifs, industriels sont multiples et ne vont cesser de s'accroître puisqu'ils s'accompagnent du vieillissement de la population. Dans ce contexte, la biomécanique permet d'analyser les problèmes liés à un déficit du comportement moteur et proposer des méthodes d'évaluation afin d'envisager des systèmes d'aides adaptés. A terme, l'objectif est la modélisation du mouvement de préhension des personnes à mobilité réduite afin de répondre d'une part à une attente sociale et d'autre part, apporter des connaissances d'intérêt scientifique. La prise en compte des capacités de préhension des personnes âgées devrait être utilisée dans la conception et la construction d'espaces tels que les maisons de retraite, les hôpitaux mais également l'aménagement des lieux de vie en adaptant les habitations (cuisine, salle de bain) ou les moyens de transport (bus, voiture) dans un souci de prolonger leur autonomie.

RÉFÉRENCES

[1] M. Jeannerod, "The timing of natural prehension", *Journal of Motor Behavior,* vol. 13, pp. 235-254, 1984.

[2] M. Jeannerod, "The neural and behavior organization of goal-directed movements", Oxford, Clarendon Press, 1988.

[3] R. Martenuik, J. Leavitt, C. Mackenzie & S. Athenes, "Fonctional relationship between grasp and transport components in a prehension tash", *Human Movement Science*, vol. 9, pp. 149-176, 1990.

[4] Y. Paulignan, V. Frak, I. Toni & M. Jeannerod "Influence of object position and size on human prehension movements", *Exp Brain Res*, vol. 114, pp. 226-234, 1997.

[5] S. Jackson, G. Jackson & J. Rosicky, "Are non-relevant objects represented in working memory? The effect of non-target objects on reach and grasp and grasp kinematics", *Exp Brain Res*, vol.102, pp. 519-530, 1995.

[6] P. Sabes & M. Jordan, "Obstacle Avoidance and a Perturbation Sensitivity Model for Motor Planning", The Journal of Neuroscience, vol. *17*, no.18, pp. 7119–7128, 1997.

[7] M. Saling, J. Alberts, G. Stelmach & J. Bloedel, "Reach-to-grasp movements during obstacle avoidance", *Exp Brain Res*, vol. 118, pp. 251-258, 1998).

[8] J. Tresilian, "Attention in action or obstruction of movement? A kinematic analysis of avoidance behavior in prehension", *Exp Brain Res*, vol. 120, pp. 352-368, 1998.

[9] U. Castiello, D. Badcock & K. Bennett, "Sudden and gradual presentation of distractor objects: differential interference effects", *Exp Brain Res*, vol. 128, pp. 550–556, 1999.

[10] M. Mon-Williams, J. Tresilian, V. Coppard & R. Carson, "The effect of obstacle position on reach-to-grasp movements", *Exp Brain Res*, vol. 137, pp. 497–501, 2001.

[11] M. Biegstraate, J. Smeets, & E. Brenner, "The influence of obstacles on the speed of grasping", *Exp Brain Res*, vol. 149, pp. 530-534, 2003.

[12] J. Alberts, M. Saling & G. Stelmach, "Alterations in transport path differentially affect temporal and spatial movement parameters", *Exp Brain Res*,vol.143, pp. 417-425, 2002

[13] J. Tresilian, M. Mon-Williams, V. Coppard & R. Carson, "Developmental Changes in the Response to Obstacles During Prehension", *Journal of Motor Behavior*, Vol 37, No 2, pp 103-110, 2005.

Paramètres discriminants de la qualité de l'équilibre fournis par l'analyse de la montée et la descente d'une marche

[1]V. Michel-Pellegrino, [1]H. Amoud, [1]D. Hewson, [2]JY. Hogrel, [1]J. Duchêne
[1] Université de Technologie de Troyes (UTT), FRE CNRS 2732, ISTIT: M2S, 12 rue Marie Curie, TROYES, France.
[2] Institut de Myologie, Paris, France
valerie.michel@utt.fr, hassan.amoud@utt.fr, david.hewson@utt.fr, jy.hogrel@myologie.chups.jussieu.fr, jacques.duchene@utt.fr

Résumé —**L'objectif général de l'étude est de rechercher des paramètres pertinents pour analyser la qualité de l'équilibre statique et dynamique. 10 sujets contrôles et 14 sujets âgés ont été analysés. Le protocole expérimental a consisté à réaliser un pas à partir d'une posture initiale quasi-statique pour monter sur une petite marche, y rester le plus stable possible pendant 10 secondes puis descendre de la marche en effectuant un pas vers l'arrière. Les mouvements de montée et de descente de la marche ont permis l'analyse de l'équilibre dynamique, et la phase de maintien de la posture sur la marche a permis l'analyse de l'équilibre statique. Les paramètres sélectionnés pour l'analyser l'équilibre dynamique sont relatifs aux forces de réactions mesurées selon les trois axes de l'espace (impulsion, accélération du centre de gravité et vitesse du centre de gravité) et aux durées des différentes phases constituant le mouvement de montée et de descente. Les paramètres sélectionnés pour analyser l'équilibre statique sont relatifs aux caractéristiques géométriques et temporelles du centre de pression (longueur, vitesse moyenne, amplitude des déplacements, surface couverte), à l'aspect fréquentiel du signal stabilométrique (analyse du spectre de puissance, fréquence centroïdale) et aux mesures stochastiques (organisation de la trajectoire). Cette étude a mis en évidence que la montée, la descente et le maintien de la posture sur le plateau sont des tâches motrices efficaces pour extraire des paramètres pour différencier le groupe « contrôle » du groupe « âgé » i.e. pour évaluer la qualité de l'équilibre statique et dynamique. La réalisation de la descente a permis d'extraire les paramètres les plus discriminatifs des sujets du groupe « âgé ». Les paramètres extraits dans cette étude peuvent être utilisés, pour établir un diagnostic et un suivi du sujet âgé et déterminer un seuil critique de sa qualité de l'équilibre.**

I. INTRODUCTION

L'ampleur et la gravité des chutes chez le sujet âgé dans son environnement quotidien constituent un problème de santé publique important en raison de leur fréquence et de leurs conséquences médicales et sociales. Selon le Comité Français d'Education pour la Santé : *« Les chutes et leurs conséquences sont un problème majeur : plus de 2 millions de personnes de 65 ans et plus chutent chaque année, entraînant plus de 9 000 morts en particulier chez les plus de 75 ans (plus de 8 000 décès). Après 65 ans, 1 personne sur 3 fera au moins une chute dans l'année. Les chutes sont la première cause de mortalité chez les plus de 65 ans [1]. »*. Ces chutes sont responsables d'une morbidité importante (50 000 fractures de l'extrémité supérieure du fémur, par an) [2], et d'une mortalité évaluée à plus de 9 000 décès par an en France, soit plus de morts que par accident de la route. Le coût annuel médical des chutes est considérable : il est estimé à environ deux milliards d'euros pour la France [3].

Comprendre le mécanisme de chute implique d'analyser la qualité de l'équilibre postural. A ce jour, la littérature présente divers tests d'évaluation de l'équilibre postural et du risque de chute. En clinique, un large choix de tests a été proposé pour évaluer l'équilibre et identifier le sujet âgé « chuteur ». Les tests les plus courants sont : *« Four Square Step Test » (FSST)* basé sur la réalisation de pas rapides et d'évitement d'obstacles [4]; le *« Timed Up and Go Test » (TUG)* qui consiste à mesurer le temps mis par le sujet pour se lever d'une chaise, marcher 3 mètres à vitesse spontanée, faire demi-tour, marcher et s'asseoir [4] [5] [6]; le *« Six-minute Walk Test »* (6MW) qui mesure la distance maximale qu'une personne peut faire en 6 minutes [4] [5] et le *« Berg Balance Scale »* (BBS) qui évalue la mobilité par la réalisation de tâches telles que s'asseoir, se relever, se mettre en appui sur une jambe, tourner à 360 [4] [5].

Toutefois, bien que ces tests aient montré leur capacité à identifier des risques de chute dans l'année, ils ne peuvent pas identifier les changements progressifs. De ce fait, ils sont inadaptés à un test quotidien ; il s'avère donc nécessaire d'approfondir les recherches qui visent à détecter un comportement à risque et à prévenir la chute.

Ainsi, l'objectif général de notre projet PARAChute, est d'analyser la qualité de l'équilibre, statique chez le sujet âgé (en l'absence de mouvement) et dynamique (en mouvement), afin de déceler des modifications biomécaniques rendant compte d'une évolution vers un risque de chute. Pour mener à bien cet objectif, ce projet s'attelle à respecter les critères suivants:

- Rechercher les paramètres pertinents pour caractériser l'équilibre statique et dynamique et les tester dans un cadre contrôlé tant par la qualité du dispositif de mesure que par le choix des populations de référence utilisées.
- Utiliser chaque personne comme sa propre référence pour en évaluer la qualité de l'équilibre et les tendances éventuelles à une dégradation.

- Définir un système autonome jusqu'à la production d'une signature relative à l'équilibre et communiquant pour qu'il puisse s'intégrer dans un système d'information centré sur la personne âgée.
- Définir un protocole d'alarme s'appuyant sur l'environnement immédiat de la personne.
- Réaliser un système capable de fournir des informations quantitatives sur la prise et le maintien d'équilibre d'une personne chez elle [7].

Dans le cadre du projet PARAChute, la présente étude constitue un travail préliminaire aux expérimentations qui seront menées par la suite dans les différents instituts spécialisés (EHPAD, Service de gérontologie…). Celle-ci a deux buts principaux :

1. Réaliser une analyse comparative entre une population de sujets âgés et une population contrôle pour identifier les paramètres les plus efficaces pour différencier les deux groupes i.e. déterminer des paramètres rendant compte de la qualité de l'équilibre statique et dynamique.
2. Déterminer des paramètres capables d'identifier les sujets âgés entre eux.

II. METHODE

Parmi les tâches locomotrices quotidiennes, la montée et la descente d'une marche constitue une tâche qui provoque une perturbation importante de l'équilibre et qui favorise le risque de chute chez le sujet âgé [8]. Ainsi, le protocole utilisé dans cette étude consiste à réaliser un pas à partir d'une posture initiale quasi-statique pour monter sur une petite marche, y rester le plus stable possible pendant 10 secondes puis descendre de la marche en effectuant un pas vers l'arrière (cf figure 1). Le mouvement est réalisé à vitesse spontanée. Les mouvements de montée et de descente de la marche permettent l'analyse de l'équilibre dynamique. La phase de maintien d'une posture la plus stable possible sur la marche, intercalée entre ces deux mouvements, permet l'analyse de l'équilibre statique.

10 sujets contrôles d'âge moyen 33.3 ± 7.4 a (groupe « contrôle ») et 14 sujets âgés d'âge moyen 73.3 ± 1.5 a (groupe « âgé ») ont été analysés à l'aide d'une plate-forme de force classique (Model 4060-08, Bertec Corporation, Columbus, Ohio, États-Unis) mesurant 83 mm de hauteur pour 600 mm de longueur et 400 mm de largeur. Celle-ci recueille les forces de réaction du sol selon les trois axes de l'espace (Rx, Ry, and Fz) et les trois moments correspondants (Mx, My, and Mz). Le centre de pression est alors déduit des forces de réaction du sol verticales et des moments. L'acquisition des données a été faite grâce au logiciel d'acquisition Protags (version 4.0, J.-Y. Hogrel, Institut de Myologie, Paris, France) réalisé sous Labview (Version 7.0, National Instruments Corporation, Austin, Texas, États-Unis). Une carte PCI-MIO16E1 DAQ a été utilisée pour collecter le signal (National Instruments, Austin, TX, USA) qui est échantillonné à 100Hz. Un filtre passe bas de 10 Hz a été utilisé et la fréquence de coupure a été de 10,5 Hz.

Les paramètres sélectionnés pour l'analyse du mouvement i.e. l'analyse de la montée et de la descente du plateau sont relatifs aux forces de réactions mesurées selon les trois axes de l'espace (impulsion, accélération du centre de gravité et vitesse du centre de gravité) et aux durées des différentes phases constituant le mouvement de montée et de descente. Les paramètres sélectionnés pour l'analyse de la statique, i.e. lorsque le sujet maintient une position la plus stable possible sur le plateau après réalisation du pas, sont répertoriés en trois catégories : la première regroupe les paramètres ne prenant en compte que les caractéristiques géométriques et temporelles du centre de pression (longueur, vitesse moyenne, amplitude des déplacements, surface couverte) [9]. La deuxième regroupe les paramètres qui prennent en compte l'aspect fréquentiel du signal stabilométrique (analyse du spectre de puissance, fréquence centroïdale) [9]. La troisième regroupe les paramètres de type stochastique (liés à l'organisation de la trajectoire) qui font référence à la modélisation de la trajectoire du centre de pression par des processus stochastiques comme les mouvements browniens fractionnaires (exposant de Hurst) [10].

Le logiciel SPSS (Statistical Package for Social Sciences (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) a été utilisé pour réaliser les analyses statistiques. Pour différencier le groupe « contrôles » du groupe « âgé », trois analyses discriminantes ont été appliquées aux paramètres mesurés pour la montée, la statique, et la descente. Elles ont été réalisées en utilisant la méthode pas à pas. Pour différencier les sujets du groupe « âgés » entre eux, trois analyses discriminantes ont été appliquées sur les paramètres des sujets âgés recueillis pour la montée, la statique et la descente. Les fonctions discriminantes ont été construites avec seulement les trois premières observations de chaque sujet et avec chaque sujet comme son propre « groupe ». La quatrième observation de chaque sujet a servi pour valider le modèle. Le critère d'inclusion était une probabilité de F inférieure à 0.05, et le critère d'exclusion une probabilité de F supérieure à 0.1.

III. RESULTATS

A. Identification des phases temporelles du mouvement de montée et de descente

L'analyse des tracés de forces de réaction enregistrées selon les trois axes de l'espace a permis de déterminer les phases temporelles qui constituent le mouvement de montée et de descente du plateau de forces.

Pour la montée, 3 instants principaux sont déterminés: le premier poser du pied sur le plateau (FC1m), le lever du pied du sol (FO2m) et le second poser du pied sur le plateau (FC2m). Ces trois instants ont permis de déterminer deux phases caractéristiques du mouvement de montée sur le plateau qui sont: une phase de double appui (STm) délimitée entre

FC1m et FO2m et une phase de simple appui (SWm) délimitée entre le FO2m et le FC2m.

Pour la descente, 4 instants principaux sont déterminés: l'instant des premières variations des tracés biomécaniques (t0), le premier lever du pied du plateau (FO1d), le premier poser du pied au sol (FC1d), le second lever du pied du plateau (FO2d). Ces quatre instants déterminent les phases caractéristiques du mouvement de descente du plateau qui sont : la phase des Ajustements Posturaux Anticipateurs (APA) déterminée entre le t0 et le FO1d, la phase de simple appui (SWd) délimitée entre FO1d et le FC1d et la phase de double appui (STd) délimitée entre le FC1d et le FO2d.

La période de posture statique débute 1 seconde après le FC2 et se termine 10 secondes après.

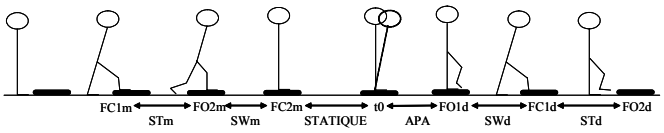


Fig1. Phases temporelles de montée et de descente du plateau.

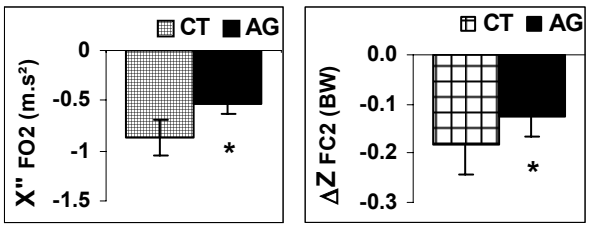
B. Analyse discriminante du groupe « âgé » et du groupe « contrôle »

Le taux de réussite de l'analyse discriminante est de 99%, 88% et 88% pour la montée, la descente et la statique respectivement.

Les paramètres discriminants pour la montée sont :

- L'accélération antéropostérieure au second lever du pied du sol : X''_{FO2}.
- La variation de vitesse au cours de la phase de simple appui : ΔZ_{FC2}
- L'impulsion verticale au second lever du pied du sol : IZ_{FO2}.
- La position moyenne du centre de pression selon l'axe antéropostérieur : MDISTAP .
- L'impulsion antéropostérieure au second poser du pied sur le plateau : IX_{FC2}.

Les valeurs moyennes ont montré que X''_{FO2}, ΔZ_{FC2} et IX_{FC2} étaient moins importants pour le groupe « âgé » que pour le groupe « contrôle ». En revanche, IZ_{FO2} et MDISTAP sont plus importants pour le groupe « âgé » que « contrôle » (cf tableau 1).



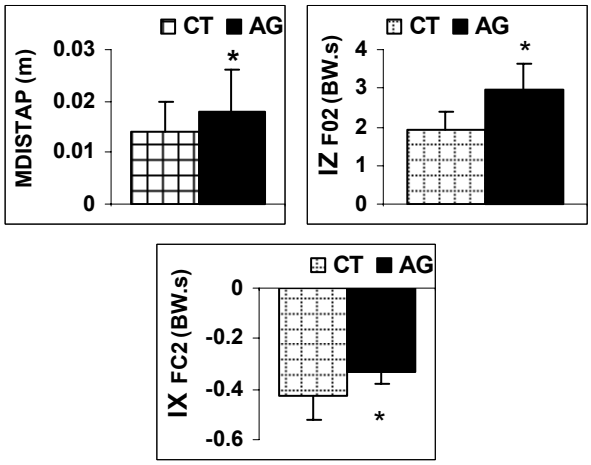
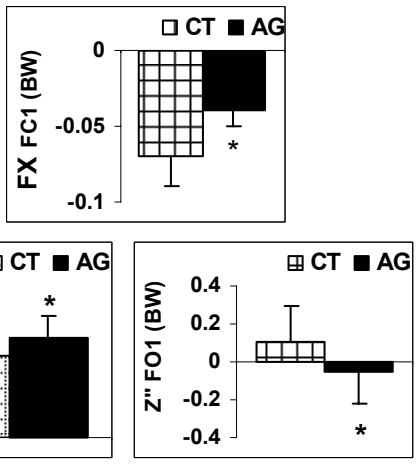


Fig.2 : Paramètres biomécaniques discriminants entre groupe âgé (AG) et le groupe contrôle (CT) pour la montée. * :F<0.05.

Les paramètres discriminants pour la descente sont :

- La force antéropostérieure au premier poser du pied au sol : Fx_{FC1}.
- L'accélération verticale au premier lever du pied du plateau : Z''_{FO1}.
- L'impulsion médiolatérale au second lever du pied du plateau : IY_{FO2}.
- La pente des forces de réaction verticale calculée au cours de la phase de double appui. Ce paramètre représente un indice de délestage du membre en appui sur le plateau de forces : URL .
- La durée totale du mouvement de descente : dTOTAL .

Les valeurs moyennes ont montré que Fx_{FC1}, Z''_{FO1}, IY_{FO2} et URL étaient moins importants pour le groupe « âgé » que pour le groupe « contrôle ». En revanche, dTOTAL est plus importants pour le groupe « âgé » que « contrôle » (cf tableau 1).



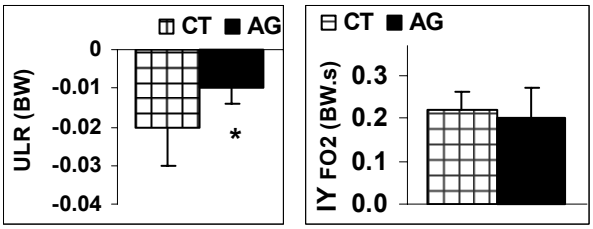


Fig.3 : Paramètres biomécaniques discriminants entre groupe âgé (AG) et le groupe contrôle (CT) pour la descente. * :F<0.05.

TABLEAU 1
VALEURS MOYENNES ET ECART-TYPES DES PARAMETRES RELATIFS A LA MONTEE ET A LA DESCENTE.

	Contrôle	Agé
Montée		
X''_{FO2} (m.s²)	-0.87 ±0.18	-0.52 ±0.14
ΔZ_{FC2} (m)	-0.05 ±0.03	-0.03 ±0.02
IZ_{FO2} (BW.s)	1.92 ±0.47	2.96 ±0.68
MDISTAP (m)	0.014 ±0.006	0.018 ±0.008
IX_{FC2} (BW.s)	-0.43 ±0.09	-0.33 ±0.05
Descente		
Fx_{FC1} (BW)	-0.07 ±0.02	-0.04 ±0.01
Z''_{FO1} (m.s²)	0.109 ±0.19	-0.0005 ±0.17
IY_{FO2} (BW.s)	0.22 ±0.04	0.20 ±0.07
URL	-0.02 ±0.01	-0.01 ±0.004
dTOTAL (s)	1.60 ±0.30	1.98 ±0.42

Les paramètres discriminants pour la statique sont :

- L'intersection de la droite de régression à long terme avec la droite verticale définie pour Δt=1 en échelle logarithmique calculée selon la méthode SDA [10]: KLRD.
- La dimension fractale : FD.
- L'exposant de Hurst à long terme calculé selon la méthode SDA: HLRD.
- La position moyenne du centre de pression : MDIST.
- La position moyenne du centre de pression selon l'axe antéropostérieur : MDISTAP.
- L'exposant de Hust à court terme selon l'axe médiolatéral selon la méthode SDA : HSML.
- La fréquence de dispersion du spectre selon l'axe médiolatéral: FREQDML.

C. Analyse discriminante des sujets du groupe « âgé »

Le taux de réussite de l'analyse discriminante est de 54%, 93% et 23% pour la montée, la descente et la statique respectivement.

Les paramètres discriminants pour la montée sont :

- La pente des forces verticales calculée sur la phase de double appui. Ce paramètre représente un indice de mise en charge du membre inférieur en appui sur le plateau de force : RL
- La variation de vitesse antéropostérieure, médiolatérale et verticale du centre de gravité mesurée sur la phase de simple appui: $\Delta X'_{FC2}$, $\Delta Y'_{FC2}$, $\Delta Z'_{FC2}$.
- La durée de la phase de simple appui : dSW.
- La vitesse de déplacement du centre de pression selon l'axe antéropostérieur et médiolatéral : MVELOAP, MVELOML .
- La position moyenne du centre de pression selon l'axe antéropostérieur : MDISTAP .

Les paramètres discriminants pour la descente sont :

- L'accélération antéropostérieure et verticale du centre de gravité au premier lever du pied du plateau : X''_{FO1} , Z''_{FO1} .
- La vitesse antéropostérieure du centre de gravité au premier lever du pied du plateau : X'_{FO1} .
- L'impulsion antéropostérieure au second lever du pied du plateau : IX_{FO2} .
- La pente des forces de réaction verticale calculée au cours de la phase de double appui : URL .
- La durée totale du mouvement de descente: dTOTAL .
- La durée de la phase de double appui : dST .

Les paramètres discriminants pour la statique sont :

- Vitesse moyenne du centre de pression : MVELO.
- Position moyenne du centre de pression selon l'axe médiolatéral : MDISTML.

IV. DISCUSSION

Le premier but de cette étude a été de déterminer des paramètres pertinents pour différencier le groupe « contrôle » du groupe « âgé ».

L'analyse discriminante a établi que le pourcentage de réussite est de 99%, 88% et 88% respectivement pour la montée, la descente et la posture statique.

Pour le maintien de la posture statique, les paramètres discriminants sont relatifs aux 3 catégories énoncées précédemment dans la méthode : paramètres géométriques et temporels du centre de pression (FD, MDIST, MDISTAP) (T.E. Prieto, et al., 1996), fréquentiels du signal stabilométrique (FREQDML) [9] et stochastiques (KLRD, HLRD, HSML) [10].

Les paramètres les plus discriminants relatifs à la montée et à la descente sont ceux rendant compte de la performance du

mouvement de montée et de descente (IX_{FC2}, IY_{FO2}, dTOTAL et MDISTAP), et ceux mesurés au cours des différentes phases du mouvement de montée et de descente (X''_{FO2}, ΔZ_{FC2}, X''_{FC1}, Z''_{FO1}, URL). Les valeurs moyennes de ces paramètres montrent que IY_{FO2}, IX_{FC2} sont moins importants pour le groupe « âgé » que le groupe « contrôle » et, à l'opposé, que dTOTAL et MDISTAP sont plus importants pour le groupe « âgé » que pour le groupe « contrôle ». L'indice de délestage URL ainsi que les paramètres X''_{FO2}, ΔZ_{FC2}, X''_{FC1}, Z''_{FO1} rendant compte de l'intensité des forces de réaction générées au cours des différentes phases du mouvement sont moins importants pour le groupe « âgé » que pour le groupe « contrôle ».

Ces résultats montrent que la montée, la descente et le maintien en posture statique sur le plateau de forces constituent des tâches motrices performantes pour discriminer les sujets en groupe « âgé » et en groupe « contrôle » et ainsi déterminer des paramètres rendant compte du niveau fonctionnel de l'équilibre statique et dynamique.

Les résultats relatifs au mouvement mettent en avant que les sujets âgés prennent plus de temps que les sujets « contrôle » pour générer des forces de propulsion d'intensité moindre à l'issue du mouvement. La performance globale du mouvement est donc réduite chez les sujets âgés relativement aux sujets contrôles confirmant l'altération du contrôle de l'équilibre dynamique chez nos sujets âgés. Toutefois, malgré l'altération de l'équilibre, les sujets âgés réussissent le mouvement. Les ajustements biomécaniques développés par le sujet âgé, pour contrôler l'équilibre et ainsi réussir le mouvement de montée et de descente, consistent à réduire l'intensité des forces de propulsion au cours des différentes phases du mouvement et à minimiser l'indice URL pour réaliser un délestage du membre inférieur en appui sur le plateau de force plus précautionneux. Ces paramètres qui rendent compte de la réduction de la performance du mouvement et des ajustements moteurs développés pour contrôler l'équilibre sont pertinents pour évaluer la qualité de l'équilibre dynamique.

Bien que les paramètres relatifs à la statique, la montée et à la descente présentent une grande efficacité discriminante, les meilleurs résultats sont obtenus pour les paramètres de montée avec un taux de réussite de classement de 99%. La montée sur une marche représente donc la meilleure tâche motrice pour différencier le groupe « âgé » du groupe « contrôle ».

Lors de la montée d'un escalier, la mise en charge du poids du corps est essentiellement réalisée par l'action concentrique des muscles extenseurs du genou et de la cheville du membre d'appui, alors que pour la descente d'un escalier l'acceptation du poids du corps est caractérisée par l'absorption d'énergie résultante du travail excentrique de ces mêmes muscles [11]. Etant donnée que la masse musculaire [12] et par conséquent la puissance [13] [14] et la force musculaire [12] [15] sont largement altérées chez le sujet âgé, la montée sur une marche serait plus efficace que la descente et que le maintien en posture statique pour discriminer le groupe « âgé » du groupe « contrôle », car l'action concentrique des muscles du membre d'appui sollicite une activité musculaire plus importante qu'en statique et au vu de la relation « force-longueur » nécessite de développer 3 fois plus de force que la contraction excentrique pour une charge donnée.

Le deuxième but de cette étude a été de déterminer des paramètres pertinents pour différencier les sujets du groupe « âgé ».

L'analyse discriminante appliquée au groupe « âgé », a montré que le taux de réussite de classement est de 54%, 64% et 23% respectivement pour la montée, la descente et la posture statique.

Pour la posture statique les paramètres les plus efficaces pour identifier les sujets âgés entre eux sont ceux prenant en compte les caractéristiques géométriques et temporelles du centre de pression (MVELO, MDISTML).

Pour la montée, les paramètres les plus efficaces pour identifier les sujets âgés entre eux sont ceux relatifs à la vitesse du centre de gravité mesurée à l'issue de la phase de simple appui ($\Delta X'_{FC2}$, $\Delta Y'_{FC2}$, $\Delta Z'_{FC2}$, dSW), à la mise en charge du membre inférieur sur le plateau de force (RL) et aux caractéristiques géométriques et temporelles du centre de pression (MVELOML, MVELOAP, MDISTAP). Pour la descente, les accélérations du centre de gravité (X''_{FO1}, Z''_{FO1}), la vitesse du centre de gravité (X'_{FO1}), l'impulsion (IX_{FC2}), l'indice de délestage du membre inférieur (URL) et les paramètres temporels de durée totale du mouvement (dTOTAL) et de double appui (dST) sont les plus discriminants.

Ces résultats montrent que les paramètres relatifs à la montée, à la descente et à la statique permettre distinguer les sujets âgés entre eux, et mettent en avant une hétérogénéité des sujets du groupe « âgé ». Ce caractère hétérogène rendrait compte d'une programmation motrice spécifique à chaque sujet âgé qui résulterait très probablement d'un niveau d'état fonctionnel du système sensori-moteur et ostéo-articulaire différent entre les sujets. De plus, l'hétérogénéité du groupe « âgé » serait favorisée par la réalisation du mouvement à vitesse spontané qui laisse le sujet libre de choisir sa vitesse de progression pour réaliser le mouvement.

Il est intéressant de remarquer, que la descente est plus efficace que la montée et la statique pour discriminer les sujets âgés entre eux. Le caractère hétérogène du groupe « âgé » est donc davantage marqué en descente. Au vu des lois de la biomécanique la réalisation d'un mouvement locomoteur à partir d'une posture initiale quasi-statique nécessite la rupture de l'équilibre postural. Le mouvement constitue donc une perturbation de l'équilibre et implique que le sujet développe des processus de contrôle de l'équilibre pour de pas chuter [16]. Parmi divers mouvements locomoteurs, la descendre d'un escalier perturbe davantage l'équilibre postural que la montée d'un escalier [17]. La descente de la marche vers l'arrière qui perturberait plus l'équilibre postural que la montée et le maintien de la posture statique nécessiterait de développer des processus de contrôle de l'équilibre plus importants qu'en montée. Dans notre groupe « âgé », il est probable que la

qualité de l'équilibre soit très variable d'un sujet à un autre entraînant ainsi une variabilité inter-sujets des mesures et par conséquent une discrimination plus marquée pour la descente.

V. CONCLUSION

Cette étude a mis en évidence que la montée, la descente du plateau de forces et le maintien de la posture sur le plateau sont des tâches motrices efficaces pour différencier un groupe « âgé » d'un groupe « contrôle ». Les paramètres identifiés ont un pouvoir discriminant de qualité de l'équilibre statique et dynamique fort. La réalisation de la descente de la marche a permis d'extraire les paramètres les plus discriminatifs des sujets du groupe « âgé ». L'ensemble de ces paramètres pourra être utilisé pour établir un diagnostic et un suivi du sujet âgé et déterminer un seuil critique de qualité de l'équilibre spécifique au sujet âgé. La détermination d'un tel seuil permettra d'envisager, si nécessaire, un suivi médical plus présent ou une aide à la locomotion afin d'éviter la chute.

REMERCIEMENTS

Cette étude a été réalisée dans le cadre du projet de recherche PARAChute (Personnes Agées et Risque de Chute), qui a été soutenue par le Ministère Français de la recherche (Grant 03-B-254), le Fond Social Européen (Grant 3/1/3/4/07/3/3/011), le Fond Européen de Développement Régional (Grant 2003-2-50-0014), le Conseil Régional de Champagne-Ardenne (Grant E200308251), et l'INRIA (Grant 804F04620016000081). Pendant la réalisation de cette étude, Valérie Michel-Pellegrino a été employée dans le cadre d'un stage de recherche Post-doctoral financé par le Conseil Régional Champagne-Ardenne.

REFERENCES

[1] "Comité Français d'Education pour la Santé, "Les clés du " bien vieillir ": prévention des chutes chez les seniors," Caisse Nationale de l'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés," *Dossier de presse*, vol. novembre, 2001.

[2] C. Baudoin, P. Fardellone, V. Potard, and J. L. Sebert, "Fractures of the proximal femur in Picardy, France, in 1987," *Osteoporos Int*, vol. 3, pp. 43-9, 1993.

[3] "Comité Français d'Education pour la Santé, "Prévention des chutes chez les personnes âgées: des conseils pour préserver l'autonomie et le bien-être de nos aînés," Caisse Nationale de l'Assurance Maladie des Travailleurs Salariés," *Dossier de presse*, vol. novembre, 2000.

[4] W. Dite and V. A. Temple, "A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 83, pp. 1566-71, 2002.

[5] T. M. Steffen, T. A. Hacker, and L. Mollinger, "Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds," *Phys Ther*, vol. 82, pp. 128-37, 2002.

[6] A. Shumway-Cook, S. Brauer, and M. Woollacott, "Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test," *Phys Ther*, vol. 80, pp. 896-903, 2000.

[7] M. Doussot, D. Hewson, and J. Duchêne, "A remote monitoring system for assessing balance quality," *9. 3rd European Medical and Biological Engineering Conference (EMBEC): Advancement of Medicine and Health Care through Technology, 20-25 November*, 2005.

[8] J. C. Archea, "Environmental factors associated with stair accidents by the elderly," *Clin Geriatr Med*, vol. 1, pp. 555-69, 1985.

[9] T. E. Prieto, J. B. Myklebust, R. G. Hoffmann, E. G. Lovett, and B. M. Myklebust, "Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 43, pp. 956-66, 1996.

[10] J. J. Collins and C. J. De Luca, "Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories," *Exp Brain Res*, vol. 95, pp. 308-18, 1993.

[11] B. J. McFadyen and D. A. Winter, "An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent," *J Biomech*, vol. 21, pp. 733-44, 1988.

[12] W. R. Frontera, V. A. Hughes, R. A. Fielding, M. A. Fiatarone, W. J. Evans, and R. Roubenoff, "Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study," *J Appl Physiol*, vol. 88, pp. 1321-6, 2000.

[13] S. Herman, D. K. Kiely, S. Leveille, E. O'Neill, S. Cyberey, and J. F. Bean, "Upper and lower limb muscle power relationships in mobility-limited older adults," *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, vol. 60, pp. 476-80, 2005.

[14] R. H. Whipple, L. I. Wolfson, and P. M. Amerman, "The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study," *J Am Geriatr Soc*, vol. 35, pp. 13-20, 1987.

[15] A. A. Vandervoort, "Aging of the human neuromuscular system," *Muscle Nerve*, vol. 25, pp. 17-25, 2002.

[16] S. Bouisset, *Relation entre support postural et mouvement intentionnel:approche biomécanique.*, vol. 5, 1991.

[17] J. E. Zachazewski, P. O. Riley, and D. E. Krebs, "Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects," *J Rehabil Res Dev*, vol. 30, pp. 412-22, 1993.

Une Nouvelle Orthèse Portable à Retour d'Effort Inspirée par la Morphologie

Philippe Garrec, Jean-Pierre Martins, Fabrice Gravez, Yvan Méasson, Yann Perrot
CEA-LIST
CEA Fontenay-aux-Roses
BP 6, 92265 Fontenay-Aux-Roses Cedex FRANCE
philippe.garrec@cea.fr, jpmartins@cea.fr, jpfriconneau@cea.fr

***Résumé* - Cet article présente un prototype d'orthèse du membre supérieur récemment mise au point dans les laboratoires du CEA-LIST. Sa morphologie et sa masse réduite lui permettent d'être portée par l'utilisateur. Outre une première application prévue pour l'assistance au soulèvement d'un objet, le potentiel élevé et la polyvalence de ses actionneurs (couverts par plusieurs brevets du CEA), permettent une grande diversité d'applications tant pour les membres supérieurs qu'inférieurs que du point de vue des modes de commande : commande hybride force-position, détection des contacts, sécurisation par la saturation des efforts en fonction de différents paramètres, etc. Soulignons enfin que l'encombrement de la partie dorsale est limitée à la moitié du dos ce qui autorise le montage symétrique de 2 orthèses.**

1. Introduction

La conception d'une orthèse satisfaisante nécessite des actionneurs réunissant de nombreuses qualités qu'il est notoirement difficile de concilier dans une conception unique ainsi qu'une architecture qui soit compatible avec la morphologie humaine. A ce jour les réponses proposées ne nous paraissent pas satisfaisantes c'est pourquoi nous avons souhaité relever ce défit en choisissant d'exploiter le principe du vérin à câble, technologie couverte par plusieurs brevets du CEA et utilisées avec succès dans le bras maître de téléopération Virtuose 6D4040 de la société Haption®.

L'architecture de notre orthèse est fondée sur la répartition des vérins à câble le long de la chaîne cinématique. Ce choix facilité l'équilibrage général des masses à supporter par la personne, limite les excroissances, et augmente la rigidité des transmissions à câble. Afin de limiter l'inconvénient d'une masse mobile nécessairement supérieure, les moteurs sont déportés près des articulations amont ce qui a pour effet de limiter les couples d'équilibrage et l'inertie. On obtient ainsi un compromis satisfaisant. De part sont excellente transparence – combinaison d'un frottement de réversibilité et d'une inertie réduits - sa capacité de force élevée et la possibilité d'absorption de chocs offerte par le câble de transmission, le vérin à câble fonctionne de façon proche d'un muscle électrique avec l'avantage d'une précision de positionnement élevée en comparaison d'une solution pneumatique par exemple.

Dans la définition actuelle, l'orthèse comporte 5 axes articulés dont 4 sont actionnés (**Fig. 1**).

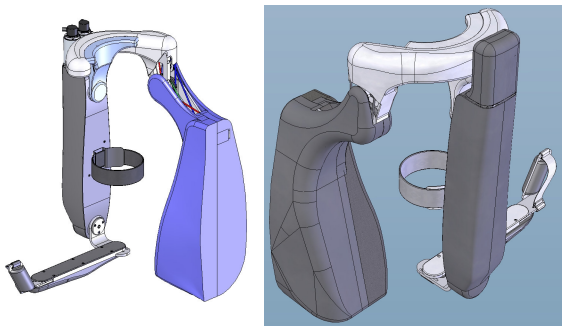


Fig. 1. Orthèse 5 axes/4 actionneurs du CEA-LIST

Nous décrivons une première application dans laquelle l'orthèse fonctionne en équilibreur et assiste la personne pour soulever un objet. De nombreuses autres exploitations sont possibles en tirant partie de ma versatilité des modes de commandes en position, force, force/position (hybride) : assistance au geste, ré-éducation à poste fixe ou ambulatoire, suppléance d'un membre, organe haptique portable permettant de se déplacer dans un environnement virtuel, appareil d'entraînement sportif, etc.

Après validation des principes mécaniques, la poursuite du développement de l'orthèse passe par une collaboration

étroite avec les industriels et les utilisateurs (centre de ré-éducations hospitaliers, plateforme robotique d'assistance aux personnes handicapées).

2. Problématique des actionneurs pour orthèse – Adéquation du vérin réversible à câble et retour d'expérience

Les actionneurs utilisés dans les orthèses existantes présentent tous des défauts ou des limitations qui expliquent en grande partie le peu de maturité des produits proposés a fortiori les versions ambulatoires :

- encombrement transversal élevé synonyme d'excroissance gênant les mouvements et source de collision avec l'environnement
- capacité d'effort insuffisante par rapport au volume des actionneurs
- défaut de robustesse : frottement sensible à la déformation de la structure entraînant une prématurée de la transmission (réducteurs de précision sensible à la déformation du montage hôte)
- pour les actionneurs à capteurs d'effort : complexité de la réalisation et du câblage (manque de fiabilité, coût élevé), problème de dérive et de calibration,
- pour les actionneurs sans capteur d'effort : transparence insuffisante (compromis frottement de réversibilité/inertie) en raison de rapports de réduction trop élevés (exemple : Harmonic Drive)
- pour les actionneurs fluidiques (hydraulique, pneumatique) : rendement global faible dû à la conversion, volume et bruit du compresseur ou de la pompe
- absence d'organe amortisseur de choc dans le cas de moto-réducteurs classiques
- pour les articulations transversales entraînées par un moteur longitudinal : compromis délicat pour le renvoi d'angle (masse, encombrement, précision/coût, perte d'effort)

La conception du vérin à câble réversible a été détaillée dans des publications précédentes [1], [2], [3]. Ses caractéristiques saillantes dans le contexte de l'orthèse sont :

- forte capacité de charge du vis-écrou
- très haute transparence (frottement de réversibilité et inertie très faibles) : autorisant l'absence de capteur d'effort : fiabilité, absence de dérive et de calibration, possibilité d'anti-collision et de saturation d'effort précise, sécurité,
- association synergique vérin-câble tolérant les imperfections et les déformations de la structure hôte : légèreté, élargissement du choix des matériaux candidats
- transmission à câble de forte section : facilité de franchissement des articulations complexes (épaule), renvoi d'angle « naturel », robustesse, absorption efficace des chocs
- composants fiable et de faible coût : vis à écrou plastique, vis à billes à filets roulés, câble et sertissage industriel

Nous possédons en outre un premier retour d'expérience très satisfaisant (performances et fiabilité) pour les vérins à câble équipant le bloc moteur du bras maître à retour d'effort Virtuose 6D conçu et réalisé par le CEA-LIST (6 vérins par bloc moteur). Ce bras étudié pour les besoins de la téléopération maître-esclave en milieux hostiles (nucléaire, off-shore) a été construit à 3 exemplaires, prototype compris et est aujourd'hui industrialisé par la société Haption® qui produit également les bras haptiques Virtuose 3D et 6D RV.

Fig. 2. Première application des vérins réversibles à câbles : bras maître de téléopération à retour d'effort Virtuose 6D et son bloc moteur équipé de 6 vérins (CEA-LIST/Haption®)

3. Conception de l'orthèse du CEA-List

3.1. Evolution des vérins à câbles et conception modulaire– Banc d'essai d'orthèse

La répartition des actionneurs le long de la chaîne

cinématique conduit à une augmentation de la raideur mécanique mais aussi à un accroissement de la masse mobile. Pour limiter cet inconvénient le tube relativement massif réalisant la fonction d'anti-rotation sur les vérins du Virtuose 6D (Fig. 3) est ici supprimé au profit de simples lumières pratiquées directement dans la pièce de structure principale. En complément les moteurs sont déportés près de l'articulation en amont du vérin grâce à un arbre de transmission léger.

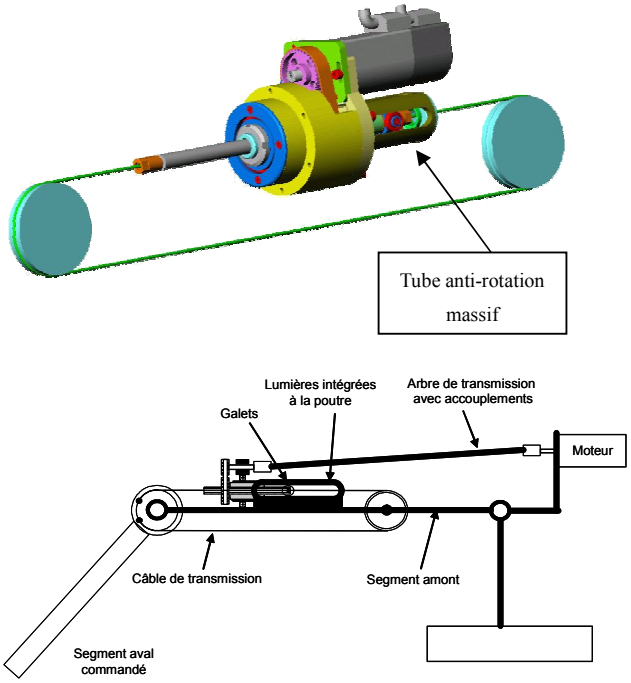


Fig. 3. Evolution du vérin à câble : en haut, version standard pour montage fixe dans un bloc moteur (type Virtuose 6D4040), en bas, montage « embarqué » pour l'orthèse (suppression du tube anti-rotation et déport des moteurs en amont de l'articulation)

Afin d'aboutir à une conception suffisamment compacte nous avons conçu un module « bras » regroupant 2 vérins (**Fig. 4**). Grâce à la flexibilité permise par l'utilisation de transmissions à câbles, l'agencement et le bilan de masse de ce module est particulièrement optimisés (2,3 kg).

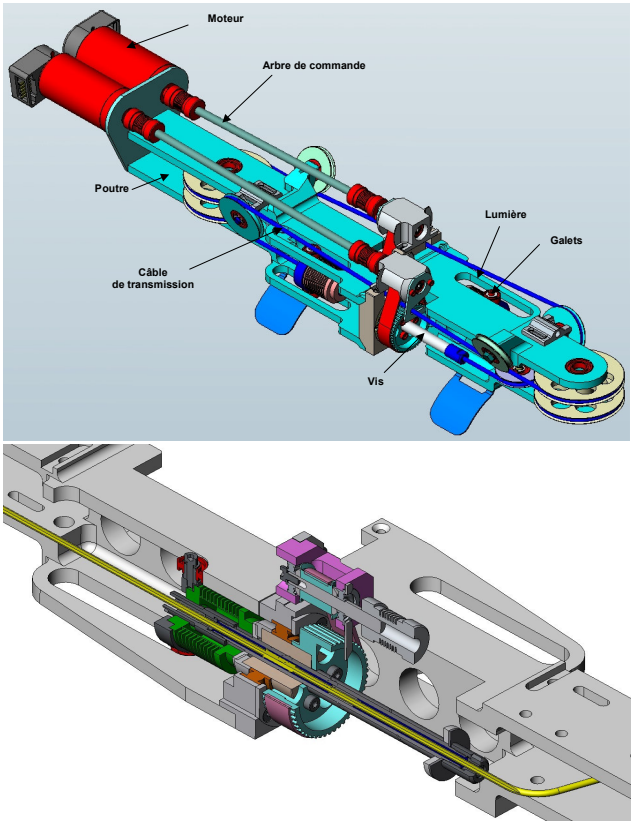


Fig. 4. Module bras de l'orthèse équipé de 2 vérins à câbles (tangage épaule et coude)

Cette conception a fait l'objet d'une réalisation sous la forme d'un banc d'essai comportant au total 5 articulations dont seul le module bras est motorisé (tangage épaule et coude). Ce dispositif est fixé à un support à laquelle l'opérateur s'adosse (**Fig. 5**).

Fig. 5. Banc d'essai d'orthèse (5 articulations dont 2 motorisées)

Les axes non motorisés sont pourvus de 3 capteurs de position afin de permettre des tests en Réalité Virtuelle ou la capture des mouvements pour l'étude des spécifications.

Ainsi équipé ce système permet notamment but valider les montages et le fonctionnement général, de vérifier la stabilité des frottements en fonction des efforts appliqués sur la structure, d'identifier les rendements en effort, et de vérifier les débattements.

Des évolutions du module « bras » sont d'ores et déjà envisagées notamment pour permettre le réglage de l'entraxe du bras afin de faciliter l'adaptation à différentes personnes.

Entraxe bras	de 350 mm
Entraxe avant bras	de 270 mm
Couples articulaires prévisionnels :	
tangage épaule (flexion)	2,6 ou 10,5Nm (en fonction des versions)
tangage coude (flexion)	1,5 ou 5,9Nm (en fonction des versions)
Masse du bras équipé (avec moteurs)	2,3 kg ; CG à 5 cm de l'axe
Equilibrage	Compensation par les couples moteurs et calcul par modèle
Vitesse linéaire	environ 1m/s
Moteurs continu	
Vis à écrou plastique ou à billes	

Tableau des principales caractéristiques du prototype d'orthèse réalisé

3.2. *Vers une orthèse complète portable – Application à l'assistance au soulèvement d'un objet*

En 2006, le banc d'essai à 2 actionneurs va être complété pour aboutir à l'orthèse portable à 4 actionneurs de la **Fig. 1**. Cette évolution implique la réalisation d'un module "dos" lui aussi équipé de 2 vérins à câbles réversibles. Cette partie est actuellement en cours de réalisation. Une démonstration d'assistance au soulèvement d'un objet pourra alors être réalisée.

Une nouvelle évolution consistera à compléter la motorisation des 3 axes restants au niveau de l'avant-bras afin de fournir la possibilité de contrôler les 3 orientations de l'objet. Néanmoins les besoins en débattement et capacité nous paraissant très sensibles au type d'application, la finalisation d'une solution ne sera possible qu'au travers d'une étroite collaboration entre les industriels et les utilisateurs.

4. Modélisation et commande en mode « assistance »

4.1. *Description et modèle géométrique direct de l'orthèse*

L'orthèse d'un point de vue macro, peut être considérée comme un robot poly-articulé à chaîne cinématique ouverte simple à 5 ddl (voir **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) :

- 3 ddl pour l'épaule (rotule),
- 1 ddl pour le coude (pivot),
- 1 ddl pour le poignet (pivot).

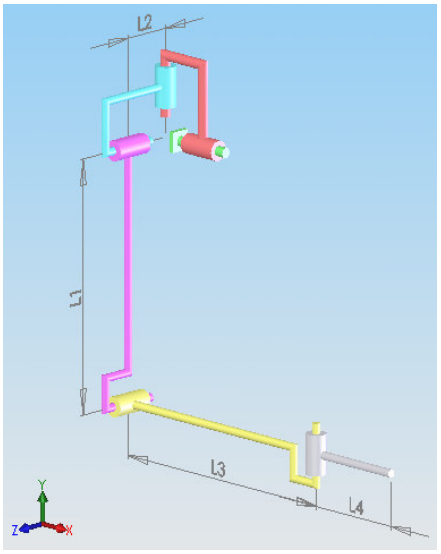


Fig. 6. Schéma cinématique

Son modèle géométrique direct peut être défini par une composition de matrice de transformation homogène sous la forme :

$$\begin{aligned}\underline{\underline{T}}_{05} = &\mathbf{Rot}(\underline{x},q_1).\mathbf{Rot}(\underline{y},q_2).\mathbf{Rot}(\underline{z},q_3)\\ &.\mathbf{Trans}(\underline{y},L_1).\mathbf{Trans}(\underline{z},L_2)\\ &.\mathbf{Rot}(\underline{z},q_4)\\ &.\mathbf{Trans}(\underline{x},L_3)\\ &.\mathbf{Rot}(\underline{y},q_5)\\ &.\mathbf{Trans}(\underline{x},L_4)\end{aligned}$$

Où :

- $q_1 \dots q_5$ sont les cinq variables articulaires de l'orthèse,
- L_1, L_2, L_3 et L_4 sont les longueurs segmentaires.

Les opérateurs $\mathbf{Rot}(\underline{n},\theta)$ et $\mathbf{Trans}(\underline{u},l)$ qui correspondent respectivement à une matrice homogène de rotation pure et une matrice homogène de translation pure où :

- $\underline{n}$ (vecteur unitaire) correspond à l'axe de la rotation,
- θ correspond à l'angle de rotation,
- $\underline{u}$ correspond au vecteur unitaire de translation,
- l est le scalaire de la translation.

Ceci donne, pour la matrice de transformation homogène traduisant le changement de repère entre les deux repères extrémaux ($\Re_0$ et $\Re_5$) de l'orthèse :

Soit :

$$\underline{\underline{T_{05}}} = \begin{pmatrix} T_{1,1} & T_{1,2} & T_{1,3} & T_{1,4} \\ T_{2,1} & T_{2,2} & T_{2,3} & T_{2,4} \\ T_{3,1} & T_{3,2} & T_{3,3} & T_{3,4} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Avec les différents termes qui s'écrivent :

$T_{1,1} = -S_2S_5 + C_2C_{34}C_5$
$T_{1,2} = -C_2S_{34}$
$T_{1,3} = S_2C_5 + C_2C_{34}S_5$
$T_{1,4} = -L_1C_2S_3 + L_2S_2 + L_3C_2C_{34} + L_4(-S_2S_5 + C_5C_2C_{34})$
$T_{2,1} = S_1C_2S_5 + S_1S_2C_{34}C_5 + C_1S_{34}C_5$
$T_{2,2} = C_1C_{34} - S_1S_2S_{34}$
$T_{2,3} = -S_1C_2C_5 + S_1S_2C_{34}S_5 + C_1S_{34}S_5$
$T_{2,4} = L_1(C_1C_3 - S_1S_2S_3) - L_2S_1C_2 + L_3(C_1S_{34} + S_1S_2C_{34}) + L_4(S_1C_2S_5 + C_1S_{34}C_5 + S_1S_2C_{34}C_5)$
$T_{3,1} = -C_1C_2S_5 - C_1S_2C_{34}C_5 + S_1S_{34}C_5$
$T_{3,2} = S_1C_{34} + C_1S_2S_{34}$
$T_{3,3} = C_1C_2C_5 - C_1S_2C_{34}S_5 + S_1S_{34}S_5$
$T_{3,4} = L_1(S_1C_3 + C_1S_2S_3) + L_2C_1C_2 + L_3(S_1S_{34} - C_1S_2C_{34}) + L_4(S_1S_{34}C_5 - C_1C_2S_5 - C_1S_2C_{34}C_5)$

En utilisant la notation : $S_m = \sin(q_m)$, $C_m = \cos(q_m)$,

$S_{mn} = \sin(q_m + q_n)$ et $C_{mn} = \cos(q_m + q_n)$.

4.2. *Modèle Cinématique Direct*

Le modèle cinématique direct, exprimant les vitesses opérationnelles en fonction des vitesses articulaires peut être obtenu à l'aide de deux méthodes :

- par simple dérivation du modèle géométrique par rapport au temps,
- par obtention de la matrice jacobienne par calcul matriciel.

D'une manière générale, il est plus facile, en terme d'automatisation des calculs analytiques, d'effectuer des produits matriciels que des dérivations par rapport au temps. C'est donc la seconde méthode qui est employée ici.

La matrice jacobienne est une matrice (6xn) avec n : le nombre de ddl du système, en l'occurrence, cinq pour l'orthèse. Elle s'écrit comme le regroupement de deux matrices jacobiennes :

$$\underline{\underline{J}} = \begin{pmatrix} \underline{\underline{J_\Omega}} \\ \underline{\underline{J_V}} \end{pmatrix}$$

Avec :

- la jacobienne des vitesses angulaires $\underline{\underline{J_\Omega}}$ qui vérifie :

$$\underline{\Omega}\left(n/0\right) = \underline{\underline{J_\Omega}}.\underline{\dot{q}}$$

Où :

  - $\underline{\Omega}\left(n/0\right)$ est le vecteur vitesse de rotation du corps terminal par rapport au corps 0,
  - $\underline{\dot{q}}$ est le vecteur dérivé des variables articulaires.

- la jacobienne des vitesses linéaires $\underline{\underline{J_V}}$ qui vérifie :

$$\underline{V}\left(o_{n+1},n/0\right) = \underline{\underline{J_V}}.\underline{\dot{q}}$$

Où :

  - $\underline{V}\left(o_{n+1},n/0\right)$ est le vecteur vitesse linéaire du point effecteur appartenant à l'organe terminal par rapport au corps 0.

Jacobienne des vitesses angulaires

La jacobienne des vitesses angulaires s'écrit sous la forme :

$$\underline{\underline{J_\Omega}} = \begin{pmatrix} J_{\Omega 1,1} & J_{\Omega 1,2} & J_{\Omega 1,3} & J_{\Omega 1,4} & J_{\Omega 1,5} \\ J_{\Omega 2,1} & J_{\Omega 2,2} & J_{\Omega 2,3} & J_{\Omega 2,4} & J_{\Omega 2,5} \\ J_{\Omega 3,1} & J_{\Omega 3,2} & J_{\Omega 3,3} & J_{\Omega 3,4} & J_{\Omega 3,5} \end{pmatrix}$$

Avec les différents termes qui s'écrivent :

$J_{\Omega 1,1} = 1$
$J_{\Omega 1,2} = 0$
$J_{\Omega 1,3} = S_2$
$J_{\Omega 1,4} = S_2$
$J_{\Omega 1,5} = -C_2S_{34}$
$J_{\Omega 2,1} = 0$
$J_{\Omega 2,2} = C_1$
$J_{\Omega 2,3} = -S_1C_2$
$J_{\Omega 2,4} = -S_1C_2$
$J_{\Omega 2,5} = C_1C_{34} - S_1S_2S_{34}$
$J_{\Omega 3,1} = 0$
$J_{\Omega 3,2} = S_1$
$J_{\Omega 3,3} = C_1C_2$
$J_{\Omega 3,4} = C_1C_2$
$J_{\Omega 3,5} = S_1C_{34} + C_1S_2S_{34}$

Jacobienne des vitesses linéaires

La jacobienne des vitesses linéaires s'écrit sous la forme :

$$\underline{\underline{J_V}} = \begin{pmatrix} J_{V1,1} & J_{V1,2} & J_{V1,3} & J_{V1,4} & J_{V1,5} \\ J_{V2,1} & J_{V2,2} & J_{V2,3} & J_{V2,4} & J_{V2,5} \\ J_{V3,1} & J_{V3,2} & J_{V3,3} & J_{V3,4} & J_{V3,5} \end{pmatrix}$$

Avec les différents termes qui s'écrivent :

$J_{V1,1} = 0$

$J_{V1,2} = L_1S_2S_3 + L_2C_2 - L_3S_2C_{34} + L_4(-C_2S_5 - S_2C_{34}C_5)$

$J_{V1,3} = -L_1C_2C_3 - L_3C_2S_{34} - L_4C_2S_{34}C_5$

$J_{V1,4} = -L_3C_2S_{34} - L_4C_2S_{34}C_5$

$J_{V1,5} = L_4(-S_2C_5 - C_2C_{34}S_5)$

$J_{V2,1} = L_1(-S_1C_3 - C_1S_2S_3) - L_2C_1C_2 + L_3(-S_1S_{34} + C_1S_2C_{34}) + L_4(C_1C_2S_5 - S_1S_{34}C_5 + C_1S_2C_{34}C_5)$

$J_{V2,2} = -L_1S_1C_2S_3 + L_2S_1S_2 + L_3S_1C_2C_{34} + L_4(-S_1S_2S_5 + S_1C_2C_{34}C_5)$

$J_{V2,3} = L_1(-C_1S_3 - S_1S_2C_3) + L_3(C_1C_{34} - S_1S_2S_{34}) + L_4(C_1C_{34}C_5 - S_1S_2S_{34}C_5)$

$J_{V2,4} = L_3(C_1C_{34} - S_1S_2S_{34}) + L_4(C_1C_{34}C_5 - S_1S_2S_{34}C_5)$

$J_{V2,5} = L_4(S_1C_2C_5 - C_1S_{34}S_5 - S_1S_2C_{34}S_5)$

$J_{V3,1} = L_1(C_1C_3 - S_1S_2S_3) - L_2S_1C_2 + L_3(C_1S_{34} + S_1S_2C_{34}) + L_4(S_1C_2S_5 + C_1S_{34}C_5 + S_1S_2C_{34}C_5)$

$J_{V3,2} = L_1C_1C_2S_3 - L_2C_1S_2 - L_3C_1C_2C_{34} + L_4(C_1S_2S_5 - C_1C_2C_{34}C_5)$

$J_{V3,3} = L_1(-S_1S_3 + C_1S_2C_3) + L_3(S_1C_{34} + C_1S_2S_{34}) + L_4(S_1C_{34}C_5 + C_1S_2S_{34}C_5)$

$J_{V3,4} = L_3(S_1C_{34} + C_1S_2S_{34}) + L_4(C_1S_2S_{34}C_5 + S_1C_{34}C_5)$

$J_{V3,5} = L_4(-C_1C_2C_5 - S_1S_{34}S_5 + C_1S_2C_{34}S_5)$

4.3. *Modèle statique*

La méthode utilisée ici pour déterminer le modèle statique de l'orthèse consiste à calculer le gradient de l'énergie potentielle du système notée U soit :

$$G(q) = \frac{\partial U}{\partial q_i}$$

Energie potentielle

L'énergie potentielle du système s'obtient par le produit scalaire du vecteur gravité $\underline{g}$ et de la somme des produits entre la masse de chaque corps m_i et la position de son centre de gravité exprimé dans le repère global $\underline{O_0G_i}$:

$$U = \underline{g}.\left(\sum_i m_i.\underline{O_0G_i}\right)$$

Avec :

$$\underline{O_0G_i} = \underline{O_00_i} + \underline{O_iG_i}$$

Le vecteur $\underline{O_00_i}$ s'obtient par extraction de la partie translation de la matrice de transformation homogène $\underline{\underline{T_{0i}}}$.

Le vecteur $\underline{O_iG_i}$ exprimé dans le repère globale est le produit entre la matrice de rotation $\underline{\underline{R_{0i}}}$ incluse dans la matrice de transformation homogène $\underline{\underline{T_{0i}}}$ et le vecteur $\underline{O_iG_i}\big|_i$ exprimé dans la base locale i : $\underline{O_iG_i} = \underline{\underline{R_{0i}}}.\underline{O_iG_i}\big|_i$

4.4. *Algorithmes de commande*

Dans le cadre d'application médicale de l'orthèse où le patient possède une faible capacité physique à produire des efforts, il est intéressant de soulager celui-ci de la masse de l'orthèse (compensation de la gravité) et de celle de son bras voire également celle de l'objet qui sera soit fixé à l'organe terminal de l'orthèse soit saisi par la main. Pour cela, il est nécessaire d'introduire un vecteur couple $\underline{\tau}$ ou chaque composante sera appliquée sur les différentes articulations de l'orthèse. Ce vecteur couple $\underline{\tau}$ est égale à la somme entre le couple lié à l'effort extérieur sur l'organe terminal noté $\underline{\tau_F}$ et le couple permettant de compenser la gravité $\underline{\tau_G}$:

$$\underline{\tau} = \underline{\tau_F} + \underline{\tau_G}$$

Le vecteur couple $\underline{\tau_F}$ s'écrit :

$$\underline{\tau_F} = \underline{\underline{J^T}}.\underline{\zeta}$$

Avec $\underline{\underline{J^T}}$ la matrice transposée de la jacobienne des vitesses et $\underline{\zeta}$ le torseur statique de l'effort extérieur qui dans le cas d'une masse se réduit à une force pure suivant la direction de la gravité.

Le vecteur couple $\underline{\tau_G}$ s'écrit :

$$\underline{\tau_G} = G(q)$$

Avec $G(q)$ le vecteur couple issu du modèle statique.

La commande calcule pour chaque point de fonctionnement un couple moteur avec une précision suffisante pour rester à l'intérieur du cône de frottement statique ce qui garantit une position d'équilibre stable (**Fig. 7**).

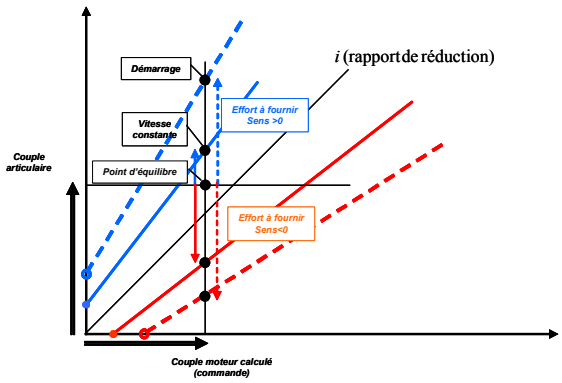


Fig. 7. Principe de la compensation du couple articulaire (gravité, poids le l'objet, etc.)

Pour déplacer l'articulation, l'utilisateur fournit seulement un effort résiduel correspondant à la marge de frottement. Dans les actionneurs de haute transparence, cet effort n'est que de 5% environ de la charge équilibrée, soit quelques N pour le cas de l'orthèse.

5. Conclusions

Le prototype d'orthèse portable à retour d'effort en cours de développement au CEA-LIST présente un fort potentiel d'applications en raison de sa technologie inédite qui autorise toute la gamme des modes de commande (force-position) et de sa morphologie adaptée à l'être humain et à la portabilité. En outre son encombrement dorsal transversal permet d'envisager des ensembles complets à deux orthèses.

Notre ambition est de pouvoir démontrer la fonction d'assistance pour soulever une charge courant 2006 sur la version à 4 moteurs puis de débuter à la suite les évaluations conduisant à la définition en collaboration avec les professionnels de la rééducation et de l'assistance au geste d'un prototype fonctionnel complet.

Références

[1] Garrec. P, Martins J.P, Friconneau, "A new Technology for Portable Exoskeletons", AMSE 2004 – Vol. 65 n° 7/8, pp 13-22.

[2] Garrec. P, Martins J.P, Friconneau, "Une nouvelle technologie d'orthèse portable", Proceedings of Handicap 2004, pp 170-175 – Paris, France, juin 2004.

[3] Garrec. P, Friconneau J.P, Louveau F., "Virtuose 6D : a new force-control master arm using innovative ball-screw actuators ", Proceedings of ISR2004 – 35th Symposium on Robotics, Paris, France, mars 2004.

[4] Garrec. P "Systèmes mécaniques » dans: Coiffet. P et Kheddar A., Téléopération et télérobotique, Ch 2., Hermes, Paris, France, 2002.(Mechanical systems)

[5] J.P. Friconneau, P. Garrec, F. Gosselin, A. Riwan, "Status and Trends in Force Feedback Master Arms at CEA", Proc of IARP, Nov 2002

[6] J-P Friconneau, M. Karouia, F. Gosselin, Ph. Gravez, N. Bonnet, P. Leprince, " Force feedback master arms, from telerobotics to robotics surgery training," *dans Proc.of CARS,* Paris, 2002, pp31-36.

[7] Garrec P., Brevet européen: « Transmission à vis, écrou et câble attaché à la vis » - EUR 01938347.0-2421-FR0101630 (Transmission by screw, nut and cable attached by a screw)

[8] Dombre E., « Modélisation et commande des robots », Traité des nouvelles technologies, série Robotique, Hermes, Paris, France, 1998.(The modeling and command control of robots)

[9] Burdea Grigore C., "Force and Touch Feedback for Virtual Reality", John Wiley & Sons, Inc.– 1996.

[10] Vertut J., Coiffet P., Téléopération. « Evolution des techniques », vol. 3A, Hermès, Paris, France, 1984.(Technical Evolution)

[11] Köhler G.-W.,"Manipulator Type Book", Verlag Karl Thiemig, München, 1981.

Classification automatique et visualisation de plans d'habitations adaptées

Sébastien Aupetit, Arnaud Puret, Pierre Gaucher, Nicolas Monmarché, Mohamed Slimane
Laboratoire d'Informatique de l'Université François-Rabelais de Tours
Polytech'Tours, Département Informatique, 64 avenue Jean Portalis, 37200 TOURS, FRANCE
sebastien.aupetit@univ-tours.fr, arnaud.puret@univ-tours.fr,
pierre.gaucher@univ-tours.fr, nicolas.monmarche@univ-tours.fr, mohamed.slimane@univ-tours.fr

***Abstract*– La création d'un habitat adapté, pour une personne handicapée, nécessite de mener une réflexion sur l'organisation de l'espace de vie, en prenant en compte les capacités et incapacités de l'habitant. Les normes et recommandations liées aux diverses formes de handicap, ainsi que les souhaits et besoins du futur résident, conduisent à de nombreuses solutions d'aménagement. La génération automatique de plans permet de simplifier le travail de conception et de diminuer les temps d'étude.**

La génération de plans engendre de nombreuses solutions, qu'il est nécessaire de présenter à l'utilisateur. L'utilisation de techniques de classification et de visualisation, guidées par l'utilisateur, permet de simplifier le choix d'une ou plusieurs solutions.

I. INTRODUCTION

Ce travail s'inscrit dans le cadre du projet HM2PH (Habitat Modulaire et Mobile pour Personnes handicapées) [1] du Laboratoire d'Informatique de l'Université François-Rabelais de Tours. Son objectif est de spécifier un espace de vie mobile et adapté pour une personne handicapée. Il doit pouvoir être déplacé par exemple d'une structure médicalisée vers un milieu familial. Parallèlement à cette caractéristique de mobilité, une conception par blocs préconstruits (mur, cloison, toiture...) constitue l'aspect modulaire du projet.

Le projet HM2PH s'appuie en partie sur l'emploi d'outils informatiques [2], pour faciliter l'étude et la conception d'un tel habitat mais également pour en réduire les coûts. D'autres travaux s'appuient également sur l'emploi d'outils informatiques pour réduire les temps de conception et de réalisation [3]. Leur rôle est de simplifier les phases de conception afin qu'une personne, qui ne maîtriserait par l'ensemble des domaines impliqués dans le projet (handicap, architecture, ergonomie, informatique…) puisse réaliser la meilleure étude possible. Dans notre approche, les étapes suivantes sont nécessaires à l'obtention d'un plan d'habitation adaptée :

1) l'étude des contraintes liées au handicap du futur résident[4],
2) la prise en compte des souhaits du futur résident,
3) la génération automatique de plans (cf. section II),
4) le choix d'un ou plusieurs plans (cf. sections III et IV),
5) l'aménagement intérieur de l'habitat,
6) une visite virtuelle.

Les outils que nous proposons ne sont pas destinés directement à la personne handicapée. Ils doivent être utilisés par l'architecte et / ou l'ergothérapeute en relation avec la personne handicapée.

Après avoir présenté la génération de plans d'habitats adaptés, nous étudierons deux outils : l'aide à la classification d'une part et la visualisation de plans d'autre part.

II. LA GENERATION DE PLANS D'HABITATS ADAPTES

La réalisation des plans d'une habitation pour personnes handicapées nécessite de prendre en compte plusieurs types de contraintes.

A. Les différentes contraintes

L'utilisation de blocs ou de modules préfabriqués impose des contraintes fortes sur l'habitat. Pour des raisons de réduction des coûts et de simplicité, il doit y avoir peu de formes de modules et elles doivent rester simples (rectangulaires). De plus l'agencement des pièces doit être isothétique (parallèle ou perpendiculaire aux murs extérieurs). Ces hypothèses simplifient l'algorithme de génération de plans en réduisant la taille de l'espace de recherche.

Pour ces travaux, nous considérons la construction d'un unique étage, sans dénivelé, permettant de ne pas considérer de dispositifs spéciaux entre les étages (ascenseurs). Ce choix simplifie le montage et démontage des habitations. Cependant, nos travaux peuvent s'appliquer à l'aménagement d'une maison comportant plusieurs niveaux, lorsque les positions des zones de transfert sont connues.

Un nombre minimum de pièces doit être présent: chambre, cuisine, sanitaires... De plus, certaines pièces sont rendues obligatoires par le concept d'habitat intelligent : local technique pour la domotique, connexions aux réseaux extérieurs [5]... Les contraintes liées au futur résident sont de nature différente :

- contraintes implicites, elles sont déduites de son handicap ou sont fixées *a priori* : largeur des couloirs, zones de dégagement...
- contraintes explicites, elles sont indiquées formellement et concernent ses souhaits en matière d'aménagement.

B. La génération de plans

Lors de la conception manuelle de l'habitat, le nombre de contraintes à prendre en compte est souvent trop important. L'emploi d'un logiciel informatique permet de faciliter la résolution de ce problème.

Habituellement, la modélisation des contraintes est difficile avec une approche uniquement mathématique (système d'équations). Divers méthodes sont utilisées pour résoudre ce problème [6] : algorithmes génétiques [7], propagation locale [8], système à base de règles [9]... Nous avons décidé d'employer une approche de type satisfaction de contraintes pour traiter efficacement ce problème.

En plus du respect des contraintes, il faut prendre en compte les coûts de construction et d'exploitation pour la génération des plans. Suivant la précision de la description, la taille de l'espace des solutions peut être important et impliquer des temps d'exploration trop élevés. B. Medjdoub et B. Yannou [10] [11] proposent d'effectuer la recherche en deux étapes :

- une phase de recherche topologique : on ne considère que l'agencement des pièces les unes par rapport aux autres (recherche exhaustive de toutes les solutions),
- une phase d'optimisation géométrique : on optimise un plan sélectionné à l'issu de la phase précédente.

Dans nos travaux, nous avons choisi cette approche et dans la suite de cet article, nous nous intéresserons plus particulièrement aux résultats issus de la phase de recherche topologique.

Les topologies n'ont pas qu'un intérêt mathématique, leurs représentations graphiques ressemblent à des brouillons de plans. Ces esquisses sont aisément interprétables par l'utilisateur et sont bien moins nombreuses que l'ensemble des plans obtenus par une optimisation géométrique directe. C'est encore un gain appréciable en temps de calcul puisque seule l'optimisation (opération coûteuse) du ou des plans sélectionnés sera nécessaire.

C. Représentation générique d'une topologie

Une solution topologique est dite partielle si elle comporte des variables dont le domaine de variation n'est pas réduit à une valeur unique. Cela s'interprète par des pièces possédant un ou plusieurs degrés de liberté parmi la position, la largeur et la hauteur. Dans ces travaux, si une solution est partielle, elle pourra être ajustée dans certaines limites.

Pour représenter une topologie, nous choisissons une valeur pour chaque variable non instanciée. Deux solutions ont été envisagées :

- prendre le centre du domaine de valeurs de la variable : dans ce cas, les topologies auront une représentation assez proche d'un plan réel,
- maximiser la surface des pièces : l'aspect sera moins réaliste (plus proche de l'esquisse) mais l'utilisateur aura une meilleur vue des configurations possibles (cf. Figure 1).

Pour nos travaux nous avons utilisé la solution consistant à maximiser la surface des pièces.

III. LA CLASSIFICATION AUTOMATIQUE DES PLANS

A. Choix du critère de classification

La classification ne peut se faire que sur la base d'un critère. Dans notre cas, c'est l'agencement des pièces dans chaque topologie qui peut permettre de les différencier ou de les rapprocher. Il est possible de comparer deux topologies à travers l'espace occupé par une même pièce ou par un même groupe de pièces. Le choix de la ou des pièces utilisées pour la comparaison dépend de ce que l'on veut mettre en valeur : la cuisine, un groupe de chambres...

Les solutions obtenues par la phase de recherche topologique peuvent être en quantité importante et présenter de nombreuses similitudes. Pour faciliter le choix d'un ou plusieurs plans, nous proposons d'utiliser des techniques de classification (cf. section III) et de visualisation de données (cf. section IV).

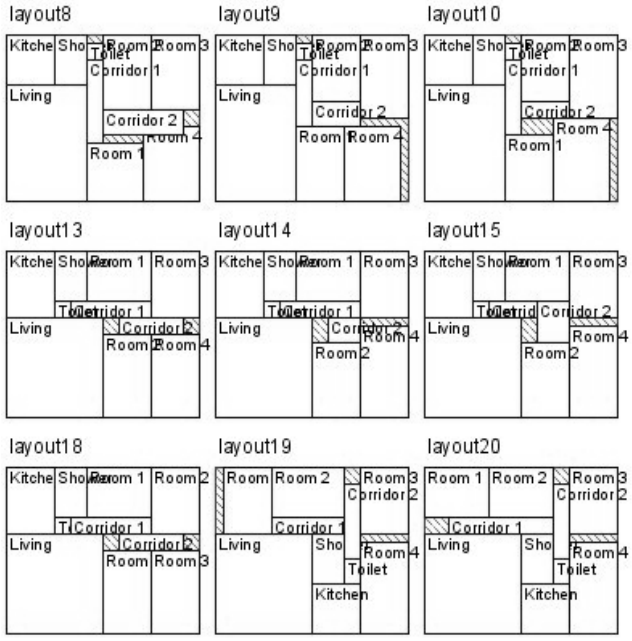


Fig. 1. Exemple de représentation des topologies

Si on souhaite avoir une vue globale des plans, il faut trouver les pièces les plus discriminantes. Une heuristique de choix consiste à prendre un groupe de pièces dont la surface englobante (isothétique et rectangulaire) est grande par rapport à la surface réelle des pièces. En pratique, les couloirs sont un bon exemple de pièces discriminantes (cf. Figure 2). De par leur connexion avec la majorité des pièces, ils leur imposent un agencement. Ce phénomène est renforcé dans le cas d'une habitation sur un seul niveau. La sélection de l'ensemble des couloirs peut servir de critère de comparaison en l'absence d'une indication formelle de l'utilisateur. Cette méthode a l'inconvénient de ne pouvoir s'appliquer à toutes les configurations d'habitat : dans une espace de plein pied relativement restreint, les couloirs ne sont pas obligatoirement présents. Leur omission permet d'obtenir un plus grand espace de vie.

B. Mesure de distance euclidienne

Le générateur de plans manipule des variables discrètes, cela n'affaiblit pas sa puissance car l'habitat est construit à partir de modules (cf. section II-A) mais cela permet de diminuer les temps de recherche de solutions. Cette hypothèse permet de numériser les surfaces des pièces à comparer et de définir une mesure numérique de dissimilarité entre deux topologies.

Soit un plan de H unités de longueur et L unités de largeur. Dans un premier temps, nous découpons tous les plans considérés en $H \bullet L$ blocs de taille constante (discrétisation de l'espace). A chaque bloc on associe un élément e. Soient Ω l'ensemble des $H \bullet L$ éléments associés aux blocs et P une topologie. Soit $S(P)$ la surface des pièces du plan P à comparer. On définit $E(S(P)) \subset \Omega$ l'ensemble des éléments de Ω associé à la surface $S(P)$.

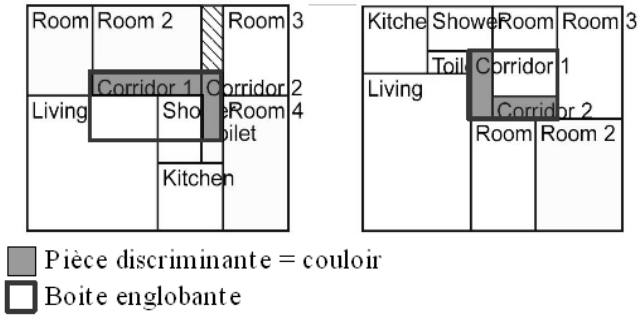


Fig. 2. Deux agencements de couloirs différentiant les topologies

Pour comparer deux plans P_1 et P_2 nous proposons de considérer l'aire de l'union des surfaces à comparer $S(P_1) \cup S(P_2)$ privée de l'aire de l'intersection des deux surfaces $S(P_1) \cap S(P_2)$ (cf. Figure 3). La méthode proposée se base sur le fait que moins les pièces à comparer sont similaires (elles n'occupent pas la même place dans l'espace des plans) moins elles ont de surface en commun.

Soit $|X|$ le cardinal de l'ensemble X. Du point de vue ensembliste, calculer $\left(S(P_1) \cup S(P_2)\right) - \left(S(P_1) \cap S(P_2)\right)$ dans l'espace des surfaces, revient à calculer dans l'espace Ω : $\left|E(S(P_1)) - E(S(P_2))\right| + \left|E(S(P_2)) - E(S(P_1))\right|$.

Comparer deux plans P_1 et P_2 en fonction d'une aire et les comparer en fonction de la racine carrée de cette aire sont deux actions équivalentes. De manière à étendre cette notion de comparaison, nous définissons, pour un plan P et un élément $e \in \Omega$:

$$f_S(P,e) = \begin{cases} 0 \text{ si } e \notin E(S(P)) \\ 1 \text{ si } e \in E(S(P)) \end{cases}$$

Nous comparons les plans P_1 et P_2 à l'aide de la distance euclidienne (calcul sur l'ensemble Ω des blocs de discrétisation e) :

$$d_S(P_1,P_2) = \sqrt{\sum_{e \in \Omega} \left(f_S(P_1,e) - f_S(P_2,e)\right)^2}$$

On montre que :

$$d_S(P_1,P_2) = \sqrt{\begin{matrix} \left|E(S(P_1)) - E(S(P_2))\right| \\ + \left|E(S(P_2)) - E(S(P_1))\right| \end{matrix}}$$

Généralisons la fonction f_S en considérant, non plus que ses valeurs sont dans l'ensemble {0;1} mais qu'elles sont dans l'intervalle [0;1]. Soit $\mathcal{P} = \{P_0, \ldots P_{n-1}\}$ l'ensemble des plans topologiques, on a :

$$f_S : \mathcal{P} \times \Omega \rightarrow [0;1]$$

Cette généralisation permet de modéliser l'appartenance incertaine (floue) d'un élément à la surface à comparer. Dans ce cas, d_S est toujours une distance euclidienne. Il est alors possible de considérer le vecteur $f_S(P) = (f_S(P,e))_{e \in \Omega}$ comme un représentant de la surface à comparer de P et de manipuler ces représentants dans un espace euclidien $R^{|\Omega|}$. Pour des plans topologiques réels, f_S prend ses valeurs dans l'ensemble {0;1} afin d'indiquer l'appartenance ou non d'un bloc à la surface du plan à comparer. Comme nous le verrons à la section suivante, nous calculerons des vecteurs f_S qui n'ont pas de plan topologique associés. Par conséquent, les coordonnées de ces vecteurs pourront prendre leur valeur dans [0;1]. Chaque valeur mesure le degré d'appartenance d'un bloc à la surface à comparer (*0* indique une absence d'appartenance et *1* une appartenance certaine).

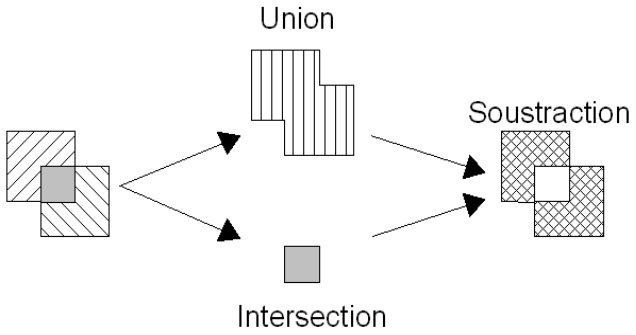


Fig. 3. Calcul de la surface de comparaison

Nous obtenons finalement une valeur numérique mesurant les différences entre les deux plans. Pour une valeur nulle, les deux surfaces à comparer sont parfaitement superposables.

C. *Méthodes de classification*

À partir de la structure d'espace euclidien introduite précédemment, il nous est possible de regrouper les plans par des techniques classiques de classification.

Le nombre de classes à obtenir n'est pas connu *a priori*, nous souhaitons seulement en avoir un petit nombre pour ne pas surcharger l'utilisateur d'informations. Une classification de type non supervisé (méthode glouton) est présentée dans la section III-C.1. et une méthode de type supervisé (K-Means) est présentée à la section III-C.2. Commençons par définir quelques notations.

Une classe C est un ensemble de plans topologiques. On nomme K l'ensemble des classes. On définit $c_S(C)$ le centre de la classe C par :

$$c_S(C) = \frac{1}{|C|} \cdot \sum_{P \in C} f_S(P)$$

On définit la distance moyenne d'un plan P à une classe C par :

$$d_S(P,C) = \frac{1}{|C|} \cdot \sum_{Q \in C} d_S(P,Q)$$

1) *Algorithme glouton :* La première méthode de classification, que nous avons mise en oeuvre, est non supervisée : un algorithme glouton cherche à affecter un plan à la classe à laquelle il est le plus proche. Initialement, le premier plan va constituer la première classe. Une nouvelle classe est créée si un plan est trop différent des classes existantes. Cette limite est fixée *a priori* par une valeur de seuil ε choisie empiriquement. C'est le seul paramètre de l'algorithme. Ce paramètre varie en fonction des jeux de données considérés et actuellement nous n'avons pas d'heuristique pour le déterminer.

Règle d'affectation d'un plan P à une classe C :

$$P \in C \Leftrightarrow$$
$$d_S(P,C) < \min\left\{d_S(P,G) / G \in K - C\right\}$$

Condition de création d'une nouvelle classe à partir du plan P :

$$\min\{d_S(P,C)/C\in K\}>\varepsilon$$

Le nombre de classes n'est pas maîtrisable avec ce procédé. Il est néanmoins possible de le réduire si on considère qu'une classe avec trop peu d'éléments n'est pas intéressante. On peut la fusionner avec celle qui lui est la plus similaire en utilisant la distance entre les classes C_1 et C_2 définit par :

$$d_S(C_1,C_2)=\frac{1}{|C_1|\cdot|C_2|}\cdot\sum_{P\in C_1,Q\in C_2}d_S(P,Q)$$

2) *Algorithme K-Means :* La seconde méthode testée est supervisée : un algorithme de type K-Means [12] permet d'obtenir une classification représentant au mieux la similarité des topologies. Le nombre initial de classes est fixé par l'utilisateur. Nous cherchons à comprendre l'influence de la valeur de seuil ε de la méthode glouton sur le nombre de classes trouvées en utilisant les résultats issus du K-Means.

- initialisation : pour chaque classe un plan est choisi aléatoirement mais on ne peut pas choisir le même plan pour deux classes différentes. Le centre d'une classe est obtenu en prenant l'image par f_S du plan qui lui est affecté;
- les plans sont affectés aux classes dont ils sont les plus proches;
- les centres de classes sont réévalués;
- les étapes 2 et 3 sont répétées jusqu'à ce que le contenu des classes n'évolue plus entre deux itérations consécutives.

IV. Visualisation graphique des plans toplogiques

La visualisation de plans topologiques, pour lesquels une dissimilarité quelconque w est définie, nécessite d'utiliser des techniques de fouilles visuelles de données [13]. La dissimilarité définie à la section III-B est une distance euclidienne. Grâce aux propriétés euclidiennes, il est possible d'utiliser les résultats de la classification définie à la section III pour choisir les plans topologiques intéressants. Nous proposons de visualiser les solutions topologiques regroupées en classe.

A. Représentation d'une classe

Pour visualiser les résultats de la classification, il est nécessaire de pouvoir représenter les classes. Nous avons considéré deux approches : représentation d'un classe par une topologie existante ou par son centre.

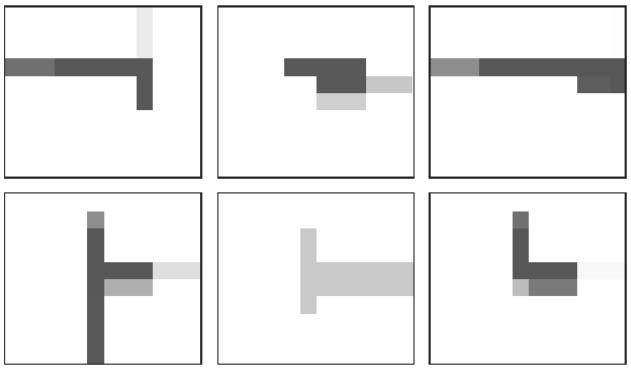


Fig. 4. Exemple de représentants de classe

Dans la représentation d'une classe par une topologie existante, nous proposons de sélectionner le plan P^* minimisant la formule :

$$P^*=\arg\min_{P\in\Omega}\left(\frac{1}{|C|}\cdot\sum_{Q\in C}d_S(P,Q)\right)$$

Cette méthode a pour inconvénient de ne pas représenter de manière optimale le contenu d'une classe, le plan sélectionné n'est qu'une approximation du représentant de classe. Néanmoins la méthode a pour avantage de proposer une solution réaliste à l'utilisateur.

Une autre façon d'obtenir un représentant de la classe C est de considérer le centre $c_S(C)$ (cf. section III-C). Ce centre représente l'implication moyenne des blocs (cf. section III-B) dans la classe. Par construction, l'implication moyenne d'un bloc dans une classe est comprise entre 0 et 1. Par conséquent, ce centre peut être transformé en image en faisant apparaître ces implications par des nuances de couleur (cf. Figure 4).

B. Visualisation des solutions

Pour visualiser les solutions, il existe de nombreuses techniques [14]. Cependant les techniques classiques ne sont pas adaptées au choix de solutions topologiques. Nous en proposons donc une nouvelle.

Pour permettre le choix d'un plan, nous organisons les classes selon une configuration circulaire respectant certaines propriétés d'adjacence. Soit une permutation σ de $|K|$ éléments. A cette permutation on associe la suite $Z(\sigma)=\left(C_{\sigma(1)}...C_{\sigma(|K|)}\right)$ et la fonction de coût $h_S(\sigma)$. Elle s'exprime comme la somme des distances sur le chemin formé par les représentants Z(σ) des classes.

$$h_S(\sigma)=\left(\sum_{i=1}^{|K|-1}d_S\left(C_{\sigma(i)},C_{\sigma(i+1)}\right)\right)+d_S\left(C_{\sigma(|K|)},C_{\sigma(1)}\right)$$

Nous proposons d'organiser les représentants de classes sur un cercle dans l'ordre σ* minimisant le coût $h_S(\sigma)$:

$$\sigma^*=\arg\min\{h_S(\sigma)/\sigma\text{ est une permutation}\}$$

Ce que nous cherchons à obtenir est un circuit de longueur minimale, passant une et une seule fois par toutes les solutions topologiques. La recherche de σ* est donc équivalente à la résolution d'un problème de voyageur de commerce utilisant la distance entre les représentants de classes.

Le nombre de classes obtenues après la classification étant relativement réduit, nous avons utilisé une énumération exhaustive des permutations. Le choix du nombre de classes étant laissé à la discrétion de l'utilisateur, il est possible que ce calcul soit trop long. Nous envisageons donc dans les prochains développements d'intégrer des heuristiques pour la recherche d'une solution optimale.

Une fois l'ordre des classes défini, nous proposons de répartir les représentants de classes non uniformément sur le cercle. Pour cela nous définissons l'angle formé par deux classes par rapport au centre du cercle comme étant :

$$\theta_{i,j}=360\cdot\frac{d_S\left(C_{\sigma^*(i)},C_{\sigma^*(j)}\right)}{h_S(\sigma^*)}$$

L'organisation des classes sur le cercle permet d'assurer une certaine continuité de proche en proche entre les classes. Les angles utilisés traduisent les similarités effectives entre deux classes adjacentes.

Cette méthode d'organisation des classes est utilisée pour visualiser les résultats en deux temps :

- dans un premier temps, les représentants de classe sont visualisés via cette méthode;
- par un clic de souris sur un représentant de classe, le contenu de la classe associée est visualisée selon le même procédé et ce, en surimpression afin de conserver le contexte.

Les figures 5 et 6 présentent les principes d'affichage des représentants de classes et des topologies qu'ils regroupent. La figure 7 montre le résultat de la méthode sur un cas concret.

V. Discussion et perspectives

Les méthodes développées dans cet article ne sont pas exclusivement réservées à une application dans le domaine du handicap. Elles peuvent être utilisées dans tous types de projets de conception d'habitat. Dans le cadre du projet HM2PH ces méthodes ont été employées spécifiquement pour satisfaire les contraintes liées au handicap.

Cet outil de classification et de visualisation sera aussi utilisé pour l'aménagement intérieur de l'habitat (cf. section I), ce qui montre son importance dans le projet.

Il est important de signaler que le générateur de plans doit être utilisé par un architecte en relation avec la personne handicapée. L'étude étant réalisée au niveau fonctionnel (agencement des pièces, dimensions à respecter…), l'architecte a toujours la charge de trouver des solutions techniques à partir des résultats produits par notre générateur.

Nous envisageons une expertise de notre outil par des ergothérapeutes spécialisés dans l'insertion de personnes handicapés en milieu ouvert. L'approche que nous avons adoptée a retenue toute leur attention [16].

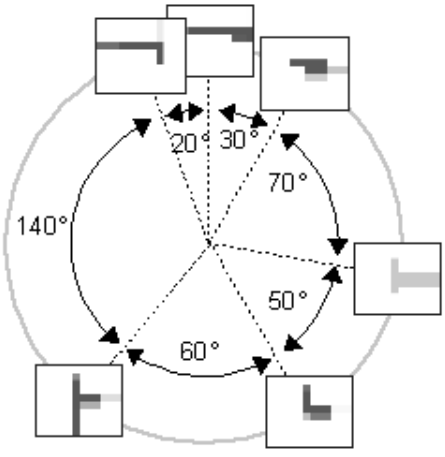


Fig. 5. Principe d'affichage des représentants de classes

Conclusion

Nous avons présenté une méthode permettant de vectoriser un plan topologique suivant des zones d'intérêt. Cette vectorisation est une étape nécessaire pour l'obtention d'une mesure de dissimilarité. Nous avons exprimé cette mesure sous la forme d'une distance euclidienne. Cette représentation nous permet d'utiliser deux algorithmes simples de classification et de calculer des individus moyens pour représenter les classes obtenues. Une approche d'optimisation équivalente à un problème de voyageur de commerce nous permet d'organiser les représentants de plans et de classes sous forme circulaire. Une visualisation en deux temps permet de guider l'utilisateur dans le choix d'un plan.

Plusieurs évolutions techniques sont envisagées pour nos travaux. Nous remplacerons tout d'abord la méthode d'optimisation du problème du voyageur de commerce par une heuristique de résolution telle que celle décrite dans [15]. Nous prévoyons d'évaluer plusieurs algorithmes de classification et de régler le seuil de l'algorithme glouton de la section III-C.1. La structure euclidienne que nous avons définie peut être étendue de manière à prendre en compte plusieurs critères simultanément. Cette extension sera développée dans de prochains travaux.

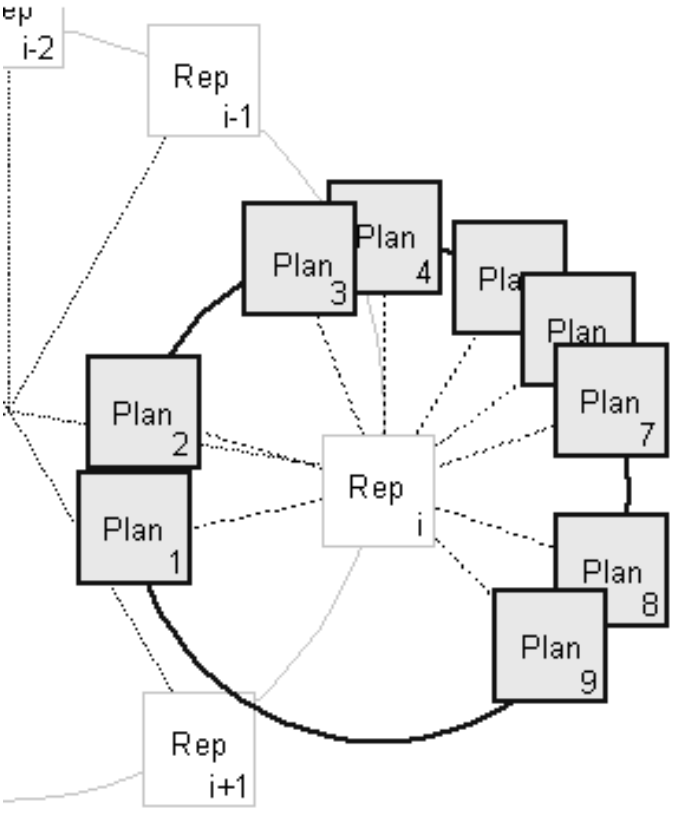


Fig. 6. Principe d'affichage des topologies avec conservation du contexte

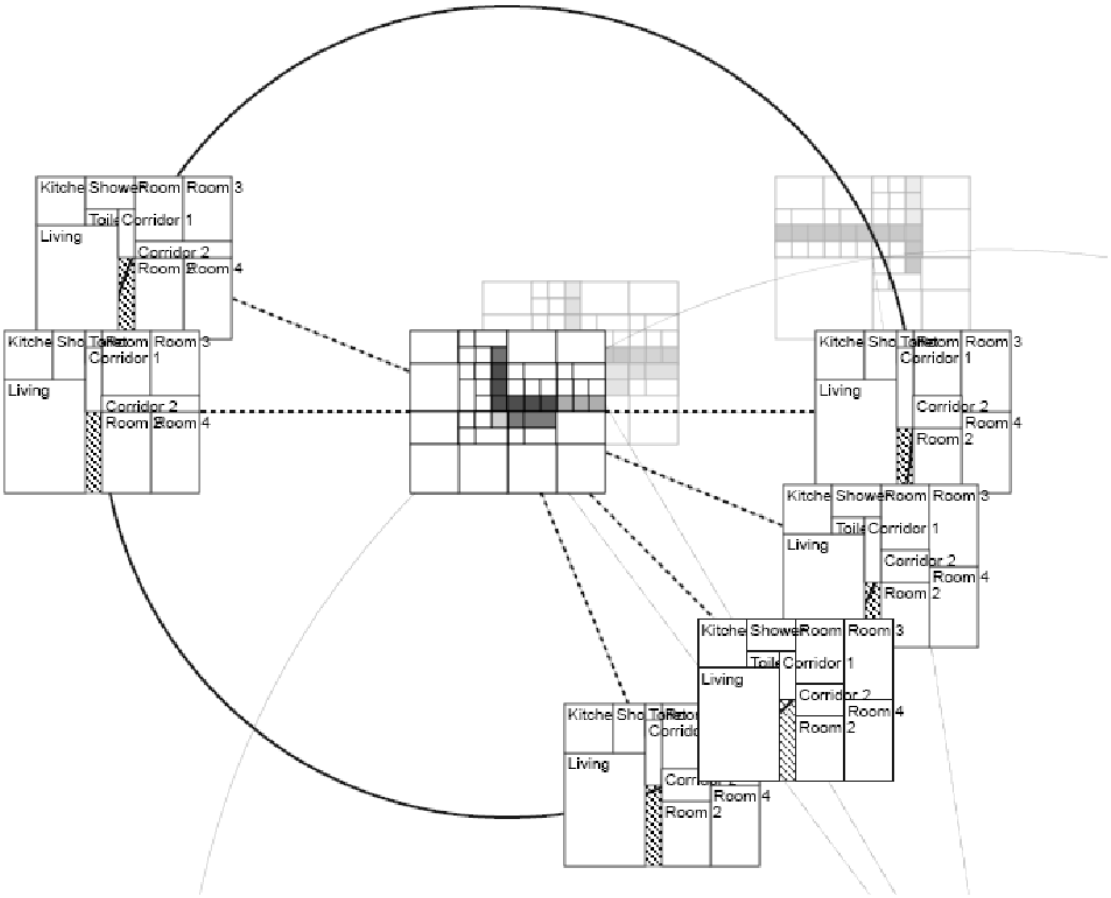


Fig. 7. Exemple d'affichage de topologies

REFERENCES

[1] J. Leloup, « *Le projet HM2PH, Habitat Modulaire et Mobile pour Personnes Handicapées, Spécifications d'un espace de vie adapté pour personne en déficit d'autonomie* », thèse de doctorat, Université François-Rabelais de Tours, Tours, France, 2004.

[2] J. Leloup, P. Gaucher, « *H.M.P.H., Habitat Mobile pour Personnes Handicapées : Logiciel d'aide à la conception d'un habitat adapté* ». 1ère conférence francophone en Gestion et Ingénierie des Systèmes Hospitaliers, Hôpital de la Croix-Rousse, Lyon, France, 2003.

[3] J.M. Martins Ferreira, T. Amaral, D. Santos, A. Agiannidis, M. Edge, « *The CUSTODIAN Tool: Simple Design of Home Automation Systems for People with Special Needs* », EIB Scientific Conference, Munique, Allemagne, 2000.

[4] J. Leloup, P. Gaucher, S. Pellieux, « *Le Projet HM2PH: Habitat Modulaire & Mobile pour Personnes Handicapées : aide logicielle à la prescription d'aides techniques* », Handicap 2004, 3e conférence pour l'essor des technologies d'assistance, Pages 42-46, Paris, France, 2004.

[5] P. Gaucher, « *Chap. 6, Assistance aux actions sur l'environnement, dans Assistance Technique au Handicap* », coordination A. Pruski, sous l'égide de l'IFRATH, Hermés, 2003.

[6] O. Le Roux, « *Modélisation déclarative d'environnements virtuels : contribution à l'étude des techniques de génération par contraintes* », thèse de doctorat, Institut de Recherche en Informatique de Toulouse, France, 2003.

[7] J.H. Jo, J.S. Gero, « *Space layout planning using an evolutionary approach* », Artificial Intelligence in Engineering Design, Volume 11, Pages 245-262, 1998.

[8] G. Kwaiter, *« Etude et développement d'un modeleur déclaratif 3D temps réel d'environnements virtuels, basés sur les métaheuristiques issues de la recherche locale »*, thèse de doctorat, Université Paul Sabatier de Toulouse, Toulouse, France, 1998.

[9] D. Plemenos, *« Contribution à l'étude et au développement des techniques de modélisation, génération et visualisation de scènes »*, thèse de doctorat, Université de Nantes, Nantes, France, 1991.

[10] B. Medjdoub, B. Yannou, *« Separating topology and geometry in space planning »*, Computer-Aided Design, Volume 32, Issue 1, Pages 39-61, 2000.

[11] B. Medjdoub, B. Yannou, *« Dynamic space ordering at a topological level in space planning »*, Artificial Intelligence in Engineering, Volume 15, Issue 1, Pages 47-60, 2001.

[12] J.B. MacQueen, *« Some methods for the classification and analysis of multivariate observations »*, Fifth Berkeley Symposium on Mathematical Statistics and Probability, Volume 1, Pages 281-297, 1967.

[13] S. Aupetit, *« Contributions aux modèles de Markov cachés : métaheuristiques d'apprentissage, nouveaux modèles et visualisation de dissimilarité »*, thèse de doctorat, Université François-Rabelais de Tours, Tours, France, 2005.

[14] S. K. Card, J. D. Mackinlay, B. Shneiderman, *« Readings in information visualisation: using vision to think »*, Series in interactive technologies, Morgan Kaufmann Publishers, 1999.

[15] M. Dorigo and L. M. Gambardella, *« Ant Colony System: A Cooperative Learning Approach to the Traveling Salesman Problem »*, IEEE Transactions on Evolutionary Computation, Volume 1, Number 1, Pages 53-66, 1997.

[16] A. Puret, P. Gaucher, M. Slimane, N. Monmarché, *« Projet HM2PH : Outils d'aide à la conception d'habitats adaptés »*, Journée thématique IFRATH N°24 "Habitat intelligent", 2006.

Prothèse de main communicante et “intelligente”

Mirna Atieh[1], Pierre-Yves Glorennec[1], Chayban Nasr[2]
[1] Département Informatique de l’Institut National des Sciences Appliquées de Rennes,
Laboratoire IRISA, 20 avenue des Buttes de Coësmes, 35043 RENNES, FRANCE
[2] Faculté de Génie III de l’Université Libanaise, BEYROUTH, LIBAN
myounes@irisa.fr , glorenne@irisa.fr, chnassr@ul.edu.lb

***Résumé* — Ce travail s’inscrit dans le cadre des aides techniques aux handicapés, plus précisément, aux amputés des membres supérieurs. Il s’agit d’une prothèse de main “intelligente” et communicante contrôlée par son porteur et qui sera sa main myo-électrique. Dans ce papier, nous schématisons les divers mouvements de la prothèse par un automate fini qui décrit le fonctionnement de ce système.**

***Mots clés* — prothèse communicante, signaux myo-électriques, interaction, automate.**

I. INTRODUCTION

Les prothèses myo-électriques actuelles (figure 1) sont des prothèses dont les patients commandent les fonctions grâce à des contractions musculaires déclenchant des tensions électriques mesurées par des électrodes placées à la surface de la peau.

Notre étude consiste à établir une prothèse de main communicante, permettant d’offrir une meilleure autonomie aux amputés de main(s). Pour ce faire, nous sommes partis des difficultés réelles des handicapés : nous avons visité des centres de rééducation au Liban et en France, pour étudier de près leurs problèmes et leurs besoins. Une partie de notre projet porte donc sur l’étude des prothèses de mains existantes, dans le but d’améliorer leurs fonctionnalités, leur fiabilité, leur ergonomie et surtout leur acceptabilité chez les handicapés. Ce travail est principalement axé sur les aspects les plus concrets de la vie quotidienne d’une personne appareillée, en vue de cerner les points sur lesquels des améliorations pourraient être étudiées.

Puisque le nombre de signaux EMG disponibles chez l’homme est limité, nous proposons dans ce papier d’optimiser le nombre de signaux en réutilisant le même signal pour les fonctions répétitives ou les fonctions similaires.

II. ANALYSE DE LA PROBLEMATIQUE

Les prothèses de mains proposées dans les centres de rééducation que nous avons visités possèdent les fonctionnalités d’une pince, à savoir la faculté d’ouvrir et de fermer la main. Les prothèses myoélectriques conventionnelles offrent ainsi la possibilité d’effectuer quatre types de mouvements (ouvrir / fermer, pronation / supination). Il existe déjà de bonnes prothèses commercialisées, mais leur ergonomie laisse à désirer.

Fig. 1. Une prothèse de main myoélectrique

1) Les dispositifs complexes sont en effet difficiles à utiliser par les patients, ce qui augmente d’autant les risques de rejet. Il en est de même pour les prothèses qui utilisent un système ou logiciel qui décide à la place du patient ou qui confère une certaine autonomie à la prothèse en utilisant des capteurs de glissement. Ces derniers assurent une meilleure prise des objets [11, 12]. Dans ce cas, la personne amputée n’a plus l’impression de pouvoir contrôler entièrement les mouvements de son nouvel organe.

2) La commande n’est pas toujours fiable et ne provoque pas toujours le mouvement désiré. Pour cela, une bonne phase d’entraînement et de réadaptation est indispensable.

3) La variation du volume du moignon au cours de la journée et la transpiration à l’intérieur de l’emboîture entraînent le déboîtement de la prothèse.

4) L’absence d’interaction entre la prothèse et la personne pose aussi un problème fondamental.

5) D’autres problèmes sont aussi évoqués par les patients et les ergothérapeutes tels que le poids, la taille inadéquate, la transpiration qui altère les signaux EMG et les fils électriques et qui provoque le changement de la position des électrodes, le prix déraisonnable, etc.

Par ailleurs, les prototypes conçus dans les laboratoires sont souvent complexes, comportent un nombre important de degrés de liberté et d’actionneurs et ayant une taille plus grande que la main humaine. Pour cela, des tentatives de miniaturisation sont en cours [4]. D’autant plus, certains dispositifs possèdent des actionneurs xternes à la main artificielle, ce qui rend leur utilisation impossible en tant que prothèse [10, 15]

Toutes ces difficultés nous poussent à chercher à compenser, d’une façon partielle ou totale, les déficiences des prothèses actuelles, en utilisant un processus automatique de

communication personnalisé. Cette approche doit prendre en compte un mécanisme d'apprentissage pour une meilleure adaptation à la personne amputée et l'interaction personne-prothèse pour une meilleure ergonomie et fiabilité. Nous cherchons également à simplifier la complexité de la commande par la réutilisation du même signal pour plusieurs mouvements et dans différents contextes. Ce processus, traduit par un automate fini, sera décrit en détail dans ce papier.

III. Les Signaux Myoelectriques

Les signaux électromyographiques EMG sont des signaux électriques pouvant être enregistrés au niveau des muscles. Ces signaux sont capables de fournir des indications diverses sur un individu (figure 2). Plusieurs applications sur les EMG ont été établies dans les centres de recherches, tels que l'évaluation de la fatigue musculaire dans des applications d'ergonomie [2, 6, 7], le diagnostic des maladies neuromusculaires (la myotonie, la pseudo-myotonie ou la sclérose latérale amyotrophique), la répartition des efforts entre les muscles, au cours d'activités motrices effectuées quotidiennement (comme se brosser les dents, écrire, se coiffer, etc.) [9] et la médecine de réadaptation [1, 3].

Outre que le domaine de la médecine, d'autres applications telle que la réalisation de nouvelles interfaces homme-machine sont aussi prometteuses. Sony étudie la possibilité d'employer les EMG pour contrôler des appareils électroniques tels que des baladeurs. Les EMG autoriseraient alors le contrôle d'un lecteur de musique à l'aide de gestes prédéfinis de la main [5, 13]. Un groupe de la NASA élabore ainsi de nouvelles interfaces reposant sur l'analyse de signaux biologiques. Il s'agit de remplacer les joyisticks et les claviers mécaniques par des commandes de contrôle d'ordinateur pour atterrir un avion 757 [8, 5]. Ce même principe est utilisé dans un domaine un peu particulier, celui de l'aide aux handicapés pour commander un fauteuil roulant ou une prothèse myoélectrique.

L'analyse des EMG est rendue difficile par leur sensibilité au bruit, du fait de leur faible amplitude chez les amputés. Ce bruit peut provenir d'un changement de température, d'un choc au niveau des électrodes, des inductions électrostatiques et électromagnétiques dues aux sources d'alimentation électriques, ou bien de l'effet "Cross-Talk". Pour pallier à ces interférences, le signal est amplifié et filtré. Les méthodes de reconnaissance des EMG doivent prendre en compte les variations existantes entre les individus et l'état de chaque personne. Dans le cas de la commande d'une prothèse de main, les muscles endommagés des personnes amputées deviennent plus faibles, ce qui conduit à un affaiblissement des EMG et donc, à un signal bruité.

Fig. 2. Détection du signal EMG

Les signaux peuvent, en outre, subir une modification au cours du temps. On distingue :

1) les évolutions à long terme s'effectuant au niveau de la personne ou des appareils de mesure;

2) les évolutions à court terme qui sont uniquement dues à des modifications de la personne (surtout au cours des premières étapes d'apprentissage).

Le travail envisagé va porter sur les protocoles de communication personne-prothèse, en complément des signaux EMG, pour aboutir à une main artificielle "intelligente" et communicante, capable de s'adapter à la personne et non pas le contraire comme aujourd'hui.

IV. Notre Approche

Pour étudier les fonctions possibles de la prothèse et les différentes possibilités de passage d'un état à un autre, nous avons schématisé ce système par un automate fini, où chaque état représente une fonction de la prothèse et chaque flèche représente une transition d'un état à un autre.

A. Les fonctions de la main

Une main naturelle est un système complexe qui comporte plusieurs fonctions. Pour avoir un système artificiel moins sophistiqué, nous avons cherché le minimum de fonctions importantes et possibles pour la prothèse de main (après avoir rencontré des patients utilisant des prothèses et écouté leurs besoins).

On distingue quatre types majeurs de prises [14] qui dépendent de la forme de l'objet à saisir : la saisie cylindrique, la saisie sphérique, la saisie de type pince et la saisie latérale. Les prothèses existantes comportent seulement la saisie de type pince. Cependant, notre projet consiste à ajouter un autre type de saisie (la saisie englobante), permettant une meilleure prise des objets.

L'automate de la figure 3 représente les différentes fonctions de la main, sujet de notre étude.

Par défaut, la main est "Ouverte". De cet état, on peut aboutir à l'un des trois états suivants :

1) la fermeture de la main;
2) la saisie de type pince correspondant à la saisie des objets sphériques ou plats;

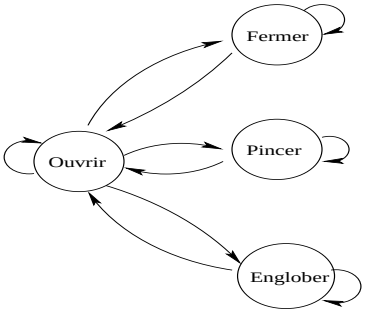


Fig. 3. Les différentes fonctions de la main

3) La saisie englobante correspondant à la saisie des objets cylindriques, ou des objets ayant une grande taille (les objets longs).

On peut passer de chacun des états à l'autre via l'ouverture et inversement. Une fois la main ouverte, elle peut alors saisir un objet (saisie de type pince ou saisie englobante) ou se refermer. Par ailleurs, on peut garder la main, autant qu'on veut, dans le même état.

Dans le but de simplifier notre prothèse et d'offrir aux handicapés un système non-sophistiqué, on peut exclure la fonction "Fermer" et se contenter de la fonction "saisir" (Pincer ou Englober) qui sera utilisée, à la fois, pour la fermeture et la saisie.

La figure 4 représente l'automate de la main après simplification .

Les fonctions de saisie (Pincer et Englober) peuvent avoir plusieurs degrés (Pincer faiblement, Pincer fortement, Englober faiblement et Englober fortement).

B. Description de l'automate

Il s'agit d'un schéma abstrait (figure 5) qui traduit les fonctions de la prothèse de main par un automate fini (*e, a, T*) où, e est l'ensemble des états (E_1, E_2, E_3, …), a est l'ensemble des actions (désignées, dans ce qui suit, par les contractions musculaires (C_1, C_2, C_3, …) et *T* est l'ensemble de transitions.

Les états de cet automate représentent les positions possibles de la prothèse de main (E_1 = Ouvrir, E_2 = Pincer faiblement, $E_{2'}$ = Pincer fortement, E_3 = Englober faiblement et $E_{3'}$ = Englober fortement); les actions sont les différentes fonctions subites pour que la main réagisse (C_1 = Garder la main ouverte, C_2 = Pincer faiblement, C_4 = Englober faiblement, ...). Les transactions expliquent le passage d'un état à un autre via une action (une contraction *C*).

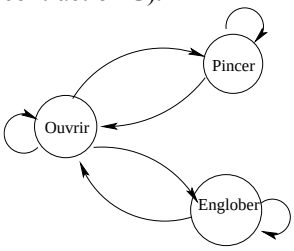


Fig. 4. Les fonctions essentielles de la main

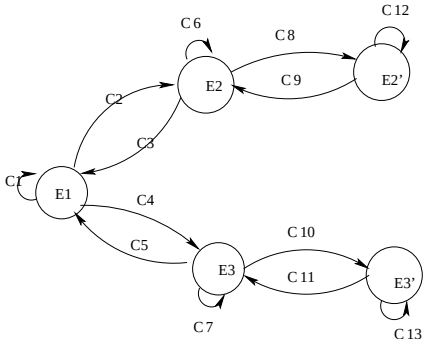


Fig. 5. Automate abstrait de la prothèse

Pour avoir toutes les fonctions désirées pour la prothèse de main en question, nous avions besoin de 13 signaux différents, donc 13 actions différentes à faire apprendre aux handicapés :

1) pincer faiblement ;
2) garder la position de pince faible ;
3) ouvrir la pince ;
4) pincer fortement ;
5) garder la position de pince forte ;
6) revenir à la position de pince faible ;
7) englober faiblement ;
8) garder la position de saisie englobante faible;
9) ouvrir la main;
10) garder la main ouverte;
11) englober fortement;
12) garder la position de saisie englobante forte;
13) revenir à la position de saisie englobante faible.

Pour optimiser le nombre d'actions à assimiler, nous réutilisons certains signaux pour assurer des fonctions différentes de la prothèse (figure 6).

1) Garder la main ouverte, garder la position de pince faible, garder la position de pince forte, garder la position de saisie englobante faible et garder la position de saisie englobante forte pourront être activées par une seule commande : "Garder la main dans sa position = C_1 ".

2) Ouvrir la pince, ouvrir la main, revenir à la position de pince faible et revenir à la position de saisie englobante faible pourront être activées par un seul type de signal (C_2).

3) Pincer faiblement et pincer fortement seront traduites par un seul signal (C_3). En répétant la même action de pincer deux ou plusieurs fois, la main pince de plus en plus fort.

4) Englober faiblement et englober fortement seront aussi activées par un seul type de commande (C_4).

Le nombre de signaux ou d'actions à apprendre par la personne handicapée passe ainsi de treize actions différentes à quatre seulement (C_1, C_2, C_3, C_4), comme le montre la figure 6.

Partant de l'état initial "Ouvrir", trois choix sont possibles :

1) Garder la main ouverte;
2) Pincer faiblement;
3) Englober faiblement.

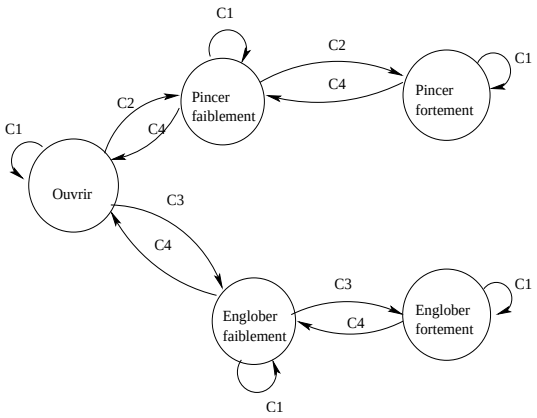


Fig. 6. Automate de la main

Pour faire l'une des fonctions "Pincer faiblement" ou "Englober faiblement", on est obligé de passer par la fonction "Ouvrir". Une fois que la main est à l'état de saisie de type pince ou de saisie englobante, on pourra réutiliser le même signal (la même action) pour saisir un objet en serrant plus fort. Il sera aussi possible de garder la main dans sa position ou de la rouvrir.

D'autant plus, un point essentiel à évoquer : le système de la prothèse ne doit pas permettre à la main d'évoluer toute seule sans recevoir une action volontaire effectuée par l'amputé lui-même, d'où l'importance d'un signal qui a comme action de bloquer la prothèse. Ce signal permet au patient de garder la main dans la position désirée par son porteur.

Le résultat de notre automate sera alors traduit par la matrice donnée dans la table 1.

Pour mieux exprimer le fonctionnement de ce système, nous avons réalisé un programme de simulation qui explique le passage d'un état à un autre suite à un signal donné. Les entrées de ce programme sont de vrais signaux EMG et les sorties sont les actions commandées par ces signaux. Ce système montre alors l'évolution des fonctions de la main grâce aux signaux détectés. Chaque signal EMG exprime un mouvement donné de la prothèse.

V. Conclusion

Pour qu'une prothèse soit acceptée par les handicapés, elle doit être simple à utiliser, suffisamment fiable et utile. Son utilisation doit apparaître comme étant la plus naturelle possible. Ce système doit, de plus, interdire à la prothèse d'évoluer toute seule. Le patient, lui-même, doit donner un ordre volontaire pour activer ou bloquer sa main myo-électrique.

TABLE I

Etat et actions de l'automate

e	**a → T**
Ouvrir	C_1 → Ouvrir
Ouvrir	C_2 →Pincer faiblement
Ouvrir	C_3 → Englober faiblement
Pincer faiblement	C_1 → Pincer faiblement
Pincer faiblement	C_4 → Ouvrir
Pincer faiblement	C_2 → Pincer fortement
Englober faiblement	C_1 → Englober faiblement
Englober faiblement	C_4 → Ouvrir
Englober faiblement	C_3 → Englober fortement
Pincer fortement	C_1 → Pincer fortement
Englober fortement	C_1 → Englober fortement

Dans ces buts, et puisque les muscles des amputés sont pauvres en signaux, nous avons réutilisé les signaux EMG pour différentes fonctions et dans des contextes variés.

Nous sommes partis d'abord d'un état initial "Ouvrir", une cellule élémentaire, à partir de laquelle nous avons pu assurer les commandes suivantes : "Pincer, Englober" ou aussi "Garder la main dans sa position".

La simulation de ce système avec des signaux réels montre la possibilité de la réalisation de cette prothèse. L'étape suivante sera donc de vérifier son fonctionnement en l'exécutant sur une prothèse réelle avec des signaux EMG, détectés de personnes amputées de membres supérieurs.

VI. References

[1] M. Atieh, P.-Y. Glorennec, G. Thomann and V. Artigue, "Utilisation des signaux EMG pour la commande intelligente de prothèses de mains et de coudes", *Colloque TIC & CITE*, *Rennes, 2004.*

[2] M. Atieh, R. Younes, M. Khalil and H. Akdag, "Classification of the car seats by detection the muscular fatigue in the EMG signal", I*nternational Journal of Computational Cognition, Vol. 3, N 4, 2005.*

[3] J.V. Basmajian and C.J. Deluca, "Muscle Alive: Their functions Releaved by Electromyogra- phy", *Baltimore: Williams & Wilkins*, 1985.

[4] W. Craelius. « The Bionic Man: Restoring Mobility », *Sciences (295):* 1018–1021, février 2002.

[5] G. Dubost and A. Tanaka. « A Wireless Network-based Biosensor Interface for Music », in *Proc. of Intern. Computer Music Conf. (ICMC 2002)*, pages 92–95, septembre 2002.

[6] El Falou W., "Une approche de la segmentation dans les signaux de longue durée fortement bruités. Application en ergonomie", *Thèse de doctorat*, UTT, 2002.

[7] W. El Falou, J. Duchêne, M. Grabisch, D. Hewson, Y. Langeron and F. Lino. « Evaluation of Driver Discomfort During Long-duration Car Driving », *Applied Ergonomics*, 34(3):249–255, 2003.

[8] C. Jurgensen, K. Wheeler and S. Stepniwski, "Bioelectric control of a 757 Class High Fidelity Aireraft Simulation", *Proc. of the World Automation*.

[9] C.J. De Luca, P. Bonato and S.H. Roy. « EMG-Based approach to Identifying Functional Motor Activities », in *GCMAS 7th annual meeting*, avril 2002.

[10] D. Nishikawa, Y. Ishikawa, W. Yu, M. Maruishi, I. Watanabe, H. Yokoi, Y. Mano and Y. Kakazu. « On-line Learning Based EMG Prosthesic Hand », in *The XIII Congress of International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, pages 575–580, Sapporo, Japan, juin 2000.

[11] « Site de la société allemande Ottobock » www.ottobock.de.

[12] A.S. Poulton, P.J. Kyberd and D. Gow. « Progress of a modular prosthetic arm », *Universal Access and Assistive Technology, S. Keates,P. Langdon (Eds), Springer*, 2002.

[13] A. Tanaka and R.B. Knapp. « Multimodal Interaction in Music Using the Electromyogram and Relative Position Sensing », in *Proc. NewInterfaces for Musical Expression (NIME2)*, pages 43–48, University of Limerick, mai 2002.

[14] M. Vuskovic and S. Du. « Classification of Prehensile EMG Patterns With Simplified Fuzzy ARTMAP Networks », in *Int. Joint Conf. On Neural Networks, 2002*, pages 2539–2544, 2002.

[15] M. Zecca. « *On the Development of a Cybernetic Prosthetic Hand* PhD thesis, Scuola Superiore Sant'Anna, mars 2003.

Navigation assistée pour personne à mobilité réduite : Reconnaissance de trajet

Régis Grasse, Yann Morère et Alain Pruski
Laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs
Université de Metz, Ile du Saulcy, BP 80794, 57012 METZ Cedex 1 FRANCE,
regis.grasse@univ-metz.fr, yann.morere@univ-metz.fr, alain.pruski@univ-metz.fr

***Résumé*— Les fauteuils intelligents doivent permettre à des personnes dont le handicap ne permet pas de conduire un fauteuil électrique conventionnel, de se déplacer librement dans un environnement inconnu. Mais pour des raisons d'acceptabilité, la personne doit avoir constamment le contrôle du véhicule. Elle doit se sentir « maître » du déplacement plutôt que d'être transportée. Le nombre d'action pour réaliser un déplacement complexe peut devenir très important dans le cas d'une pathologie sévère. Le fauteuil intelligent peut alors fournir une assistance en suggérant la direction « préférée » (= direction que l'utilisateur réalise le plus souvent) de telle sorte que l'utilisateur n'aie pas à redéfinir une commande pendant le déplacement. Il faut dans un premier temps effectué la reconnaissance d'un trajet afin d'en extrapoler les actions futures.**

La première partie présente brièvement le contexte de l'étude et le prototype VAHM 3 ainsi que son logiciel de commande. Dans une seconde partie, sont résumés les résultats obtenus en reconnaissance de trajectoire, d'une part en utilisant les Modèles de Markov Cachés, d'autre part les modèles de Makov Cachés Augmentés puis finalement par « matching » direct de courbe. La partie qui suit présente un algorithme de filtrage particulaire appelé CONDENSATION (CONDitionnal DENSity propagATION) . Une dernière partie contient les résultats de reconnaissance de routes basées sur l'algorithme CONDENSATION.

***Mots Clés*— Navigation assistée, Modèles de Markov Cachés, Algorithme CONDENSATION, Apprentissage, Reconnaissance, Fauteuil roulant intelligent, adaptation.**

I. CONTEXTE DE L'ÉTUDE

LE véhicule autonome pour handicapés moteurs (VAHM) peut être considéré comme un véhicule intelligent. Sa principale caractéristique est de pouvoir se déplacer dans un environnement variant dans le temps et non complètement connu. Lorsqu'une personne à mobilité réduite se déplace sur ce type de véhicule, elle doit avoir constamment le contrôle du véhicule. Elle doit être actrice du mouvement et non être déplacée par le fauteuil. Cependant, suivant le type de pathologie, la définition précise d'une direction (commande), ou le maintien sur une longue période de cette commande peut être difficile voir impossible. A l'aide de ces remarques, le fauteuil intelligent peut fournir une assistance en suggérant la direction « préférée » (direction que l'utilisateur à l'habitude de prendre) de tel manière que l'utilisateur n'a pas à redéfinir une commande pendant le déplacement.

L'idée principale est de considérer le système homme-machine dans sa globalité. Des travaux précédents ont débouché sur une structure de commande basée sur un système multi-agent capable de reconnaître l'état du système et de son environnement proche. Il est alors possible de définir le comportement approprié afin de réaliser le déplacement désiré par l'utilisateur [10]. Le principal but de cette recherche concerne la reconnaissance du chemin courant de manière à être capable d'anticiper les actions futures.

Fig. 1. Prototype VAHM3

II. LE PROTOTYPE VAHM

Le prototype VAHM3 est basé sur le fauteuil Invacare StromIII (cf. : fig.1). Il est équipé de 16 capteurs ultrason pour la perception de l'environnement proche. La vitesse est donnée par des codeurs incrémentaux disposés sur chacun des moteurs. Il est aussi équipé d'un ordinateur embarqué à base de Pentium4 cadencé à 2.66GHz, 512Mo de Ram avec Windows XP Pro pour système d'exploitation.

Une étude précédente a établi une méthode de commande basée sur une structure multi-agent, qui assure la sélection du meilleur agent étant donné un contexte (environnement proche) et les préférences de l'utilisateur [9]. Ce type de contrôle prend comme un tout, l'homme et la machine afin d'obtenir une sorte

Fig. 2. Bouton On/Off utilisé pour les tests. D'autres contacteurs On/Off peuvent être utilisés à la place de celui-ci.

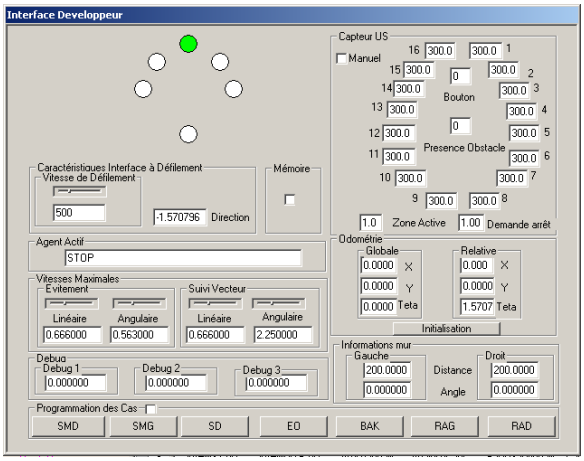


Fig. 3. Une vue de l'interface de déverminage avec la sélection de direction en haut à gauche et ses 6 directions possibles. Elle comprend aussi un état de l'environnement proche grâce aux données des capteurs ultra-sons.

de « symbiose » qui permet de concevoir une machine plus simple à utiliser tout en gardant un contrôle efficace.

Nous nous placerons dans le cas où, à cause de la pathologie, la commande est donnée par un contacteur On/Off (figure2) et la direction est choisie par l'intermédiaire d'une interface avec un curseur défilant indiquant la direction que l'utilisateur peut prendre (figure 3).

Grâce aux dispositifs embarqués, des données sont disponibles :

- la distance calculée entre l'appui et le relâchement du bouton On/Off,
- la direction imposée par l'utilisateur,
- une vision du proche environnement fournie par les capteurs ultrasons,
- les séquences de comportement pendant le déplacement.

III. Résultats précédents utilisant les MMCs (Modèles de Markov Cachés)

Une communication précédente [7] a proposé une nouvelle approche basée sur cette structure à base de comportement qui a pour but d'assister l'utilisateur dans son déplacement d'une manière globale. Le système intelligent repose sur une modélisation des trajets les plus fréquemment usités et assiste l'utilisateur lors de son déplacement en proposant une direction lorsque le trajet est reconnu. Ceci évitera à l'utilisateur de redéfinir une direction ce qui peut être difficile et contraignant dans le cas d'un handicap sévère.

Les modèles de Markov cachés sont très intéressants pour la modélisation de séquences aléatoires qui possède une structure finie d'états (nombre d'états connus). Ils ont été utilisés au départ dans la crypto-analyse et sont maintenant couramment utilisés pour la reconnaissance de la parole [13]. Ce type de modèle semble bien approprié du fait de ses capacités à capturer des séquences aléatoires possédant une structure à états finis.

D'un point de vue externe, la séquence de comportements peut être vue comme une séquence aléatoire. La difficulté est alors double : d'une part on ne sait pas où l'utilisateur désire aller, et d'autre part, comment réagit le fauteuil à l'environnement (évitement d'obstacle par exemple). De plus, les chemins parcourus par le fauteuil sont tous composés d'une séquence de comportements observables, sélectionnés par la commande du fauteuil. Ces données peuvent donc être choisies comme symboles d'observation pour notre modélisation. L'ensemble des symboles d'observation est donné dans [9].

La prochaine étape consiste à définir les états cachés du MMC. Comme dans beaucoup d'applications pratiques, les états cachés ne représentent pas un évènement physique, ce qui permet un grand degré de liberté pour la modélisation d'un système. Le problème principal est alors de fixer le nombre des états cachés. Il peut paraître évident qu'un MMC avec un grand nombre d'états cachés pourra modéliser un système plus complexe que des modèles plus petits. Mais, pour des raisons pratiques, de fortes limitations sont imposées sur la taille des modèles, en particulier le nombre d'états cachés [12].

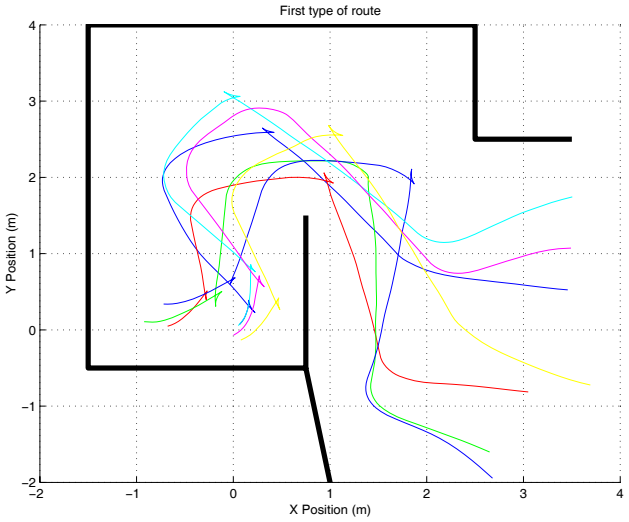
Un autre aspect de la reconnaissance est l'apprentissage en ligne. En effet ce dernier doit être efficace même si le trajet n'a été effectué qu'un petit nombre de fois. Jusqu'ici, tous les tests de reconnaissance ont été effectués sur un ensemble de 23 trajets parmi 4 différentes classes. Une de ces classes est présentée dans la figure 4.

Le contexte complet de l'étude et la présentation de l'outil de modélisation peuvent être trouvés dans[7] et [12]. Il est important de souligner, qu'au départ de l'étude le choix a été fait de baser l'outil de reconnaissance sur les seules données des comportements activés (par la commande multi-agent) lors d'un trajet.

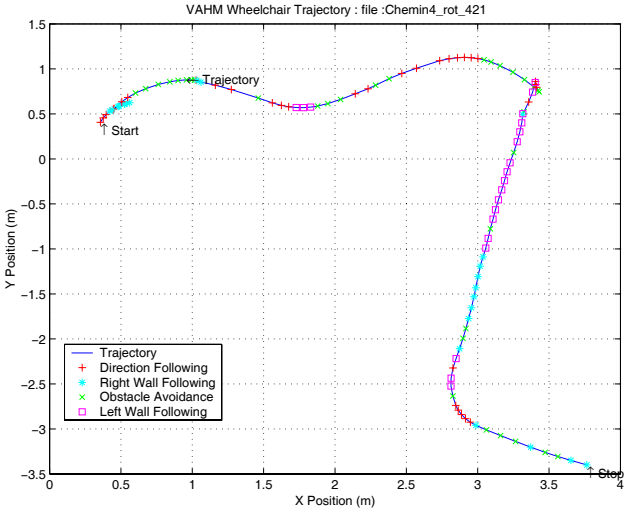
A. *Résultats avec MMCs standards*

Différents algorithmes d'apprentissage sont disponibles pour optimiser les paramètres du MMC lors de la phase de modélisation. Nous avons utilisé les algorithmes de Viterbi et Baum-Welch en faisant varier le nombre d'états cachés.

Après avoir appris une classe de chemin, toutes les routes (séquences de comportement O_i) sont présentées au MMC « intelligent » λ , et la probabilité $P(O_i|\lambda)$ que le modèle



(a) Premier type de route : 7 tests



(b) Séquence de comportements pour un test

Fig. 4. Exemple de classe de chemin et séquence de comportement

λ ait généré la séquence d'observation O_i est calculée. Dans le cas d'une bonne modélisation, les probabilités des chemins capturés seront supérieures à toutes les autres.

En résumé, on peut considérer que les chemins appris peuvent être retrouvés par le MMC, grâce à la probabilité $P(O|\lambda)$ élevée lorsque le nombre d'états cachés est supérieur à 12, en utilisant la procédure de Baum-Welch.

Le principal inconvénient de cette méthode est la phase d'apprentissage s'allonge lorsque le nombre d'états cachés augmente.

Le test de généralisation montre que la probabilité d'un chemin non utilisé pour l'apprentissage de la classe, décroît mais reste supérieure aux probabilités des chemins des autres classes.

Mais quelques limitations apparaissent lors de la reconnaissance dans un contexte de généralisation. Ceci a motivé le développement d'une structure augmentée des MMCs.

B. Résultats avec MMCs augmentés

L'étude complète des MMCs augmentés peut être trouvés dans [11].

Les informations disponibles sont fournies par les capteurs ultrasons et l'odométrie. A partir de ces mesures, nous avons choisi de prendre en compte comme nouvelles informations la distance entre les murs droit et gauche ainsi que l'information de direction comme montrer dans la figure 5.

La procédure de test est identique à la précédente. Les résultats présentés dans le tableau I, montre une reconnaissance totale lorsque l'on utilise la vitesse angulaire + rétrécissement ou bien comportement + vitesse angulaire + rétrécissement. Les tests de généralisation permettent de conclure que cette méthode n'est pas complètement efficace.

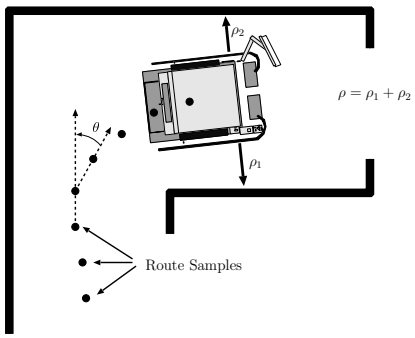


Fig. 5. Données sélectionnées : angle θ et largeur ρ.

Les temps donnés dans le tableau I, proviennent de tests réalisés sur un P4 cadencé 2.66Ghz avec 512Mo de RAM. Tous les algorithmes ont été programmés sous Matlab. Les temps de calcul pourraient être sensiblement diminués en utilisant un langage plus rapide comme le C ou le C++. Mais les temps de calcul sont réellement trop longs lorsque le nombre d'états cachés augmente.

Grâce à ces remarques, l'utilisation des données numériques issues des capteurs semblaient évidentes. Dans ce contexte, les méthodes de mise en correspondance (« matching ») de courbes peuvent être utilisées pour la reconnaissance de trajet.

IV. Mise en correspondance de courbes « curve matching »

A. Première idée : mise en correspondance directe de courbes « Direct curve Matching »

En utilisant une simple différence entre des données issues de trajets différents, une première classification peut être réalisée. Elle n'est bien sur pas optimale et des problèmes subsistent.

	Apprentissage	Généralisation	Temps moyen d'apprentissage (s/trajet)	Temps moyen de reconnaissance (s/trajet/modèle)
Comportement	67%	11%	227	0.196
Vitesse angulaire	87%	0%	204	0.118
Rétrécissement	71%	33%	245	0.132
Comportement + Vitesse angulaire	96%	11%	442	0.098
Comportement + Rétrécissement	93%	22%	290	0.110
Vitesse angulaire + Rétrécissement	100%	78%	451	0.109
Comportement + Vitesse angulaire + Rétrécissement	100%	33%	455	0.158

TABLE I
RÉSULTATS DES MMCS AUGMENTÉS.

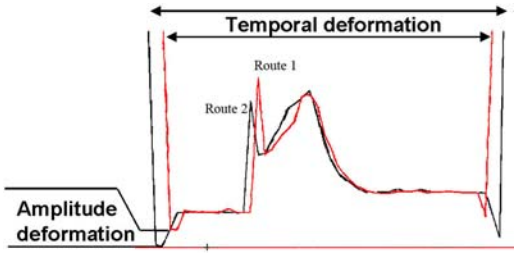


Fig. 6. Exemple de déformation sur les observations de rétrécissement.

La figure 6 montre des différences en termes de déformation temporelle et d'amplitude. Un outil de modélisation peut traiter ce genre de déformation. Il s'agit de l'algorithme de CONDENSATION [1].

B. Amélioration : mise en correspondance de courbes en utilisant l'algorithme de CONDENSATION

Comme décrit dans [2], l'algorithme de CONDENSATION appartient à la classe générale des filtres de Monte Carlo, inventés dans les années 70 [3] et récemment redécouvertes dans les problèmes de suivi de cible [8], et la littérature traitant de la statistique [6] et vision par ordinateur [5], [4]. Cet algorithme utilise un ensemble d'échantillons aléatoires ou *particules* pour représenter la propagation des densités de probabilités arbitraire pendant le temps. Il est aussi capable de traiter de multiples sources d'entrées.

L'algorithme de CONDENSATION est brièvement décrit dans la suite, et une description complète peut être trouvée dans [1].

Le filtre est composé de N particules ou *états* et chacun de ces états $s^{(n)}$ possède :
- μ : un numéro de modèle
- ϕ : une position dans le modèle
- ρ : la déformation temporelle du modèle
- α : la déformation d'amplitude du modèle

Les valeurs aléatoires initiales des états sont choisies par échantillonnage uniforme dans les intervalles suivants :
- $\mu \in [0, \mu_{max}]$
- $\phi = \frac{1-\sqrt{y}}{\sqrt{y}}$, où $y \in [0,1]$
- $\alpha \in [\alpha_{min}, \alpha_{max}]$
- $\rho \in [\rho_{min}, \rho_{max}]$

L'algorithme commence par initialiser les N états par la méthode décrite précédemment. Ensuite commence le calcul, à $t = 0$, de la vraisemblance d'observer sur une fenêtre W les observations Z_t étant donnés tous les états s_t^noù :
- Z_t est un ensemble d'observations de dimension D au temps t donné par $Z_t = (\mathbf{z}_t, \mathbf{z}_{t-1}, \mathbf{z}_{t-2}, ..., \mathbf{z}_{t-W})$, où $\mathbf{z}_t = (z_{t,1}, ..., z_{t,D})$
- $s_t^n = (\mu, \phi, \alpha, \rho)$ est l'état n à l'instant t.

La vraisemblance est donnée par la fonction suivante :

$$p(\mathbf{z}_t|s_t) = \prod_{i=1}^{D} p(Z_{t,i}|s_t)$$

où

$$p(Z_{t,i}|s_t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} \exp \frac{-\sum_{j=0}^{w-1}(z_{(t-j),i} - \alpha m^{(\mu)}_{(\phi-\rho j),i})^2}{2\sigma_i^2(w-1)}$$

Les σ_i sont les estimées de l'écart type pour la courbe i et $\alpha m^{(\mu)}_{(\phi-\rho j),i}$ est le i^{th}coefficient dans le modèle μ interpolé à l'instant $\phi - \rho j$ et déformé par α.

Le résultat est composé de N probabilités correspondantes à chaque particule. Le filtre est maintenant initialisé et on peut commencer les itérations de l'algorithme.

Pondération:
On commence par la normalisation des N probabilités calculées à l'instant $t-1$ par

$$\pi_{t-1}^{(n)} = \frac{p(z_{t-1}|s_{t-1}^{(n)})}{\sum_{i=1}^{N} p(z_{t-1}|s_{t-1}^{(i)})}$$

où $\pi_{t-1}^{(n)}$ représente le poids de chaque particule à l'instant $t-1$. On construit aussi la probabilité cumulée $c_{t-1}^{(n)}$ comme suit :

$$c_{t-1}^{0} = 0$$

$$c_{t-1}^{(n)} = c_{t-1}^{(n-1)} + \pi_{t-1}^{(n)}$$

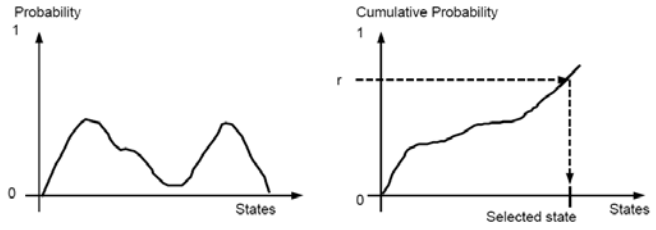


Fig. 7. (dans [1]) On échantillonne la distribution de probabilité des états en construisant la distribution de probabilité cumulée et en l'échantillonnant uniformément. En choisissant r dans une distribution uniforme sur $[0,\ 1]$ on obtient l'état correspondant.

Sélection:

On sélectionne un état S_{t-1} en échantillonnant c_{t-1} avec une valeur aléatoire uniforme $r = [0, 1]$ et en trouvant le plus petit $c_{t-1}^{(n)}$ tel que $c_{t-1}^{(n)} > r$ comme le montre la figure 7. De cette manière, les états les plus probables sont choisis le plus fréquemment. Maintenant que l'état est sélectionné, on peut passer à la phase de prédiction de ces paramètres à l'instant t.

Prédiction:

Dans cette partie on essaie de prédire les paramètres du nouvel état $s_t^{(n)}$ à l'instant t à partir de l'état sélectionné S_{t-1} avec :

$$\mu_t = \mu_{t-1}$$

$$\phi_t = \phi_{t-1} + \rho_{t-1} + \mathcal{N}(\sigma_\phi)$$

$$\alpha_t = \alpha_{t-1} + \mathcal{N}(\sigma_\alpha)$$

$$\rho_t = \rho_{t-1} + \mathcal{N}(\sigma_\rho)$$

où $\mathcal{N}(\sigma_*)$ représente une distribution normale de l'incertitude de prédiction. Si $\phi_t > \phi_{max}$ nous sommes à la fin du modèle et l'on réinitialise l'état. Si α_t ou ρ_t sont sorties de leur intervalle respectif, on réalise de nouvelles prédictions jusqu'à ce qu'elles soient de nouveau à l'intérieur de leurs limites.

Mise à jour :

Dans cette partie, on calcule la probabilité $p(\mathbf{z}_t|s_t^{(n)})$ de l'état prédit $s_t^{(n)}$. Si cette probabilité est trop faible, on réitère une prédiction, et si à la suite de plusieurs essais la probabilité est toujours trop faible, on génère un nouvel état.

Un fois les N états calculés, on repart dans la phase de pondération. Afin d'éviter d'être bloqué dans un minimum local et afin de prendre en compte les changements brusques des données d'entrée, on peut incorporer quelques états initiaux, au lieu de sélectionner tous les N états.

V. Résultats

Tous les tests ont été réalisés dans les mêmes conditions que pour les MMCs, c'est à dire : 23 trajets dans 4 environnements différents. L'ensemble de l'algorithme a été réalisé avec Matlab. Dans un but de simplification, chaque premier trajet de chaque classe a été choisi comme modèle de la classe. Les paramètres du filtre sont les suivants : $N = 500$ états, $W = 40$ observations, $\alpha \in [0.7\ 1.3]$, $\rho \in [0.7\ 1.3]$, 50 nouveaux états à chaque itération (10%), $\varepsilon = 0.2$, 10 prédiction avant réinitialisation de l'état, $\sigma_i = 1$ (pas d'estimation de l'écart type), les paramètres de l'incertitude de prédiction sont choisis comme dans [1] : $\sigma_{phi} = 0.5$, $\sigma_\alpha = \sigma_\rho = 0.1$.

La figure 8 montre le modèle du premier type de chemin et un autre chemin de la même classe. Le but étant de connaître le trajet actuel, et la position dans ce trajet, les w dernières observations sont utilisées pour déterminer le modèle le plus probable, ainsi que la position dans le modèle et ses déformations. Un exemple de reconnaissance est donné en figure 9 avec une déformation temporelle de 19%. Le temps moyen de calcul de la simulation avec Matlab est de $t = 0.9547s$ par test de reconnaissance (un cycle de l'algorithme de CONDENSATION).

Le point critique pour un bon compromis entre le taux de reconnaissance et le temps de calcul est le choix de la longueur de la fenêtre d'observation. Comme décrit dans le tableau II, l'erreur de reconnaissance décroît lorsque le nombre d'itérations augmente. Ainsi pour une fenêtre de 35 ou 40 observations, l'erreur est nulle à partir de 20 observations, ce qui correspond à une distance parcourue de 5m.

VI. Conclusion

Dans ce papier, le prototype VAHM3 a été présenté ainsi que le projet de reconnaissance de trajet dans le but d'une aide à la navigation. La première partie a brièvement présenté les résultats obtenus par des méthodes utilisant les Modèles de Markov Cachés (standards et augmentés). L'outil est certainement adapté à la reconnaissance, mais ne permet pas dans notre cas un implantation en temps réel du fait des temps de calcul trop long. La seconde partie s'est attachée à présenter une méthode basée sur la mise en correspondance de courbes (« curve matching »). Les problèmes de déformations d'amplitude et temporelle présents sur une méthode de mise en correspondance directe de courbes, sont résolus par l'utilisation d'un filtre particulaire : l'algorithme de CONDENSATION qui permet de prendre en compte de telles déformations. Les premiers résultats issus de simulation sous Matlab sont bons et l'implantation temps réelle sur le véhicule autonome est en cours.

References

[1] M. J. Black and A. D. Jepson. A probabilistic framework for matching temporal trajectories : Condensation-based recognition of gesture and expressions. In H. Burkhardt and B. Neumann, editors, *Europran Conf. on Computer Vision, ECCV-98*, pages 909–924, Freiburg, Germany, 1998. Springer-Verlag.

[2] D. Fox F. Dellaert, W. Burgar and S. Thrun. Using the Condensation algorithm for robust, vision-based mobile robot localization. In *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR '99)*, 1999.

position dans le modèle \ taille de la fenêtre	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60
1	39%	74%	74%	78%	65%	65%	70%	65%	61%	61%	70%
5	30%	35%	39%	39%	35%	17%	30%	35%	43%	57%	57%
10	17%	26%	30%	26%	26%	13%	13%	30%	30%	35%	52%
20	26%	30%	22%	22%	13%	0%	0%	4%	9%	4%	4%
30	43%	30%	26%	13%	9%	4%	9%	4%	9%	4%	0%
40	57%	30%	11%	43%	17%	17%	13%	9%	4%	0%	0%
50	52%	17%	30%	39%	26%	17%	17%	4%	9%	N/A	N/A

TABLE II

ERREUR DE RECONNAISSANCE EN FONCTION DE DIFFÉRENTES TAILLES DE FENÊTRE

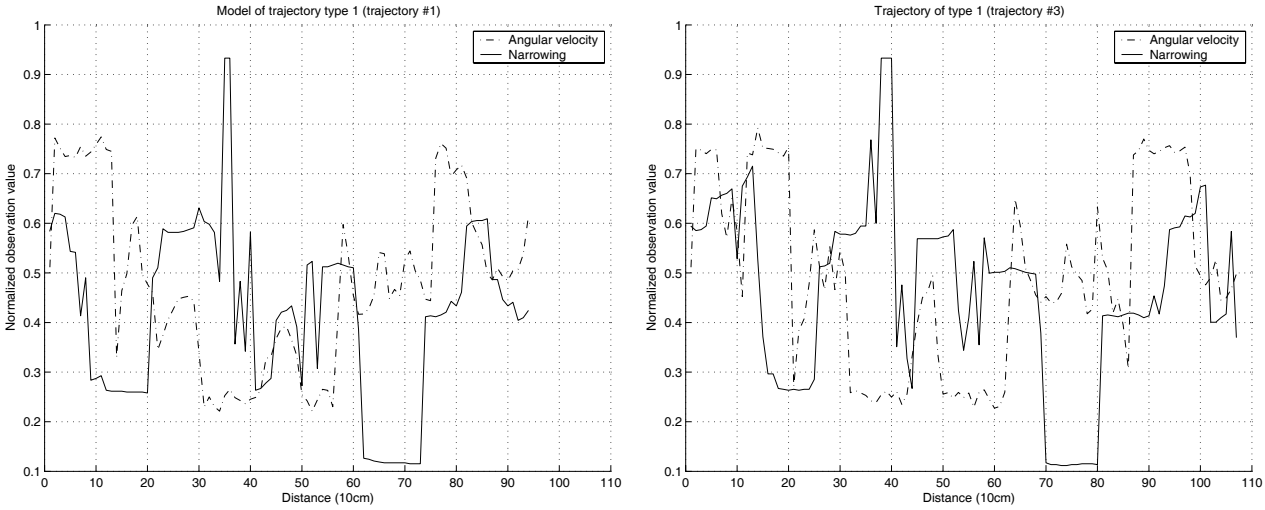


Fig. 8. Trajectoire #1 (utilisée comme modèle) et trajet #3

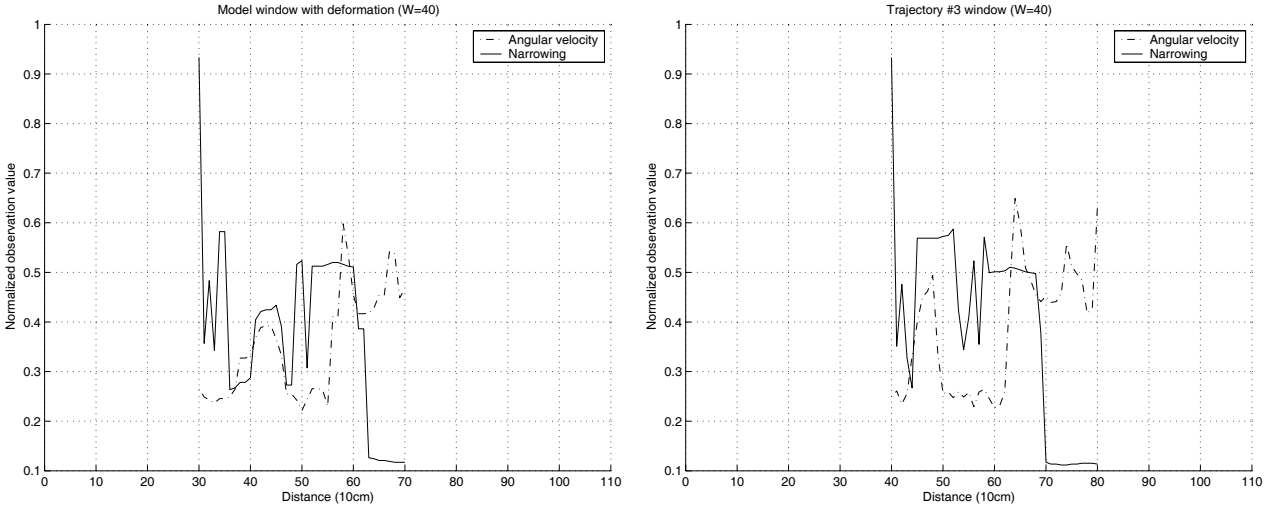


Fig. 9. Fenêtre modèle avec déformation ($\rho = 0.81$ et $\alpha = 0.95$) et la fenêtre correspondante sur la trajectoire #3 qui donne une vraisemblance de $p = 0.968$

[3] J. E. Handschin. Monte carlo techniques for prediction and filtering of non-linear stochastique processes. In *Automatica*, pages 6 :555–563, 1970.

[4] M. Isard and A. Blake. Condensation-conditional density propagation for visual tracking. In *International Journal of Computer Vision*, pages 29(1) :5–28, 1998.

[5] Michael Isard and Andrew Blake. Contour tracking by stochastic propagation of conditional density. In *Eur. Conf. on Computer VisionECCV (1)*, pages 343–356, 1996.

[6] G. Kitagawa. Monte carlo filter and smoother for non-gaussian non-linear state space models. In *Journal of Computational and Graphical Statistics*, pages 5(1) :1–25, 1996.

[7] Y. Morère and A. Pruski. Aided navigation for disabled people : Route recognition with hmms - first results. In *7th Conf. for the Advancement of Assistive Technology, AAATE 2003*, Dublin, 1-3 sept 2003 2003.

[8] D. J. Salmond N. J. Gordon and A. F. M. Smith. Novel approach to nonlinear/non-gaussian bayesian state estimation. In *IEEE Procedings*, pages F. 140(2) :107–113, 1993.

[9] A. Pruski, M. Ennaji, and Y. Morère. Vahm : A user adapted intelligent wheelchair. In *IEEE Conference on Control Application*, Galsgow, Scotland, UK, September 2002.

[10] A. Pruski and O. Habert. Obstacle avoidance module for the vahm-2 wheelchair. In 5^{th} *conference for the advanced of assistive technology*, Düsseldorf, Germany, november 1999. AAATE 1999.

[11] Y. Morère R. Grasse and A. Pruski. Aided navigation for disabled people : Route recognition with augmented hmms. In *8th Conf. for the Advancement of Assistive Technology, AAATE 2005*, Lille, 6-9 sept 2005 2005.

[12] L.R. Rabiner. A Tutorial on Hidden Markov Models and Selected Applications in Speech Recognition. *Proceedings of IEEE*, 77(2) :257–286, February 1989.

[13] L.R. Rabiner and B.H. Juang. An introduction to hidden Markov models. *IEEE ASSP Magazine*, 3 :4–16, 1986.

L'habitat intelligent au service du maintien à domicile : Application au suivi d'individus

V. Ricquebourg[1,2], B. Marhic[1], L. Delahoche[1], D. Menga[2], C. Logé[3]
[1] RTeAM - Avenue des Facultés - Le Bailly; 80025 AMIENS Cedex 1
[2] EDF-R&D - 1 Avenue du Général de Gaulle – BP408, 92141 Clamart cedex
[3] Laboratoire LaRIA - 5 Rue du Moulin Neuf, 80000 Amiens
{ vincent.ricquebourg , bruno.marhic , laurent.delahoche , christophe.loge }@u-picardie.fr ; david.menga@edf.fr

Résumé **- L'habitat intelligent est vraisemblablement une solution pour le maintien à domicile. En effet, la télésurveillance permet dans une certaine mesure aux personnes à mobilité réduite un retour à domicile rapide. La possibilité de fournir un ensemble de services dédiés à l'habitant, comme la télésurveillance, est un enjeu majeur. Pour rendre ce service possible, nous présentons la brique de base qu'est la localisation et le suivi d'individus dans cet habitat. La méthode proposée est tirée de la robotique et permet de localiser et de suivre des personnes en mouvement.**

I. INTRODUCTION

L'intelligence diffuse dont notre domaine d'application est l'habitat intelligent, est un domaine dont l'émergence est encore récente. Cet habitat sera équipé d'objets communicants aux fonctions diverses. Les solutions déployées seront multiples et s'appuieront, de façon très schématique, sur un ordinateur central, relié au monde par des accès à haut débit qui organisent les fonctions informatiques, audiovisuelles, télécoms et qui constituent le centre du réseau des objets communicants.

Bien évidemment, on pourra dédier cette réalisation aux personnes déficientes, qu'elles aient un handicap moteur ou cognitif. Pour permettre aux personnes handicapées de rester le plus longtemps possible dans leur maison nous pensons qu'il est important de mettre en place des services, tels que le suivi de données biométriques de la personne (pouls, tension, taux de diabète,…) ou de la télésurveillance. Ainsi, ces services à l'habitant facilitent l'acceptabilité des soins par ces personnes car il n'est plus nécessaire de se déplacer chez son médecin ou à l'hôpital pour être examiné. Il est donc indispensable d'effectuer ce suivi médical au sein même de l'habitat de la personne et non dans des locaux hospitaliers où les conditions sont totalement différentes. Il est certain que le grand public est concerné. Ainsi, on peut penser à un système intelligent fournissant aux habitants la possibilité de lire leurs emails respectifs où qu'il soient dans la maison ou encore un système qui apprend les habitudes de chacune des personnes au fur et à mesure de leurs vies afin de leurs fournir instantanément un service dont ils ont besoin couramment.

Ce nouveau type d'habitat a donc pour objectif de fournir à ses habitants tout le confort possible grâce à une intelligence pourvue de capteurs dissimulés et qui fournira à la demande ou non, des services adaptés selon le contexte dans lequel se trouveront ses habitants. Un système interactif est sensible au contexte lorsqu'il est capable d'identifier les circonstances qui entourent l'action (et notamment celle de l'utilisateur) en vue d'offrir un service adapté [1]. Afin de distinguer partiellement le contexte, nous avons déterminé trois questions à se poser : (1) Qui est cet habitant ? (2) Ou se trouve t'il ? (3) Ou était il avant ?. Ces trois questions peuvent se résumer à Identifier, à Localiser et à Suivre. L'identification va permettre d'avoir une connaissance quant à l'identité de l'individu, la localisation va permettre d'avoir une information quant à sa position au sein de l'habitat ce qui implique alors la connaissance de la pièce dans laquelle il se trouve voire même la position précise au sein de cette pièce. Le suivi permettra d'obtenir un historique du parcours de l'individu afin de connaître ses habitudes. Nous nommerons ces trois informations ILS (Identification, Localisation et Suivi). Grâce à ces trois informations, il sera aisé de fournir un service plus adapté à l'individu.

Cet article se propose de présenter une méthode robuste de localisation et de suivi en s'appuyant sur des concepts issus du domaine de la robotique. Pour cela, nous commencerons par poser le problème. Ensuite, nous allons passer en revue les différentes méthodes existantes de localisation et de suivi en milieu intérieur, dédié à l'habitat intelligent dans un premier temps. Ensuite, nous verrons les principales méthodes de localisation et de suivi utilisées en robotique mobile pour un robot unique. Pour terminer, nous tenterons de démontrer qu'il existe un lien entre les domaines de la robotique et de la l'habitat intelligent en montrant que cet habitat pose les « problématiques robotiques » de façon totalement inversée. Nous finaliserons en présentant un exemple de suivi et localisation s'appuyant sur des méthodes robotiques que nous appliquons au domaine de l'habitat. Nous présenterons le capteur utilisé et la méthode associée. Nous terminerons par les résultats et les perspectives de ce travail.

II. PRESENTATION DU PROBLEME

Le domaine de l'habitat intelligent possède un passif en terme de méthodologies, de solutions qui n'est finalement pas très étendu. C'est pour cette raison que nous avons souhaité établir des connexions fortes avec des domaines connexes justifiant d'un recul plus important. C'est le cas par exemple de la robotique qui recèle une expérience conséquente au niveau des « solutions capteurs » mais aussi des méthodes de localisation et d'identification.

Le parallèle et donc le lien que nous souhaitons établir est que l'habitat intelligent pose les « problématiques robotiques » de façon totalement inversée. Dans le cas de l'habitat intelligent, c'est l'environnement qui a besoin de capteurs et de méthodes afin d'appréhender le contexte dynamique. Le référentiel de l'observateur est ici fixe, celui des entités à observer est en mouvement. Formulé autrement, le robot serait dépourvu de tout capteur et correspondrait alors aux habitants et l'environnement serait équipé de capteurs en lieu et place des amers servant au repérage du robot. Ce point de vue conceptuel permet de revisiter de manière duale les paradigmes issus du domaine de la robotique pour les appliquer à celui de l'habitat intelligent. Nous nous positionnerons dans le contexte ILS (Identification, Localisation et Suivi) afin de présenter cette dualité.

III. RAPIDE ETAT DE L'ART DE L'EXISTANT POUR LA LOCALISATION

A. Dans le domaine de l'habitat

La problématique de l'habitat intelligent est un domaine qui a vu le jour dans les années 90 avec l'arrivée du premier système de localisation indoor nommé Active Badge[2]. Certains travaux ont déjà tenté de répondre aux questions qui nous incombent, à savoir identifier, localiser et suivre. Des technologies de capteurs adaptées à l'habitat intelligent ont été développées pour permettre d'analyser des scènes d'intérieur. Différentes technologies sont utilisées afin de répondre à la problématique ILS nécessitant dans tous les cas le port d'un badge (ou tag) sur les personnes.

Parmi ces technologies, nous trouvons des solutions à base d'infrarouge comme Active Badge [2]. Des solutions à base d'ultrason sont proposées. On trouve le 3D Active Bat [3] qui est le successeur de l'Active Badge. De même, nous trouvons des solutions à base de fréquence radio. Verichip [4] s'appuie sur cette technologie. C'est un capteur de la taille d'un grain de riz, qui vient s'insérer sous la peau de la personne. C'est un badge RFID passif. Un système hybride est Hexamite's Low Cost Positioning System [5] qui fournit des résultats quasi similaires qui sont fonction du nombre de récepteur placé dans l'habitat. Cricket [6] utilise la combinaison Radio Fréquences – Ultrasons afin d'estimer la position des personnes.

Ces différentes solutions ont l'inconvénient majeur de nécessiter une infrastructure lourde à mettre en place. La mise en place dans les plafonds ou les murs sont des contraintes qui ralentissent l'utilisation de tels systèmes.

Des méthodes s'appuyant sur des infrastructures existantes émergent. Une grosse activité de recherche s'est déployée sur la mise en place de GPS dans les téléphones cellulaires afin de localiser leurs utilisateurs. L'inconvénient du GPS est l'impossibilité de recevoir le signal à l'intérieur (Indoor). Malgré l'apparition du A-GPS , Assisted GPS [7], la précision du GPS à l'intérieur ne dépasse pas les 10 mètres.

Le Wifi est une alternative pour remédier aux problèmes du GPS pour la localisation en milieu intérieur. Par trilatération, le logiciel Place Lab [8] obtient des résultats de l'ordre de 20 à 30 mètres. La localisation par bluetooth utilise un principe similaire mais sera plutôt utilisée dans des environnements restreints tels qu'un habitat car le rayon de couverture est très étroit.

B. Dans le domaine de la robotique

La robotique mobile gravite essentiellement autour de l'accroissement de l'autonomie donné à un véhicule mobile. L'objectif est d'assurer une navigation autonome dans un environnement. Grâce à ses capteurs, le véhicule pourra gérer plus au moins d'informations sur lui-même et sur son environnement afin de déterminer sa position mais aussi d'avoir une représentation instantanée des objets l'entourant.

Le domaine de la robotique mobile recèle énormément de méthodes de localisation et de suivi. On appelle « suivi » dans le domaine de la robotique, le fait de propager une mise en correspondance « observation capteur – amer naturel/cible », ou encore entre « données sensorielles et données cartographiques » au cours du temps donc tout au long du trajet du robot. Le but de cette manipulation étant à terme, de permettre au robot de se localiser, d'éviter des obstacles, de cartographier dynamiquement un environnement ou de saisir des objets. Le problème de mise en correspondance de deux observations est nommé appariement.

- *Localisation à l'estime*

La localisation à l'estime est une des principales méthodes de localisation. Elle consiste à évaluer la position, l'orientation, et éventuellement la vitesse du robot mobile par intégration (sommation) des informations fournies par divers capteurs dits proprioceptifs depuis un point de départ.

- *Localisation absolue*

La localisation absolue est la seconde technique qui permet de se repérer directement dans le domaine d'évolution du robot mobile. Cette technique permet de se repérer que ce soit en environnement extérieur (mer, espace, terre), ou en environnement intérieur (ateliers, immeubles, centrales nucléaires...). Cette méthode de localisation est basée sur l'utilisation de capteurs extéroceptifs qui permettent d'obtenir une perception du milieu d'évolution du robot.

La localisation utilisant des repères naturels consiste à exploiter des éléments caractéristiques du milieu d'évolution du robot. Le robot doit d'abord construire un modèle sensoriel de l'environnement à partir des informations sensorielles obtenues. Les éléments caractéristiques de ce modèle sont alors mis en correspondance avec les amers de la carte théorique de l'environnement. La localisation est déduite des appariements réalisés. Cette méthode permet d'utiliser l'environnement sans modification, contrairement aux méthodes de localisation par balises. Par contre, cette méthode nécessite des capteurs relativement précis. Il faut aussi que l'environnement possède des caractéristiques remarquables afin de pouvoir réaliser une mise en correspondance robuste (par exemple, l'environnement ne doit pas être symétrique).

Les méthodes de propagation temporelle de la mise en correspondance appelées le suivi multi-pistes permettent de reconnaître, à partir des données fournies par un ou plusieurs capteurs, les données qui proviennent des objets de l'environnement faisant l'objet d'un suivi de leur évolution de leur trajectoire. Le suivi multi-pistes peut être vu comme une propagation temporelle d'une mise en correspondance initiale. Il permet de contribuer à l'augmentation de la robustesse de l'étape de mise en correspondance. La plupart des méthodes utilisées sont probabilistes. Les deux algorithmes les plus répandus sont le « Multiple Hypothesis Tracker » (MHT) imaginé par D.B. REID en 1979

[9] et le « Joint Probabilistic Data Association Filter » (JPDAF) de Bar-Shalom (1988) [10]. Le JPDAF est une méthode bayésienne qui consiste à construire un estimateur qui prend en compte toutes les observations contenues dans la fenêtre. Le JPDAF ajoute la possibilité de gérer l'information multi-cibles. Elle est généralement vue comme une extension du filtrage de Kalman. Contrairement à la méthode JPDAF, la méthode MHT autorise l'initialisation de nouvelles pistes. En effet, il s'agit d'une méthode orientée mesure : cela signifie qu'au lieu de considérer les pistes et d'associer à celles-ci les différentes mesures, on considère les mesures pour lesquelles on génère trois hypothèses de provenance. Soit la mesure provient d'une cible déjà existante, soit d'une nouvelle cible ou la mesure est une fausse alarme.

On rencontre des méthodes hybrides. Ces méthodes ont l'avantage d'utiliser conjointement la localisation à l'estime et absolue. On parle alors de recalage dynamique. L'aboutissement de la perception et de la localisation pour un robot est le SLAM (Simultaneous Localization And Mapping). Il conjugue ces deux aspects. Il intervient lorsque le robot n'a aucune connaissance à priori de son environnement et qu'il

n'a aucune information quant à sa position dans cet environnement. Il consiste à estimer conjointement la position du robot et les positions des amers qui sont supposés immobiles

IV. LA DUALITE ROBOTIQUE/HABITAT INTELLIGENT

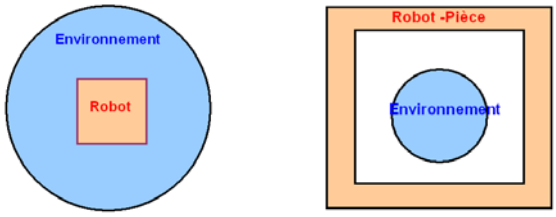
A. Définition du couple Robot/Environnement et Maison/Environnement

Dans ce qui suit nous allons établir une comparaison entre le monde de la robotique et celui de l'habitat intelligent en se plaçant du point de vue capteur. Nous allons tout au long de cette réflexion parler du couple Robot / Environnement. Autant en robotique cette notion est connue de tous, autant dans le cas de l'habitat intelligent, cette notion peut constituer un concept ambigu. Comme nous l'avons vu précédemment, l'habitat est équipé de capteurs afin d'appréhender son environnement c'est-à-dire les habitants et le mobilier. Afin d'obtenir une précision accrue, nous définirons un habitat comme un ensemble de pièces où chacune d'entre elles sera considérée comme un robot avec son environnement définit par l'ensemble des habitants et du mobilier. On peut ainsi dire que la maison intelligente est un ensemble de robot. Cette première notion, peut être illustrée par la Figure 1. En robotique, la perception est orientée vers l'extérieur, au sein de l'habitat intelligent, la perception est orientée vers l'intérieur.

Dans notre développement, nous appellerons la pièce intelligente Rob^{Pi} (Robot-Pièce) et son environnement $Enviro^{Pi}$ (dual robotique). Nous formulons l'hypothèse que $Enviro^{Pi}$ est composé des habitants et du mobilier.

En robotique classique on appelle *paramètres intrinsèques* des variables qui définissent le robot, par exemple, le diamètre des roues, les caractéristiques dynamiques…

Dans le cas de l'habitat intelligent, le dual de ces paramètres sera à titre d'exemple les caractéristiques géométriques des pièces (l'emplacement et la taille des fenêtres ou des portes), des notions de couleurs, les caractéristiques thermodynamiques des matériaux (mur, sol…).Nous pouvons alors affirmer que dans le référentiel «habitat intelligent» définit ci-dessus, les méthodes utilisées en robotique pour répondre aux problématiques de type identifier, localiser et suivre se trouvent être exploitable en les reformulant de façon inverse, ce qui est la conséquence que les éléments susceptibles d'être en mouvement en robotique et dans l'habitat intelligent ne sont pas les mêmes.



Point de vue robotique Point de vue habitat intelligent

Figure 1: Le couple robot/environnement vu en robotique et dans l'habitat intelligent

Sur la base que ces quelques remarques préalables, nous allons étayer notre propos par le biais de trois questions :

1 – Quels sont les capteurs permettant d'estimer l'état du robot ?

2 – Comment le robot perçoit-il son environnement ?

3 – Comment l'environnement agit-il sur le robot ?

Dans un premier temps, afin de démontrer cette dualité, nous pouvons nous attacher à présenter les capteurs permettant d'estimer l'état du robot. D'un point de vue robotique, les capteurs proprioceptifs et extéroceptifs permettent d'estimer l'état (au sens vecteur d'état) du robot. Les méthodes utilisant les capteurs proprioceptifs comportent des problèmes d'erreurs cumulatives, les dérives odomètriques sont généralement celles que l'on cite le plus couramment. Ces capteurs, utilisés seuls, ne suffisent généralement pas à estimer de façon fiable le vecteur d'état du robot. Les méthodes mettant en œuvre des capteurs extéroceptifs comportent des problèmes liés à la mise en correspondance et à la levée d'ambiguïtés (faux appariement). Suivant les observations (au sens de mesure) le vecteur d'état pourra être reconstruit de façon beaucoup plus fiable que dans le cas précédent.

Selon le point de vue habitat intelligent, on pourra définir comme capteur proprioceptif tout « observateur » fournissant des informations sur le système lui-même, par exemple un contact tout ou rien placé sur le bâti d'une fenêtre (état ouvert ou fermé). Ainsi, on pourrait placer une webcam (capteur extéroceptif) sur une table ($Enviro^{Pi}$) afin de détecter si une fenêtre est ouverte ou pas.

Par ailleurs, il semblerait que les problèmes d'erreurs cumulatives peuvent aussi survenir lorsque l'on considère les capteurs proprioceptifs dans l'habitat intelligent. On peut imaginer le cas d'une crémaillère qui permet d'ouvrir une baie vitrée. Si une consigne initiale caractérisée par un nombre de pas (dents) n'aboutit pas (perte de pas), lors d'une prochaine consigne (en boucle ouverte) cette erreur de position sera cumulée avec les erreurs suivantes.

En robotique comme au sein de l'habitat intelligent, nous pouvons calculer la configuration intrinsèque du robot (Rob^{Pi} , Robot) à l'aide des deux types de capteurs. Une fusion des deux types de mesures sera nécessaire pour obtenir une précision et un niveau sémantique accru.

Si nous nous attachons à savoir comment le robot perçoit son environnement, nous pouvons voir, d'un point de vue robotique que les capteurs proprioceptifs permettent simplement d'estimer les paramètres d'état du robot. Ils ne donnent en aucun cas d'informations quant à l'environnement entourant le robot. Ce sont les capteurs extéroceptifs qui vont fournir les informations nécessaires au robot pour appréhender son environnement. Dans le cas de l'habitat intelligent et en nous appuyant sur nos hypothèses de travail où l'environnement du robot (Rob^{Pi}) est l'ensemble habitants/mobiliers, nous pouvons dire que les capteurs proprioceptifs ne trouveront pas leur place dans cette problématique d'appréhension de l'environnement. Ces capteurs ne pourront fournir une information sur l'environnement/ $Enviro^{Pi}$.

Les capteurs extéroceptifs vont quant à eux fournir les informations dont le robot à besoin pour connaître son environnement. Des badges actifs placés sur les objets susceptibles d'être en mouvement fourniront des informations importantes quant à la nature de ces objets mais aussi quant à leurs positions respectives.

Nous pouvons alors dire qu'en robotique comme dans l'habitat intelligent, l'environnement ne pourra être appréhendé qu'à partir de capteur de type extéroceptif. Pour la robotique ce sont les spécificités de l'environnement qui sont considérées afin d'effectuer des traitements de type suivi, SLAM,… Il en est de même dans l'habitat intelligent : ces capteurs vont permettre d'appréhender les objets qui peuvent être en mouvement et qui forment l'environnement du robot.

Parmi les méthodes de localisation du robot, nous pouvons remarquer que la localisation absolue est facilement applicable à cette dualité. Les balises artificielles propres à la robotique vont être retrouvées lors de l'utilisation de badges passifs ou actifs disposés sur les habitants ou le mobilier de l'habitat. De même, les balises naturelles pourront être assimilées comme étant les caractéristiques morphologiques du mobilier ou des habitants telles que le poids, la taille mais aussi en s'appuyant sur l'analyse des mouvements et des déplacements des habitants.

Lorsque l'environnement agit sur le robot, la construction du vecteur d'état du robot basée sur des mesures proprioceptives y sera sensible. La configuration du robot peut être fortement erronée lors d'un changement brutal de propriétés de l'environnement. Tout changement de l'environnement par rapport à des conditions initiales entraînera une dérive irrémédiable du processus de calcul (en l'occurrence estimation du vecteur d'état). On pourra citer par exemple les obstacles naturels.

De même l'environnement pourra agir de la même façon sur les capteurs extéroceptifs et modifier les observations faites. Nous pouvons prendre le cas de la caméra qui est très sensible à l'environnement (éclairage de la scène, le phénomène jour/nuit,…). Le fonctionnement des capteurs à base d'ultrasons ou d'infrarouge est lui aussi très lié aux conditions extérieures.

Dans le cas de l'habitat intelligent, le capteur révélant l'état de la fenêtre (ouvert ou fermé), de type proprioceptif, va se voir modifié par son environnement/ $Enviro^{Pi}$. Un habitant peut ouvrir ou fermer cette fenêtre qui fait partie du robot / Rob^{Pi}. De même, il pourra agir sur la température propre du robot / Rob^{Pi}.

L'environnement/ $Enviro^{Pi}$ pourra agir sur des capteurs extéroceptifs tel que la webcam dont le but est de vérifier l'état d'une fenêtre. Un habitant peut en effet déplacer cette webcam et donc agir sur le processus de mesure extéroceptif.

En robotique comme dans l'habitat intelligent, les capteurs sont tributaires de l'environnement. Un changement d'état de l'environnement induira une interférence sur les mesures qu'elles soient extéroceptives ou proprioceptives

V.LOCALISATION ET SUIVI DANS L'HABITAT INTELLIGENT

Le but de cette partie est de proposer une méthode de localisation et de suivi afin de répondre à la problématique ILS. Pour cela, nous avons élaboré un capteur permettant de localiser grossièrement un individu dans une pièce de la maison intelligente. Ce capteur s'appuie sur la détection d'individu en mouvement grâce à des capteurs infrarouges passifs (détecteurs pyroélectriques) utilisés dans le domaine de la sécurité. Nous avons couplé plusieurs de ces capteurs afin d'obtenir un découpage régulier de la zone. En utilisant un second système similaire, nous pouvons découper la pièce en plusieurs quadrilatères de surfaces différentes. Le fonctionnement du capteur est simple. Si une personne est en mouvement dans une zone, cette zone sera activée. S'il n'y a pas de mouvement, la zone ne sera pas activée.

A. Principe du capteur de localisation

En utilisant plusieurs capteurs pyroélectriques l'un à coté de l'autre, on obtient un découpage de la pièce en N faisceaux égaux (cf Figure 2 et Figure 3)

Le principal avantage d'un tel système est qu'il n'y a aucune émission de signal. Ici le capteur pyroélectrique est passif, c'est à dire qu'il se contente de regarder la scène et d'actionner une alarme lorsqu'une personne est en mouvement dans son faisceau d'action.

B. Localisation et suivi de la personne par représentation par grille d'occupation

- *Présentation*

Les approches de localisation et suivi vues en robotique, appliquées à l'habitat, visent à estimer les positions, ou encore les « états », des personnes évoluant dans une pièce. La stratégie déployée peut être qualifiée de métrique puisqu'elle consiste à gérer directement les valeurs (x, y) du vecteur d'état.

Une autre façon de procéder est celle qui consiste à gérer une représentation discrétisée de l'environnement et à mettre à jour la position de la personne au sein de cette représentation. Il s'agit d'une approche de type grille d'occupation dans le domaine de la robotique où chaque cellule discrétisée peut prendre plusieurs états (occupée, libre, indéterminée). Nous pouvons rappeler à ce niveau les différentes philosophies proposées pour prendre en charge la modélisation dynamique d'un environnement (problème dual de celui que nous souhaitons traiter)

- ✓ Les représentations métriques, qui décrivent explicitement la position en *x* et *y* des éléments de l'environnement.
- ✓ Les représentations discrètes et probabilistes, qui décrivent certaines propriétés métriques des éléments de l'environnement en y ajoutant des informations d'incertitude. La probabilité Markov, la théorie de l'évidence, la logique floue, les réseaux de neurones.
- ✓ Les représentations topologiques basées sur des graphes représentant des informations de plus haut niveau comme certains endroits caractéristiques de l'environnement (coins, croisement de deux couloirs, jonctions en T, etc.).

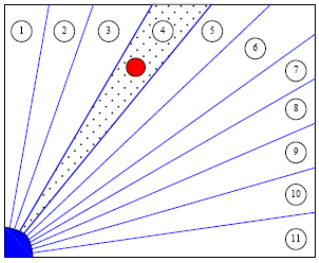


Figure 2 : Découpage de la pièce avec 11 capteurs pyroélectriques

Dans ce cas, la pièce est découpée en 11 faisceaux, avec comme exemple, la détection d'une personne dans le faisceau 4.

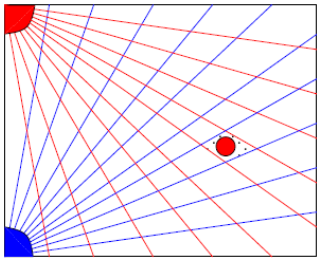


Figure 3 : Découpage plus fin de la pièce avec 22 capteurs pyroélectriques

En combinant ce système avec un second système similaire, on pourra découper la pièce en plusieurs zones et ainsi définir une approximation de la position de la personne (cf figure 4.2)
Dans ce cas, on peut voir que la personne est détectée au faisceau 8 bleu (capteur bas) et faisceau 5 rouge (capteur haut)

En outre, il existe des modèles hybrides qui enrichissent d'informations métriques les représentations topologiques. Nous gérons une approche entrant dans la deuxième catégorie du classement.

Le problème est pour nous de choisir un formalisme adéquat qui donne la possibilité de mettre à jour la grille d'occupation avec les observations fournies par nos dispositifs infrarouges. Nous avons retenu la théorie de Dempster-Shafer qui va nous permettre d'intégrer une stratégie multicritères. L'intérêt de travailler avec plusieurs critères est essentiellement lié à une gestion de la cohérence de la grille qui se doit d'être la plus robuste possible.

Le premier constat que nous pouvons faire est celui de faible densité d'informations sensorielles que nous avons à gérer. Les mesures infrarouges sont en effet peu précises (faible résolution des capteurs) mais aussi peu significatives en terme de sémantique. Nous souhaitons donc compenser ces déficiences par l'ajout d'hypothèses, donc de critères, correspondant à la nature des cibles faisant l'objet du suivi, à savoir des personnes.

Quelles sont en effet les caractéristiques propres au déplacement d'un groupe de personnes dans un milieu intérieur structuré et contraint ? Elles sont essentiellement liées à la cinématique et à la cohérence temporelle des déplacements. Ainsi des hypothèses consistant à privilégier des zones de détection capteur, voire dans le meilleur des cas des frontières de zones à larges surfaces, semblent être de nature à augmenter la précision de positionnement d'une personne dans l'espace intérieur. Rappelons que la résolution du quadrillage obtenu par rapport à la précision maximale des capteurs est beaucoup forte que celle obtenue avec notre grille post-traitement multicritère.

Notre approche consiste donc à formuler les contraintes, qui sont d'une part liées aux hypothèses mentionnées précédemment et d'autre part aux mesures capteurs, sous la forme de jeux de masses appropriés.

Nous avons appliqué une grille sur la zone de travail du capteur (cf Figure 4). La grille est composée de N cellules. Chaque cellule va être reconnue par la zone qui la couvre. Sur la Figure 4, nous pouvons voir que les cellules ont une couleur différente selon la zone à laquelle elle appartient.

L'appartenance d'une cellule à une zone se fait par rapport à son centre de gravité.

• *Formulation du problème pour une cellule*

Nous allons nous appuyer sur des travaux issus de la robotique [11] utilisant une grille d'occupation afin de localiser et de modéliser l'environnement d'un robot mobile. Afin de prendre en compte les aspects d'incertitude et d'imprécision des capteurs, cette grille d'occupation est mise à jour régulièrement par le formalisme de Dempster-Shafer.

Ainsi, nous allons utiliser la théorie de Dempster Shafer de manière duale à [11]. Nous allons gérer des contraintes multicritères essentiellement liés à la cinématique et à la cohérence temporelle des déplacements d'un individu.

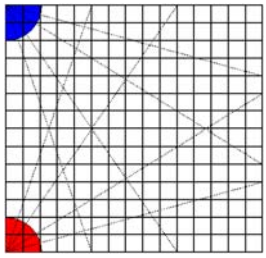


Figure 4 : Application de la grille d'occupation au capteur

Ainsi, une grille va être appliquée sur la zone de couverture des capteurs. Cette grille est caractérisée par des cellules qui, a priori, seront dans l'état occupé ou vide. Θ = { occupé, vide }. Le conflit (c'est à dire l'incohérence de la fusion) est géré de façon relativement classique en le rebasculant sur l'ignorance [12]. Ainsi chaque cellule est représentée par trois mesures *m(occupé), m(vide)* et *m(indéterminé)* représentant les valeurs accordées aux hypothèses « la cellule est occupée », « la cellule est vide » et « on ne peut rien dire ».

Nous voyons alors deux cas apparaîtrent pour chacune des cellules. Une cellule peut être, soit dans une zone active , soit dans une zone inactive. La fusion des données va alors prendre en compte cet aspect. La mise à jour d'une cellule s'opérera grâce à la fusion de son état précédent et de l'état des cellules voisines. Cette méthode permet de prendre en compte la cinématique de déplacement des personnes afin de renforcer notre mesure d'occupation et de gérer les fausses alarmes dues aux erreurs multiples.

Les règles de combinaison utilisées sont celles qui correspondent à l'approche en monde ouvert [13]. L'opérateur conjonctif de combinaison de Smets, noté $\cap$, est formulé de la façon suivante. Soient deux sources d'information *S1* et *S2*. Soient $m_{S1}(.)$ et $m_{S2}(.)$ leur jeu de masses respectif. Alors le jeu de masse m issu de la fusion est égal $m = m_{S1} \cap m_{S2}$ avec la masse affectée à la proposition *A* définie par :

$$m(A) = \sum_{B_i \cap C_j = A} m_{S1}(B_i)\, m_{S2}(C_j)$$

Examinons maintenant quelles sont les informations relatives à une cellule à un instant t.

La première source de données est l'information (c'est à dire le jeu de masse m_{t-1}) issue de l'étape de fusion de l'instant précédent. En considérant cette information, nous propageons les données de positions au cours du temps. Ainsi, une cellule dans laquelle le capteur a détecté un mouvement à l'instant précédent mais aucun à l'instant présent, ce qui peut être le cas d'une personne présente mais qui ne bouge plus, conservera une partie de l'information « la cellule est occupée ».

Comme il s'agit de mettre en place une stratégie de propagation, il est nécessaire d'initialiser le jeu de masse initial. Nous choisissons de reporter pour chaque cellule de la grille toute la masse sur l'ignorance puisque nous ne disposons d'aucune information a priori :

$$m_0(occupé) = 0 \quad , \; m_0(vide) = 0 \quad et \quad m_0(\theta) = 1$$

La deuxième source de données correspond aux informations capteurs. Comme il est dit précédemment, le capteur découpe l'environnement en zones ; faisant parties de la grille d'occupation, elles sont donc constituées de plusieurs cellules.

1. Lorsque la cellule est en dehors d'une zone en mouvement :

Etudions dans un premier temps la situation d'une cellule n'ayant pas fait l'objet d'une détection. La première idée serait de se dire, il ne s'est rien passé à cet instant donc on reporte l'information de l'instant précédent. Cette façon de faire serait intéressante si la cellule semblait ne pas être vide précédemment, c'est à dire possédant une masse inférieure à 0.7 (définit empiriquement) sur l'hypothèse {vide}. Mais dans la situation inverse, c'est à dire le cas où la cellule possède une forte masse sur l'hypothèse vide, il paraît judicieux d'augmenter la mesure d'inoccupation et d'affaiblir la mesure d'occupation en effectuant une fusion avec un jeu de masse noté *m'* prédéfini pour cette tache.

2. Lorsque la cellule se situe dans une zone en mouvement :

Dans le cas d'une cellule faisant partie d'une zone observée active par le capteur, deux critères basés sur les cellules

voisines doivent être pris en compte en plus du jeu de masse de l'instant précédent.
Le premier critère est construit sur le taux de remplissage de la zone qui contient la cellule considérée. En effet, plus une zone est grande en termes de nombres de cellules plus on affaiblit notre information de détection car celle ci doit être répartie sur de multiples cellules.
Le second critère se focalise sur l'information portée par les cellules voisines à l'instant précédent. Cette idée naît de l'hypothèse faite sur la cinématique de déplacement des personnes. En effet, une personne est incapable de faire de grand déplacement par rapport à la fréquence d'échantillonnage des capteurs.

En résumé, la mise à jour du jeu de masse d'occupation d'une cellule en détection se réalise par la fusion des deux jeux de masses *m1* et *m2* décrits ci dessus avec le jeu de masse de l'instant précédent.

- *Présentation des résultats*

La représentation graphique de ces mesures d'occupation se traduit par le remplissage des cellules avec un niveau de gris proportionnel à la masse portée par l'hypothèse « la cellule est occupée ». Les résultats suivants présentent un exemple de déplacement en Figure 5 avec allumage des zones où le capteur a détecté une présence.

La Figure 6 présente la représentation des masses des cellules de la grille. Plus la cellule à une couleur proche du noir, plus l'hypothèse « la cellule est occupée » est forte.

On peut voir sur ces résultats qu'au niveau des frontières entre zones, s'il y a eu détection, les cellules ont une masse plus importante que le reste de la cellule ce qui répond à notre critère précédemment évoqué. Les zones où ils n'y pas eu détection restent naturellement blanche montrant ainsi que personne ne les a pas franchies.
On peut constater que les cellules appartenant à des zones qui ont été franchies plusieurs fois, ont des masses plus importantes sur l'hypothèse « la cellule est occupée ». Grâce à notre algorithme, la redondance d'informations amplifie la probabilité de l'hypothèse « la cellule est occupée ».

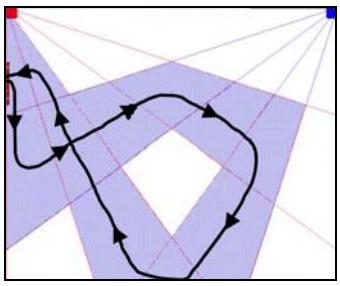


Figure 5 : Exemple de déplacement au sein de la pièce

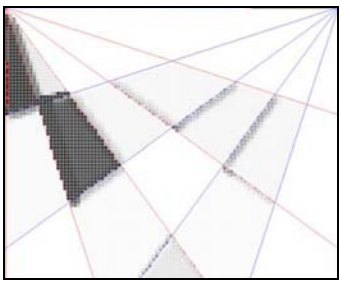


Figure 6 : Représentation des masses sur la grille d'occupation

VI. CONCLUSION

Le domaine de l'habitat intelligent est un domaine en pleine émergence. C'est en partant de ce constat que l'équipe ICAME[1] d'EDF Clamart (France) a mené une vaste réflexion visant à établir des connexions avec des domaines connexes plus matures scientifiquement. Parmi les nombreuses propositions faites, le rapprochement avec la thématique de la robotique fut jugé le plus pertinent. Le concept « passerelle » permettant d'établir un lien fort et pertinent entre les deux domaines est celui de la dualité. Il met en perspective de façon formelle et duale, les méthodologies déployées en robotique pour localiser et suivre, avec celles qui sont intégrables dans l'habitat dit intelligent. Les fondements et les théories utilisés en robotique depuis quelques dizaines d'années se trouvent être ainsi transposables dans le cadre de la maison intelligente. Cette approche « inverse » augmente donc très largement le champ des possibles pour répondre à un problème d'assistance donné au sein de l'habitat.
Nous avons pu constater que notre approche fournissait les résultats escomptés en modélisant au sein d'une grille le déplacement de la personne de façon relativement robuste. Les objectifs de cette stratégie multicritères étaient d'une part de montrer la faisabilité d'une telle démarche et d'autre part d'obtenir une précision, une résolution supérieure à celle liées aux caractéristiques intrinsèques des capteurs. La validation du concept, même si des points restent à améliorer, a été clairement démontrée par les résultats expérimentaux présentés dans le paragraphe précédent. La précision « submétrique capteur » a quant à elle été validée sur les zones de large couverture capteur (zone capteur très importante). L'ambiguïté liée aux zones frontières (problème de chevauchement) a été traitée de façon robuste avec nos critères de cohérence temporelle de la cinématique de déplacement de la personne. Cette approche répond, tout comme la précédente avec une stratégie de perception différente à la problématique ILS. Ainsi, en nous appuyant sur une approche robotique du problème, nous avons pu mettre en avant l'importance de la dualité entre la robotique et l'habitat intelligent.

[1] Innovation Commerciale, Analyse des Marchés et de l'Environnement

REMERCIEMENTS

Ce projet est supporté par EDF R&D Clamart et en parti financé par le ministère de la recherche - ANRT. L'IUT d'Amiens est en charge du suivi académique de ce projet.

REFERENCES

[1] G.REY, J.COUTAZ - « Le Contexteur : une Abstraction Logicielle pour la Réalisation de Systèmes Interactifs Sensibles au Contexte » - In Proc. IHM2002, pp 105-112.
[2] R.WANT, A.HOPPER, V.FALCAO, J.GIBBONS – «The Active Badge Location System» - ACM Transactions on Information, vol. 10, pp. 91-102, Jan. 1992
[3] M.ADDLESEE ET AL. – « Implementing a Sentient Computing System » - IEEE Computer Magazine, vol. 34, n° 8, pp. 50-56, August 2001.
[4] M. T. SHIRAJI, S. YAMAMOTO - «Human Tracking Devices:the Active Badge/Bat and Digital Angel/Verichip systems», ECE 399, Project paper #1, 2003.
[5] S.HELAL et al. - «Enabling Location-Aware Pervasive Computing Applications for the Edlerly» - PerCom'03, p.531, Fort Worth, Texas, USA, 2003.
[6] N.B.PRIYANTHA, A.CHAKRABORTY, H.BALAKRISHNAN - «The Cricket Location-Support System» - Proc. Of MOBICOM, Boston, Massachusetts, August 2000.
[7] A.MEDERREG, A.CAVALLI, M.MACKAYA, R.CASTANET - «Test de services basés sur la localisation» - GRES'2003, February 2003, Fortaleza, Ceara , Brazil.
[8] A LAMARCA et al. – «Place Lab: Device Positioning Using Radio Beacons in the Wild» - In proc. of Pervasive 2005, Munich, Germany.
[9] Y.BAR-SHALOM, T.E.FORTMANN - «Tracking and Data Association». Academic Press, 1988.
[10] I.J.COX, M.L.MILLER – « On finding ranked assignments with application to multi target tracking and motion correspondance » - IEEE trans. on Aerospace and Electronic Systems, vol. 32, n° 1, pp. 486-495.
[11] M.DELAFOSSE ET AL. - « Une architecture de fusion TBM pour le problème de cartographie incrémentale » - Journées d'études sur la théorie des fonctions de croyance – SEE – 8 et 9 Décembre 2005 – Paris
[12] M.ROMBAUT – « Sur l'utilisation de la théorie de l'évidence pour la perception et la fusion de données » - Exposé de la journée GDR ISIS du 18 Janvier 2001, ENST , Paris.
[13] P.SMETS – « Data fusion in the Transferable Belief Model » - Proc 3rd Intern. Conf. Information Fusion, FUSION 2000, p21-23, Paris, France, 2000.

Utilisation de la Logique Floue pour l'Evitement d'Obstacles en Fauteuil Roulant

Maurice Franceschi [1], Iadaloharivola Randria [2,3], Alexandre Abellard [2], Patrick Abellard [2]
[1] LSIS, [2] HANDIBIO, Université du Sud-Toulon-Var, BP 20132 – 83957 LA GARDE Cedex, FRANCE
[3] Ecole Supérieure Polytechnique, BP 1500 – 562 ANTANANARIVO, MADAGASCAR
franceschi@univ-tln.fr, iadaloharivola.randria@univ-tln.fr, alexandre.abellard@univ-tln.fr, abellard@univ-tln.fr

***Résumé*-Nous présentons dans cet article un algorithme de déplacement d'un mobile autonome dans un environnement partiellement inconnu présentant des obstacles. Cette situation est fréquemment rencontrée lors de la navigation en fauteuil roulant. La perception de l'environnement se fait par une caméra à chaque pas de temps. L'information pertinente pour la tâche de déplacement est extraite de l'image. Cette information réduite est utilisée pour une commande logique floue. Cette commande utilise la notion d'attracteur pour aller vers le but, et de répulseur pour éviter les obstacles. Le déplacement du mobile sera réalisé par des règles concurrentes pour aller vers le but et éviter des obstacles. Nous introduirons une intégration du point de répulsion pour mémoriser les obstacles lorsqu'ils sont en dehors du champ de vision. Ce travail est une première approche pour valider la méthodologie de déplacement par attracteurs - répulseurs à l'aide d'une vision active. Nous faisons l'hypothèse topologique qu'il ne peut y avoir qu'un obstacle entre le mobile et le but. Les premiers résultats obtenus en simulation nous confortent dans l'idée d'appliquer ce contrôle à un fauteuil roulant électrique pour permettre d'accroître l'autonomie d'une personne handicapée.**

I. INTRODUCTION

Les fauteuils pour handicapés nécessitent dans certains cas de pallier au manque de contrôle du patient, que les causes soient physiques ou mentales. Dans ce cas, le fauteuil doit avoir un déplacement autonome si l'on veut s'affranchir de l'aide d'une tierce personne. Il doit pouvoir suivre des trajectoires d'un point à un autre. Soit cette trajectoire est connue d'avance, soit seule la destination est connue et alors la trajectoire doit être déterminée en temps réel au fur et à mesure du déplacement à l'aide d'une vision active [1].

Dans cet article nous présentons une approche pour résoudre l'évitement d'obstacles lors de l'avancée d'un mobile autonome. Nous traitons le cas ou le mobile est équipé d'une caméra fixe. A chaque pas de temps, la caméra réalise une nouvelle acquisition. L'information pertinente est extraite à partir de cette image. Cette information est utilisée à l'entrée d'un contrôleur flou qui, en sortie, donne les ordres de déplacements.

Pour atteindre un but, un mobile autonome est souvent amené à contourner des obstacles dans un environnement partiellement inconnu. Il doit donc être capable d'identifier la position des obstacles, puis de modifier sa trajectoire pour les éviter tout en se dirigeant dans la mesure du possible vers le but. Cette commande utilise la notion d'attracteur pour aller vers le but et de répulseur pour éviter les obstacles [2]. Le déplacement du robot sera réalisé par des règles concurrentes.

La sinuosité du déplacement est obtenue en réalisant les commandes de la variation d'angle de direction et de longueur du pas [3]. Nous réduisons la vision de l'ensemble des points obstacles vus dans l'image à leur centre de gravité projeté au sol. Il sera un répulseur pour le robot qui tournera du côté lui permettant de s'en éloigner. Le centre attracteur est défini par les coordonnées de la cible dans le repère robot. Nous introduirons une intégration du point de répulsion pour mémoriser les obstacles lorsqu'ils sont en dehors du champ de vision. Ce travail est une première approche pour valider la méthodologie de déplacement par attracteur-répulseur comme dans [4] mais avec vision active. Nous considérons que le robot se déplace dans un plan horizontal ; dans ce cas il suffit de connaître la projection des obstacles sur celui-ci pour réaliser le déplacement dans un espace à deux dimensions.

Nous ferons également l'hypothèse que le robot connaît la position de la cible, soit par un signal qu'elle lui transmet, soit par des repères qui lui permettent de la situer, par correspondance avec une cartographie connue du lieu. L'évolution du mobile se fera de façon relative dans un repère centré sur lui-même. Le mobile n'a pas besoin de connaître ses coordonnées dans le repère du sol, les incertitudes de déplacement seront compensées par la vision active.

Le déplacement doit également se faire dans un univers de contraintes complexes et non linéaires et dans ce cas la logique floue est bien adaptée pour y parvenir [5] [6] car elle prend en compte les incertitudes sur les informations [7]. Nous étudions une boucle de commande à partir d'une extéroception donnée par une caméra à chaque pas de temps, qui présente l'avantage de pouvoir fournir des informations sur un large champ de vision.

II. MODELISATION DE L'ENVIRONNEMENT ET DU ROBOT

A. Le Robot

Dans la simulation, nous utilisons les caractéristiques d'un robot Khepera et de son système de vision embarqué (Fig. 1a) en vue d'une implantation réelle sur un fauteuil roulant instrumenté (Fig. 1b). Le robot possède deux degrés de liberté en translation et en rotation. Nous choisissons le centre optique de la caméra comme centre de référence du robot. Ce dernier ne connaît pas sa position absolue, il se déplace relativement à son propre système de référence.

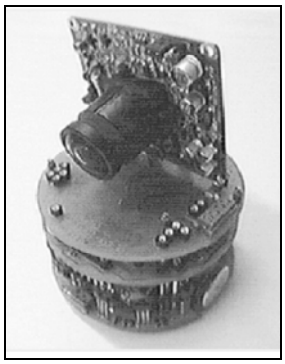


Figure 1a. Robot Khepera et système de vision

Figure 1b. Fauteuil roulant instrumenté

Nous utilisons une approche basée sur le principe de la vision active. A chaque pas le robot capture une image dans son champ de vision. Il en extrait les informations pertinentes qui seront utilisées au pas suivant [3]. Dans notre contexte le robot reconstruit la position des objets sur le sol à partir de l'image et de la connaissance des paramètres de la caméra. Nous considérons que le robot connaît la position de l'objectif par une connaissance a priori.

B. L'Environnement

Nous supposons notre environnement dans un cadre nous permettant une approche générale de ce problème. Les obstacles sont considérés fixes, circulaires de rayon R, posés sur le sol, et disposés aléatoirement autour d'un centre selon une distribution gaussienne (Fig. 2).

Un environnement avec des obstacles plus structurés peut ainsi être modélisé par un ensemble d'obstacles reliés les uns aux autres. Le but est que le robot atteigne une cible, matérialisée par un cercle, située à des coordonnées fixes. Nous nous plaçons dans l'hypothèse où le robot connaît les coordonnées relatives de sa cible (signal envoyé depuis la cible, marques de références, connaissances a priori…)

Une vision active permet à chaque "pas" du robot d'acquérir une image prise de la caméra (Fig. 3). L'information nécessaire au déplacement du robot est extraite de l'image, et est utilisée pour les entrées du contrôleur flou. Un de nos objectifs est de réduire le nombre d'entrées de celui-ci afin de limiter la quantité de règles.

C. Le Centre d'Attraction

Les paramètres qui guident le robot vers le but sont la distance D_{RB} entre le robot et le but, et l'angle θ_{RB} fait entre l'axe du robot et la droite robot-but. En l'absence d'obstacles pour aller le plus rapidement vers le but, il faut à la fois avancer et tourner, donc réduire simultanément la distance D_{RB} et l'angle θ_{RB}. Ce qui entraîne d'ajuster la variation d'angle $\Delta\theta$ à la longueur du pas $\Delta\lambda$ pour pouvoir réaliser une courbure de trajectoire qui conduise au but.

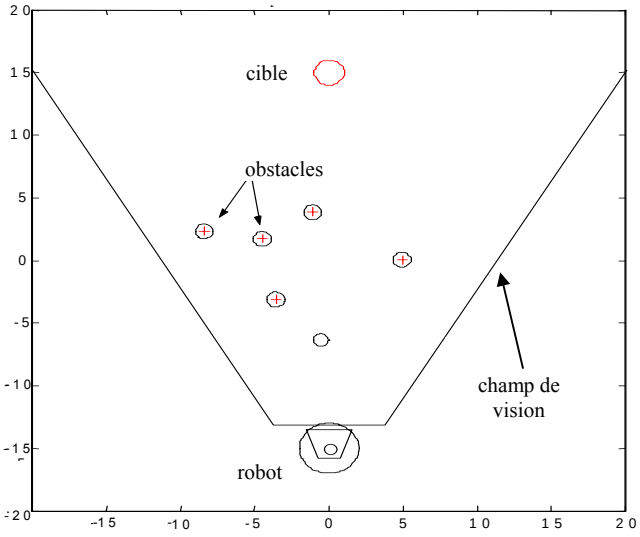


Figure 2. Le robot et son environnement vus de dessus.

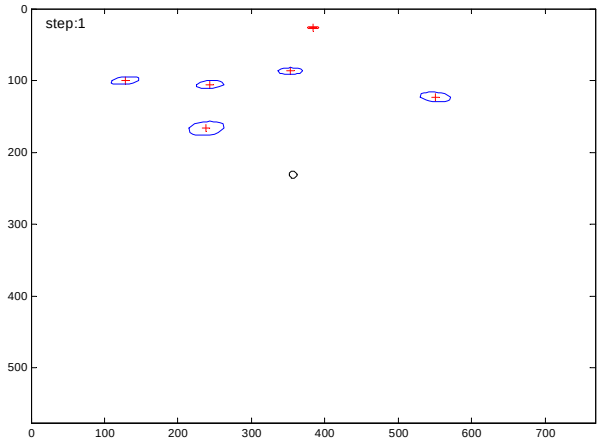


Figure 3. Image acquise par la caméra du robot correspondant à la situation en Figure 2. On voit la projection des obstacles au sol, leur centre de gravité (croix cerclées) et la position de la cible (croix non cerclées).

D. Le Centre de Répulsion

A chaque pas, quand des obstacles sont présents sur l'image, le robot doit décider de se déplacer vers la droite ou vers la gauche. La seule perception de l'obstacle le plus proche, ne permet pas de trouver systématiquement une bonne trajectoire.

L'analyse de l'ensemble des obstacles dans l'image rend possible un meilleur choix de déplacement, à un moment donné, et ce dans tout le champ de vision. Ainsi, nous calculons le centre de gravité des obstacles visibles dans l'image. Il sera utilisé comme centre de répulsion de coordonnées (C_u , C_v). Par exemple, si celui-ci est à gauche de l'image ($C_v < 0$), le robot devra tourner vers la droite, et vice et versa.

Pour des raisons de sécurité et pour tenir compte de l'information globalisante du centre de gravité des obstacles, le

robot doit s'en tenir à une distance minimale et diminuer la longueur de son pas quand il s'en approche. Il est donc nécessaire de calculer la distance d_{min} séparant le robot de l'obstacle le plus proche, et d'en tenir compte dans l'algorithme de contrôle.

A partir des coordonnées des objets dans le repère image et des paramètres de la caméra, une transformation nous permet de trouver les coordonnées des objets dans le repère robot. d_{min} en est ainsi déduite et pourra être utilisée dans les règles floues pour inhiber progressivement le pouvoir attracteur de la cible à l'approche d'un obstacle.

E. Centre de Répulsion Intégré

Afin de poursuivre l'évitement d'un obstacle qui vient juste de disparaître du champ de vision, nous prenons en compte une intégration du centre de répulsion (i.e. le centre de gravité de l'ensemble des obstacles visibles) grâce à la formule suivante (j étant le numéro du pas) :

$$Cint_v(j) = (\alpha.Cint_v(j\text{-}1) + C_v(j))/(\alpha+1)$$

Le choix de α détermine l'importance donnée à l'intégration, qui dépend du champ de vision. Ce choix peut être fait par apprentissage. Ici la valeur 1.5 donne des résultats corrects pour éviter les obstacles qui sortent du champ de vision. Un autre avantage de cette intégration est qu'elle permet de limiter l'amplitude des mouvements de rotation du robot.

III. Raisonnement Heuristique Flou

Le robot doit pouvoir réaliser deux tâches principales simultanément : « aller vers le but » et « éviter les obstacles ». Quand ces tâches entrent en concurrence il est nécessaire de donner la priorité à l'évitement d'obstacles pour des raisons de sécurité. Quand le mobile est très proche d'un obstacle, l'attraction du but sera inhibée.

Le régulateur flou comportera 4 entrées : θ_{RB}, D_{RB}, $Cint_v$, d_{min} et 2 sorties : $\Delta\theta$ et $\Delta\lambda$ (Fig. 4). Deux entrées donnent des informations sur le but :

- l'angle θ_{RB} entre l'axe « robot » et la droite « robot-but » qui permet au robot de savoir vers quelle direction il doit se diriger s'il le peut,
- la distance D_{RB} entre le robot et le but qui permet de ralentir à l'approche de ce dernier.

Deux entrées donnent des informations sur les obstacles :

- la position du centre de gravité intégré des obstacles dans le champ de vision $Cint_v$ permet de savoir s'il est plus judicieux d'aller à gauche ou à droite ; en son "absence" le champ est libre pour avancer.
- la distance du robot avec l'obstacle le plus près d_{min} calculée à partir de la projection des obstacles au sol, permet de savoir s'il faut évoluer avec prudence en diminuant les amplitude du pas et de la variation d'angle.

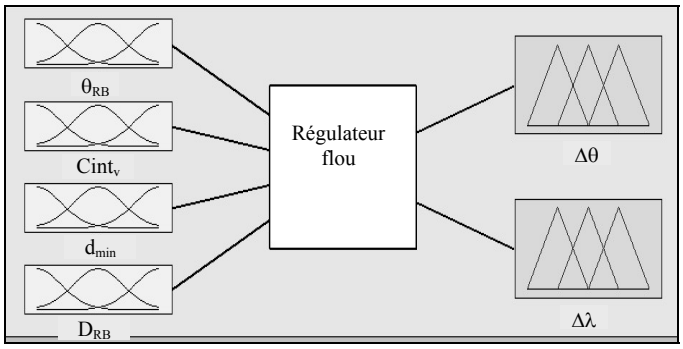


Figure 4. Régulateur flou : entrées/sorties.

Nous chercherons à minimiser le nombre de fonctions d'appartenance pour avoir un nombre de règles minimum et par suite faire apparaître les règles fondamentales nécessaires à un comportement acceptable du robot. Dans un deuxième temps un module de type P.I.D. pourra être ajouté pour améliorer la stabilité et la précision de cette évolution.

A. Logique d'Attraction

Pour permettre un comportement symétrique, l'angle nécessite un nombre impair de fonctions d'appartenance. Nous en choisissons trois (le minimum) : n, z, p dont les supports varient entre les angles mini et maxi possibles $-\pi$ et π (Fig. 5). Pour la distance, deux fonctions d'appartenance suffisent : p, g. Les ruptures de pente dépendent de la longueur du pas moyen et des dimensions du robot.

B. Logique de Répulsion

La position dans l'image du centre de gravité de l'ensemble des obstacles $Cint_v$ permet de changer de direction pour éviter un obstacle. Il doit être défini précisément par rapport au centre optique. C'est pourquoi nous choisissons une discrimination élevée entre la gauche et la droite par rapport au centre de l'image pour les fonctions d'appartenance (pn, pp). Les zones excentrées sont évaluées par gn et gp définies jusqu'au nombre maximum de pixels horizontaux (± 384). Si le robot est amené à passer très près d' obstacles, il devra ralentir en diminuant la longueur du pas pour pouvoir faire des acquisitions d'image (donc d'information) sur des pas plus courts.

Pour permettre l'attraction quand $Cint_v$ est éloigné du centre optique de la caméra , une fonction d'appartenance z a été créée (Fig. 6). Les fonctions d'appartenance permettant d'évaluer d_{min} et D_{RB} sont similaires.

C. Sorties pour le Contrôle du Robot

La variation de l'angle nécessite 5 fonctions. Il est nécessaire de privilégier les grands angles quand il s'agit de dévier d'un obstacle, et les petits angles pour converger vers le but. La longueur des pas est régie par deux fonctions d'appartenance. Une centrée vers le "zéro", l'autre sur la longueur maximale du pas, prédéfinie suivant les dimensions du robot (ici 2) (Fig.7).

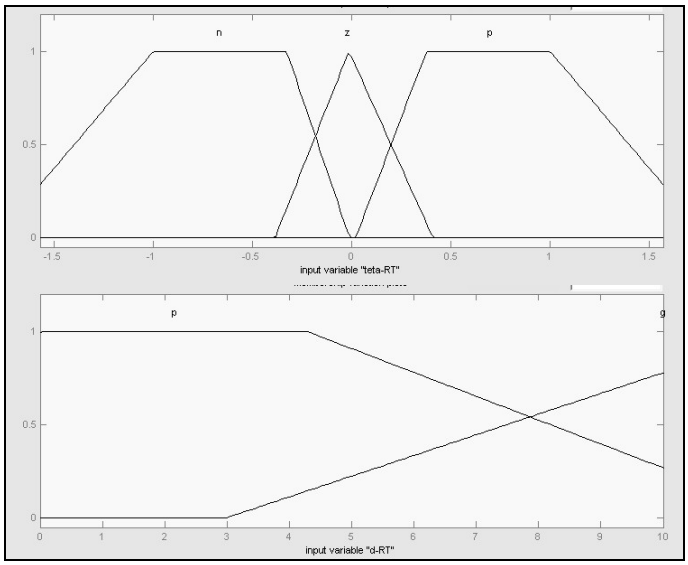


Figure 5. Fonction d'appartenance en entrée pour l'attraction.

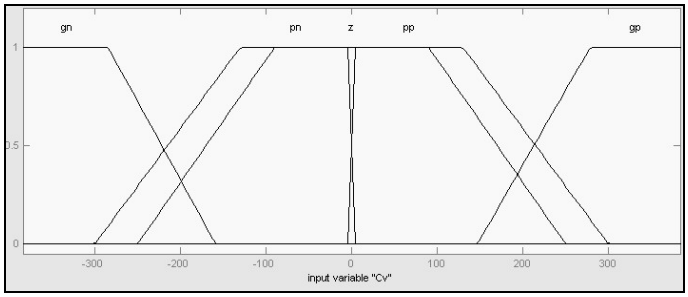


Figure 6. Fonction d'appartenance en entrée pour la répulsion.

D. *Règles Floues*

Les règles précisées dans les paragraphes précédents ont été programmées sous forme d'assertions logiques (Fig. 8). Pour des raisons de sécurité, les règles floues doivent privilégier l'évitement d'obstacle sur la convergence vers le but, si le robot devait se rapprocher d'une distance d_{min} d'un obstacle (p). C'est pourquoi toutes les règles d'attractions requièrent la condition " (if… and (d_{min} is not p)...)".

IV. Simulation du Deplacement

A. *Exemple de Déplacement avec Contournement des Obstacles*

Des exemples sont donnés ici avec 5 obstacles disposés aléatoirement (Fig. 9). Chaque pas correspond à un point de la trajectoire. Dans la première partie de celle-ci, le robot se dirige vers le but, en évitant les obstacles situés essentiellement à sa gauche. Puis à l'approche de l'obstacle le plus près, le robot ralentit, puis réaccélère une fois celui-ci contourné. Enfin, il ralentit à nouveau à l'approche du but. Les évolutions du pas et de la rotation du robot sont données plus en détail en Fig. 10 et 11.

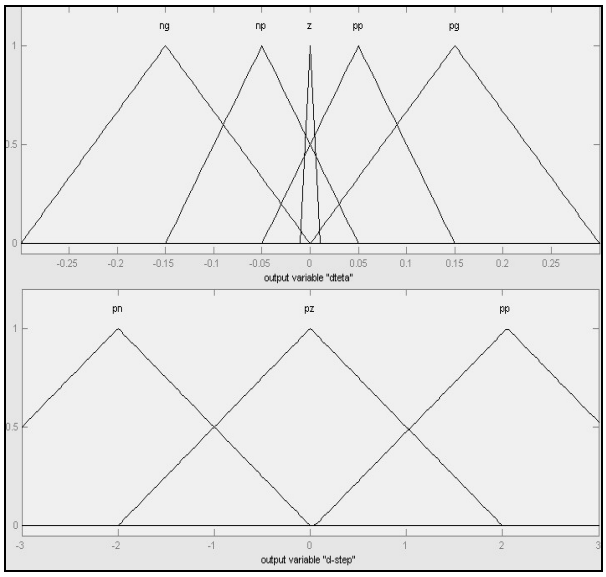


Figure 7. Fonction d'appartenance en sortie.

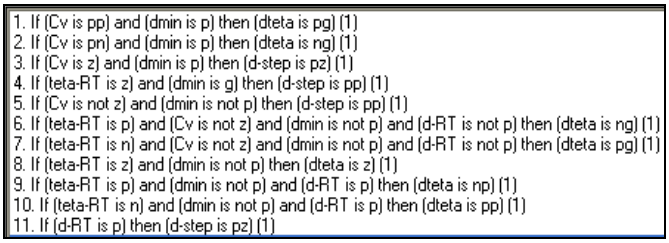


Figure 8. Règles floues.

B. *Exemple de Déplacement avec Passage entre les Obstacles*

Ici, le robot commence sa course en s'éloignant des trois obstacles en bas à gauche (Fig. 12). Puis, il tourne afin de ne pas se rapprocher trop de l'obstacle à sa droite. Enfin, il ralentit à l'approche de l'obstacle du haut, car son évitement doit prévaloir sur l'attraction contradictoire du but. Les évolutions du pas et de la rotation du robot sont données plus en détail en Fig. 13 et 14.

V. Application a la Navigation en Fauteuil Roulant

Cette étude vient en complément des travaux déjà réalisés au laboratoire dans le domaine des aides techniques au handicap, comme par exemple la navigation en fauteuil roulant [8]. L'assistance à l'autonomie des personnes handicapées est un domaine en pleine expansion et les technologies disponibles permettent de concevoir des systèmes qui pallient efficacement à certaines incapacités. Ces technologies issues de la robotique ont largement contribué à ce développement.

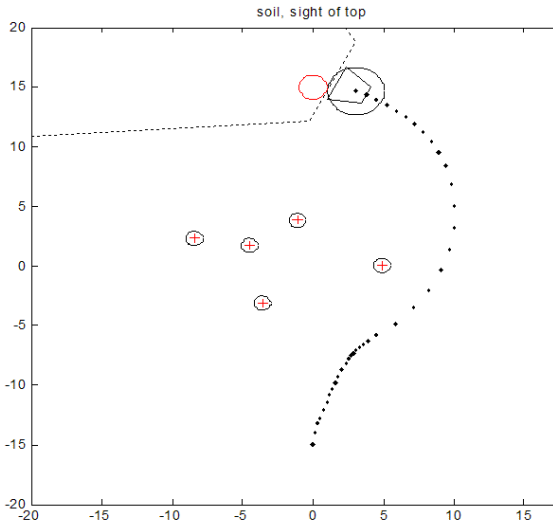


Figure 9. Contournement d'obstacles.

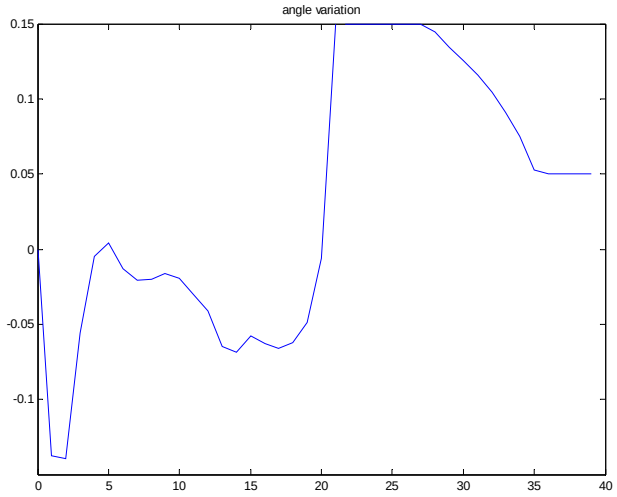


Figure 10. Evolution de la rotation du robot au cours de son déplacement.

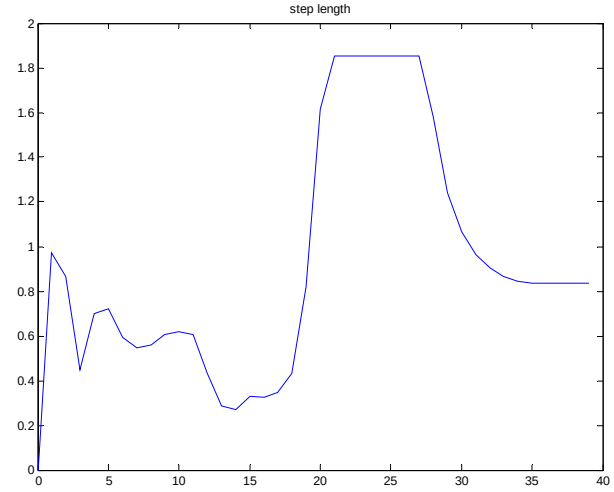


Figure 11. Evolution de la longueur du pas au cours du déplacement.

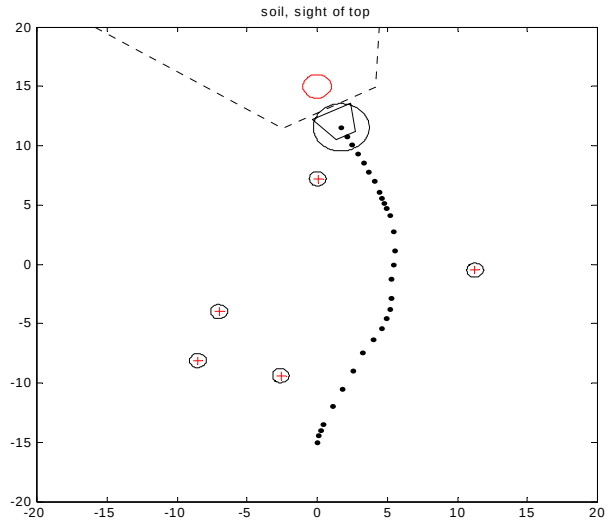


Figure 12. Passage entre des obstacles.

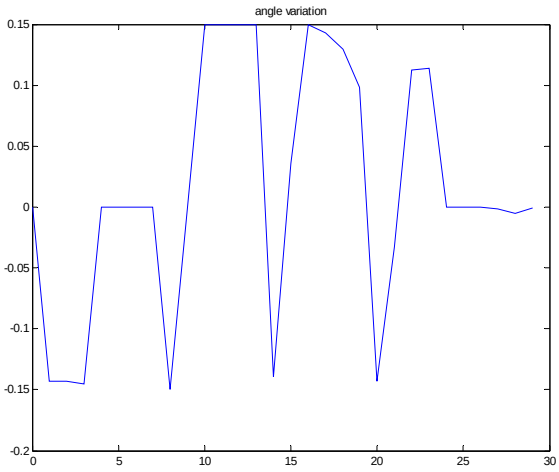


Figure 13. Evolution de la rotation du robot au cours de son déplacement.

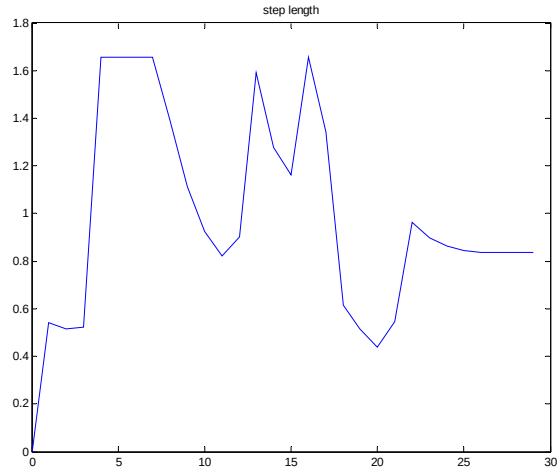


Figure 14. Evolution de la longueur du pas au cours du déplacement.

De très nombreux projets pilotes existent, présentant chacun des spécificités. Dans le domaine de la navigation en fauteuil roulant, on peut trouver par exemple, la construction d'une carte d'un environnement inconnu pour éviter des obstacles [9] ou l'utilisation d'une méta-connaissance par création de classes de trajets pour réduire le nombre des commandes [10]. Notre étude se rapproche des concepts d'attracteurs et de répulseurs de la commande dynamique définie par [11] pour éviter les obstacles et atteindre une cible choisie. Ceux-ci ont montré leur intérêt dans l'évitement d'obstacles détectés par des capteurs infrarouge, et nous avons ainsi souhaité les appliquer à la vision. De plus, l'informatique embarquée est ici différente puisqu'elle repose sur l'utilisation d'un contrôleur flou (CF) qui sera intégré dans un premier composant FPGA. Un autre composant du même type sera utilisé pour l'opérateur de traitement d'images (OTI) (Fig. 15).

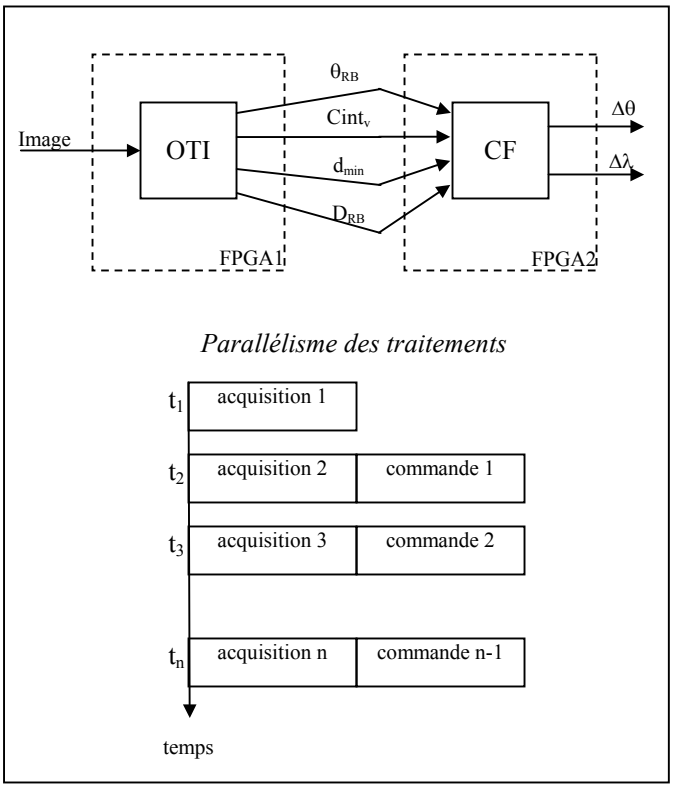


Figure 15. Fonctionnement de l'architecture matérielle.

La suite de notre travail consistera à comparer les résultats obtenus avec ceux des autres équipes et à envisager les études complémentaires à apporter dans le cadre d'une évolution du fauteuil dans un environnement comportant des éléments dynamiques (personnes en mouvement). Des sécurités supplémentaires, notamment en cas de convergence vers un minimum local, devront également être implantées. On peut envisager que par exemple, en cas d'émission de signal par la cible, une différence trop importante entre l'amplitude du signal mesurée par le robot et celle attendue obligerait le robot à revenir à une position précédente. Une étude sur une implantation optimisée des calculs sera développée pour un traitement temps réel des données et des commandes.

VI. Conclusion

Dans ce travail, nous avons étudié le mouvement d'un système mobile dans un environnement inconnu, où se trouvent des objets identiques à éviter. L'évolution dans un groupe d'objets a été résolue par l'emploi d'un contrôle basé sur la logique floue. L'utilisation de la vision active rend possible l'analyse à chaque pas, de l'ensemble de la scène et l'extraction de l'information minimale pour effectuer le prochain pas. Le calcul du centre de gravité des objets dans l'image rend possible un déplacement correct du robot. Le contrôleur flou utilise le concept d'attracteur pour se déplacer vers le but, et de répulseur pour éviter les obstacles. Les simulations donnent des résultats satisfaisants pour des obstacles disposés au hasard. Cette étude pourrait être généralisée au cas d'obstacles mobiles. Les minima locaux éventuels seront traités par un algorithme de supervision.

Son application dans le domaine de la navigation autonome en fauteuil roulant pourrait permettre une assistance supplémentaire à la personne handicapée pour se déplacer vers une destination désirée. Une étude portant sur l'implantation optimisée des calculs permettra de prendre en compte le traitement temps réel des données et des commandes.

Bibliographie

[1] G. Bourhis, R. Gelin and A. Pruski, "Robotique d'aide aux personnes handicapées," in *Applications non-manufacturières de la robotique*, P. Dauchy, Eds. Paris: Hermès, 2000, pp. 193-238.

[2] S.R. Kundur and D. Raviv, "A vision based pragmatic strategy for autonomous navigation," *Pattern Recognition*, vol. 31, Issue 9, September 1998, pp. 1221-1239.

[3] M. Franceschi, "Strategy of search for identical objects by an autonomous mobile using active perception," *Conference on Artificial and Computational Intelligence for Decision Control and Automation*, Monastir, March 2000.

[4] P. Mallet and G. Schöner, "Projet d'aide à la navigation en fauteuil roulant électrique en environnement domestique non cartographié. Les premiers résultats," *Conférence Handicap 2004*, Paris, 2004, pp. 53-57.

[5] A. Saffiotti, "The use of fuzzy logic in autonomous robot navigation," *Soft Computing 1*, Eds. Springer-Verlag, 1997, pp. 180-187.

[6] I. Bloch and A. Saffiotti, "Why robot should use fuzzy mathematical morphology," *1st Int. ICSC-NAISO Congress on Neuro-Fuzzy Technologies*, La Havana, January 2002.

[7] C. Fayad and P. Webb, "Optimized fuzzy logic based algorithm for a mobile robot collision avoidance in an unknown environnement," *7th European Congress on Intelligent Techniques & Soft Computing*, Aachen, September 1999.

[8] P. Abellard, A. Abellard and M. Ben Khelifa, "A Wheelchair Adaptive Control," *8th European Conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe AAATE 2005*, Lille, September 2005.

[9] A. Avtanski, D. Stefanov and Z. Bien, "Control of indoor-operated autonomous wheelchair," in *Independant living for persons with disabilities and elderly persons - Assistive Technology Research Series*, vol. 12, M. Moktari, Eds. Paris: IOS Press, 2003, pp. 120-127.

[10] J.M. Nigro and B. Boukabèche, "Meta-knowledge and assistance to drive a wheelchair," *AMSE Modeling, Measurement and Control (C)*, Issue 7/8, vol. 65, AMSE Press, 2005, pp. 47-56.

[11] P. Mallet and G. Schöner, "WAD project where attractor dynamics aids wheelchair navigation", *IROS 2002 - IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and System*, 2002, vol. 1, pp. 690 – 695.

Téléassistance de Personnes Agées Dépendantes grâce à un Système Intelligent

F. Steenkeste*, S. Banerjee*,+, P. Couturier+

* Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale, Unité 558, 37 Allées Jules Guesde, 31073 Toulouse
+ Laboratoire Interuniversitaire de Gérontologie et de Gériatrie, CHU de Grenoble, 38000 Grenoble

Résumé- Dans cet article, nous décrivons le système GARDIEN (Gérontologie Assistée par la Recherche et le Diagnostic des Incidents et des Errances Nocturnes) qui enregistre les déplacements d'un patient âgé dans son lieu de vie, à partir d'un réseau de capteurs à infra-rouge passif. Le logiciel du système analyse quotidiennement les enregistrements et affiche les résultats sous différentes formes : résumé journalier, histogrammes spatio-temporels ou courbes d'évolution des activités du patient, enregistrées au cours de plusieurs journées consécutives.

27 patients atteints de la maladie d'Alzheimer ont été suivis au cours de la validation clinique du CHU de Grenoble. Leurs profils d'activité ont pu être classés en trois catégories permettant l'identification d'états pathologiques différents. Dans certains cas, les profils d'activité se sont révélés précieux pour le diagnostic médical.

I. INTRODUCTION

Deux facteurs concomitants justifient le développement actuel des systèmes de téléassistance[1-2] : l'accroissement important des coûts de santé, depuis quelques années, et l'augmentation rapide de la population âgée dont une partie de plus en plus grande souhaite prolonger, au maximum, son maintien à domicile. Des systèmes de téléalarme, déclenchés par le patient au moyen d'un 'pendentif' ou d'un 'bracelet montre', ont été proposés aux personnes âgées isolées pour solliciter de l'aide en cas d'accident (chute, malaise….) mais ces systèmes ne sont pas toujours efficaces parce que le patient n'a pas pu actionner son dispositif. A contrario, la personne âgée peut déclencher inopportunément l'alarme pour s'assurer d'un bon fonctionnement. Il existe aussi sur le marché des détecteurs de chute qui ne font pas appel à la participation humaine pour signaler un accident, mais la diversité des chutes est telle qu'elles ne sont pas toutes détectées.

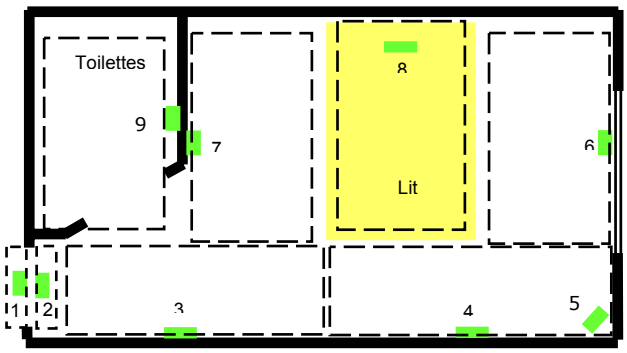


Figure 1 Localisation des capteurs dans la chambre

Pour améliorer l'aide à apporter à la personne en difficulté, diminuer le stress de son entourage et réduire le coût des dépenses de santé, nous proposons un système automatique, appelé GARDIEN (Gérontologie Assistée par la Recherche et le Diagnostic des Incidents et des Errances Nocturnes) dont les capteurs sont fixés dans l'environnement de la personne âgée.

Pour les besoins de la validation clinique du système, GARDIEN a été installé dans deux chambres du Service de Gériatrie du CHU de Grenoble (Pavillon Elisée Chatin) [3].

II. DESCRIPTION DU SYSTEME

A. Le Matériel

Parmi les neuf capteurs à infra-rouge passif utilisés (PIR 200), six sont fixés au niveau du plafond d'une chambre de 3X3 mètres et orientés de haut en bas de telle façon qu'ils surveillent une surface au sol de 1,5 m^2 environ ; deux autres sont placés au dessus de la porte et ont un champ de vision réduit pour détecter le sens de franchissement de cette ouverture. Enfin le dernier (numéroté 5 sur la figure 1) est fixé à 1,2 mètres du sol et orienté horizontalement pour faciliter la détection des chutes. Son champ de vision s'étend à toute la chambre.

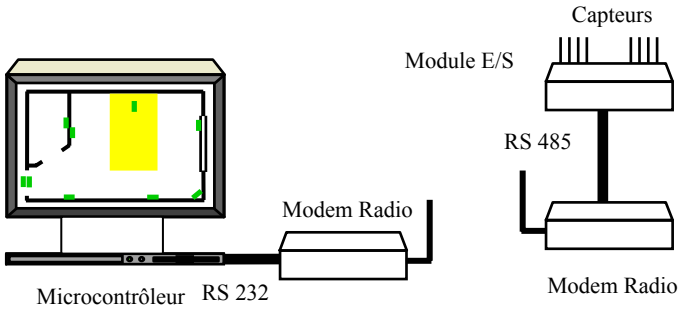


Figure 2 Le système GARDIEN

Tous les capteurs sont connectés par câble à une carte d'entrée/sortie parallèle-série (ADAM 4053), elle-même reliée à un modem radio (ARF6517) [4]. Un micro-ordinateur, cadencé à 800 MHz et équipé de 64 MBytes de RAM, est installé dans un local du service et commande l'acquisition des données du réseau de capteurs au moyen d'un second modem radio connecté à son port série (Figure 2).

	3	5*		Wed	Aug	25	19:09:58	2004
2	3			Wed	Aug	25	19:10:03	2004
	3	5		Wed	Aug	25	19:10:03	2004
				Wed	Aug	25	19:10:04	2004
			9	Wed	Aug	25	19:10:12	2004
				Wed	Aug	25	19:10:14	2004
			9	Wed	Aug	25	19:10:19	2004
				Wed	Aug	25	19:10:20	2004
			9	Wed	Aug	25	19:10:26	2004
				Wed	Aug	25	19:10:27	2004

Figure 3 Séquence type de déplacement aux toilettes

* Les chiffres de la séquence renvoient au numéro des capteurs

Le micro-ordinateur commande l'acquisition des données deux fois par seconde, de 10 H à 8 H le lendemain matin, mais n'enregistre une donnée, en y adjoignant l'heure à laquelle elle a été produite, que lorsqu'elle est différente de la dernière information enregistrée (Figure 3).

B Le Logiciel

En fin d'enregistrement, le logiciel d'intelligence artificielle de GARDIEN analyse le fichier à l'aide de deux règles [5] : chaque mouvement ou déplacement est validé si la séquence de données qui le constitue, contient au moins N données non nulles différentes et espacées par des intervalles de temps inférieurs à X secondes. Ces deux paramètres sont programmables par le médecin, au moment de l'analyse du fichier de données ; au cours de la validation, nous avons considéré que des données séparées par une durée supérieure à 30 secondes, ne font pas partie d'un même mouvement et que des séquences de moins de 5 données respectant cette condition, ne représentent pas une activité significative. Nous avons donc gardé X égal à 30 et N égal à 5 pour garantir les mêmes conditions d'analyse tout au long de la validation.

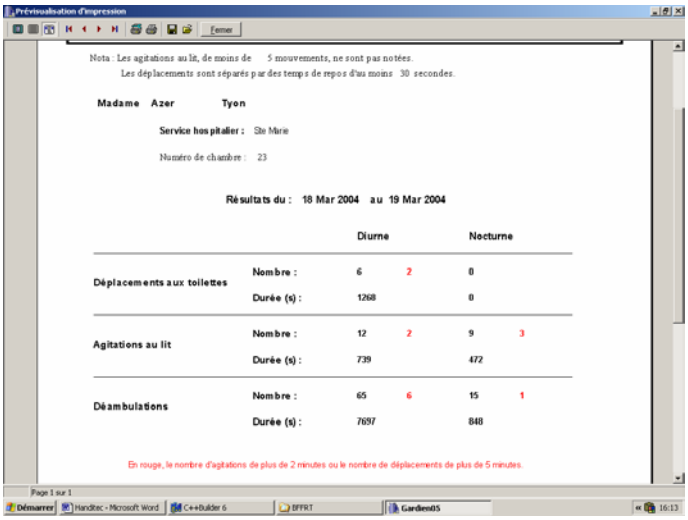


Figure 4 Exemple de rapport journalier

Après avoir identifié chaque séquence, le logiciel procède à l'étiquetage de cette activité, en fonction de ses points de départ et de fin et la classe dans l'une des quatre catégories suivantes :

- agitation au lit,
- déambulation dans la chambre,
- déplacement aux toilettes,
- ronde du personnel soignant.

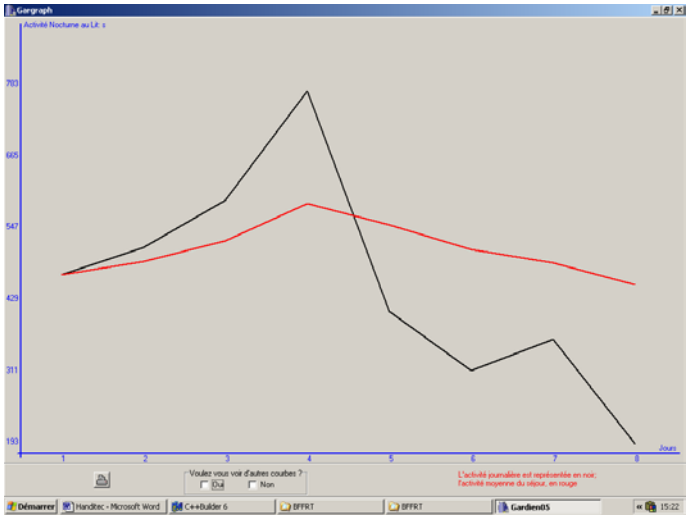


Figure 5 Actigramme montrant l'agitation au lit, d'un patient, pendant 8 nuits consécutives.

Pour chacune des trois premières catégories, nous disposons, en fin de traitement, d'un rapport contenant (Figure 4) :

- les durées totales de :
  - l'activité diurne (10 H à 21 H),
  - l'activité nocturne (21 h à 8 H),
- le nombre de séquences constituant chacune des sous catégories d'activité,
- le nombre de longues séquences entrant dans chacune des sous catégories (déambulation de plus de cinq minutes, par exemple).

Tous ces résultats journaliers sont mémorisés dans un fichier patient utilisé pour calculer les profils d'activité durant le séjour dans le service de gériatrie (Figure 5). Au moment de l'affichage des courbes, l'interface spécifique permet de choisir le type d'activité (agitation au lit, déambulation dans la chambre, déplacement aux toilettes ou activité globale) et le moment de la journée (jour, nuit). Il est aussi possible de présenter la durée de l'activité choisie ou le nombre de séquences journalières repérées par le logiciel dans l'intervalle retenu (jour ou nuit). Enfin, pour permettre une évaluation rapide de l'évolution actimètrique du patient, la moyenne de l'activité au cours du séjour est également représentée.

Par ailleurs, les activations de chaque capteur infra rouge, pendant une séquence validée, sont comptabilisées quart d'heure par quart d'heure, durant toute la période de surveillance et stockées dans un deuxième fichier patient pour établir les histogrammes spatio-temporels d'activité (Figure 6). L'interface permet ici de choisir l'affichage des activations de chaque capteur ou un affichage totalisant les résultats de

capteurs dédiés à une activité particulière (tous les capteurs surveillant les déplacements dans la chambre par exemple).

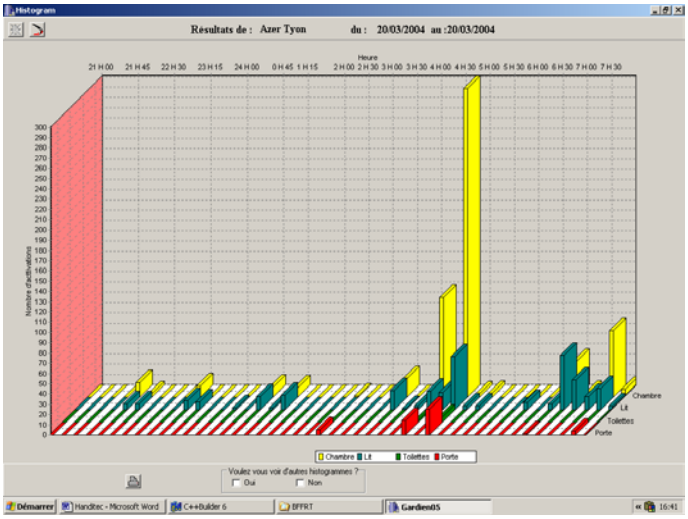


Figure 6 Histogramme d'activité d'une nuit

Comme dans le cas des actigrammes, il est possible de choisir une plage particulière dans la journée (jour ou nuit) et le nombre de jours consécutifs qui vont être pris en compte dans l'établissement de l'histogramme. Sur la figure 6, on peut voir cinq petits épisodes d'agitation au lit (22 H, 23 H15, 0 H 45, 1 H15 et 3 H 30), le lever du patient et son déplacement aux toilettes vers 4 H 45, des périodes d'agitation de 7 H à 7 H 30 et la ronde du personnel de nuit à 2H 30.

A partir d'une même source de données, les deux modes de présentation des résultats ont apporté des informations complémentaires au praticien hospitalier pendant l'évaluation clinique.

III LES RESULTATS

A. Les Patients

27 patients atteints de la maladie d'Alzheimer ont occupé les deux chambres équipées du système GARDIEN. Les familles de ces personnes ont toutes signé un consentement éclairé permettant à leur parent de participer à la validation clinique et le Comité d'Ethique du CHU de Grenoble avait auparavant approuvé le télémonitorage de personnes âgées à l'aide de capteurs à infra-rouge.

Parmi les 27 patients, 21 souffraient de déficience cognitive et avaient un MMS (Mini Mental Score) inférieur à 25 ; le groupe témoin (6personnes) ne souffrait pas de déficience cognitive et le MMS de chacun d'eux était supérieur à 25 (le maximum étant de 30). Dans les deux groupes, l'âge moyen était similaire : 82 ,4 ans pour le groupe de 21 patients et 81,7 ans pour le groupe témoin. L'occupation des chambres s'élève à 486 jours mais la durée du séjour des patients, suivi par GARDIEN, était très variable, de 10 à 63 jours.

B. Le protocole de recrutement des patients

Les patients inclus dans l'étude étaient hospitalisés depuis huit jours ou plus dans l'unité de médecine et de réadaptation gériatrique ; ils devaient être mobiles et admis pour une période estimée à deux ou trois semaines.

Par contre, les patients ne devaient pas être en soins palliatifs ou en fin de vie. Ils ne devaient pas être grabataires ni avoir besoin d'aide pour se déplacer. Ils ne devaient pas non plus avoir de problèmes cardio-respiratoires, ni de pathologies somatiques aigues.

Après leur installation dans une chambre 'intelligente', les patients n'étaient pas 'télésuivis' pendant trois jours, pour éviter de prendre en compte des excès d'agitation dus au stress consécutif au changement de chambre.

C. Les Observations

L'étude de l'activité des patients a été faite à partir des données relevées la nuit parce que, pendant cette période, la personne âgée se trouve seule dans sa chambre et que les capteurs infra – rouge ne sont pas activés par d'autres personnes (famille ou personnel soignant). Nous n'avons pris en compte que les huit premières nuits pendant lesquelles les deux groupes étaient presque complets. Dans ces conditions, il apparaît que la médiane de l'activité nocturne totale diffère nettement d'un groupe à l'autre [6]. Pour le groupe témoin, la médiane de l'activité se situe à environ 200 secondes par nuit et reste à peu près constante (Figure 7) ; dans le groupe souffrant de déficience cognitive, par contre, la durée médiane de l'activité est beaucoup plus importante, s'élève pendant trois jours, se stabilise à 800 secondes environ puis décroît progressivement.

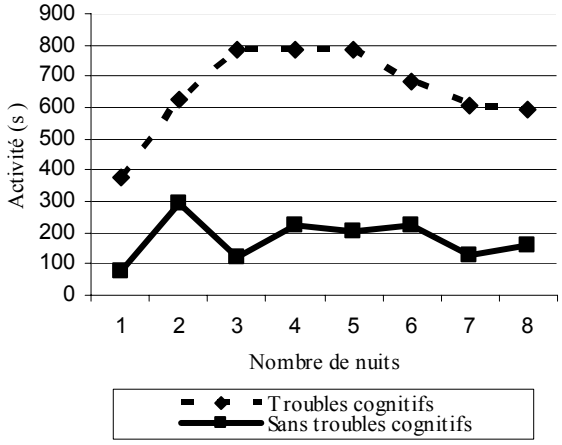


Figure 7 Médiane d'activité nocturne totale chez deux groupes de patients

Par ailleurs, les tracés d'activité nocturne totale de chacun des patients nous ont permis d'identifier trois types de profils :

- l'activité paroxystique,
- l'hyperactivité nocturne chronique
- la confusion mentale associée à l'hyperactivité nocturne.

Le profil d'activité de trois patients illustre typiquement ces trois catégories.

Patient 1

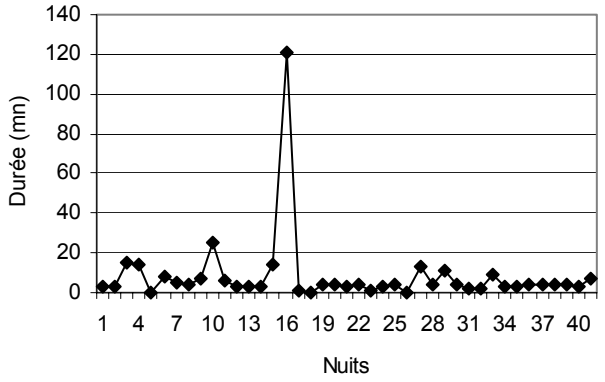


Figure 8 Profil d'activité paroxystique

Ce patient est un homme de 77 ans qui a été hospitalisé à cause de son agressivité et de sa violence envers sa femme. Il a séjourné 41 jours dans une chambre 'intelligente'. Le douzième jour, il s'est plaint de problèmes respiratoires et de maux de ventre, mais il n'y eut pas de répercussion sur son activité nocturne. La seizième nuit, (Figure 8) il était très agité, déambulait constamment dans sa chambre et dans les couloirs du service (le personnel de nuit l'a ramené deux fois dans la chambre). Du fait de ses plaintes précédentes et de son hyperactivité nocturne rapportée à l'équipe médicale, il a subit des examens médicaux complémentaires dont une scintigraphie pulmonaire qui a révélé un fort risque d'embolie pulmonaire. Un traitement anticoagulant lui a été administré aussitôt, traitement qui lui a permis de retrouver rapidement un état de santé satisfaisant et de rentrer à son domicile.

Patient 2

Le profil d'activité d'une dame de 87 ans souffrant de troubles spatio-temporels, est caractéristique de l'hyperactivité nocturne chronique. Cette dame a été admise dans le service pour un séjour de réadaptation de plus de deux mois après une fracture des côtes. Pendant toute cette période, son activité nocturne était très variable (Figure 9) mais elle n'a jamais manifesté d'hyperactivité anormale, ni déambulé la nuit, dans le service. Il est apparu progressivement que cette dame avait de courtes séquences de sommeil interrompues par des périodes de déambulation dans sa chambre ou des déplacements aux toilettes.

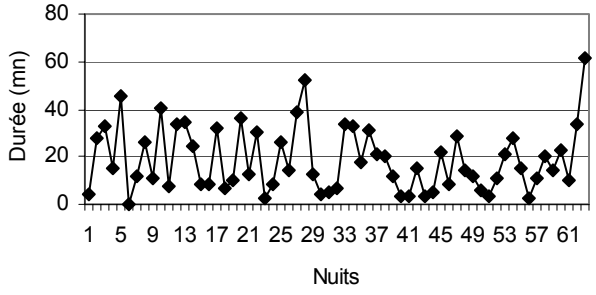


Figure 9 Profil d'hyperactivité chronique

Patient 3

Le cas d'un homme de 93 ans, admis dans le service pour agitation, agressivité et violence envers sa femme illustre le profil de la confusion mentale associée à de l'hyperactivité nocturne. Pendant les trois premières semaines de son hospitalisation, il était très calme en journée, voire somnolent, mais agressif envers le personnel et agité la nuit, comme il est apparu sur les enregistrements faits par GARDIEN. A partir du quinzième jour, le médecin lui a administré un traitement hypnotique, chaque soir, pour réduire son activité nocturne et sa somnolence diurne. Les médicaments ont commencé à produire des effets sur son comportement le vingt troisième jour ; son activité déambulatoire nocturne s'est stabilisée autour d'une ligne de base située à moins de 40 minutes (Figure10). L'analyse des enregistrements a montré qu'aux nuits sans sommeil ont succédé des nuits de sommeil interrompu par des intervalles d'activité (perturbation chronique du sommeil).

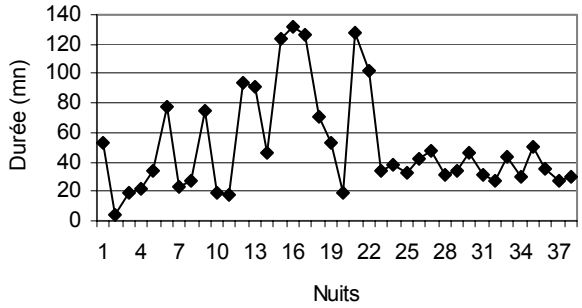


Figure 10 Profil de confusion mentale associée à de l'hyperactivité chronique

IV DISCUSSION

La plupart des systèmes de télésuivi, développés jusqu'à maintenant, utilisent des réseaux de capteurs environnementaux tels que les capteurs à infra – rouge ou des détecteurs portables (capteur de chute par exemple) [7-9]. L'installation de ces réseaux augmente la complexité et le coût des systèmes d'assistance. Mais la fusion des données issues de ces différentes sources d'information permet d'avoir une idée précise de l'activité (type, durée…) d'une personne âgée dépendante.

Trois systèmes similaires à GARDIEN sont actuellement en développement en France. Noury & Al ont développé l'Habitat Intelligent pour la Santé (HIS) à la Faculté de Médecine de Grenoble. Le fonctionnement de ce système repose sur un réseau de capteurs environnementaux et de capteurs embarqués (capteur de chute et/ou capteur physiologique). Ce système n'a pas été validé en présence de personnes âgées. A partir de ce système, ils développent le projet AILISA qui est en test, sur deux sites gériatriques ; les résultats ne sont pas encore publiés.

Le système PROSAFE fonctionne lui aussi avec un réseau de capteurs à infra-rouge passif. Il a été testé par 4 personnes vivant dans une maison de retraite. Les tests ont porté sur la

détermination des seuils à franchir pour déclencher une alarme lors des détections de chute et/ou de fugue.

Enfin le système TéléPat, développé à l'INT d'Evry, associe au réseau de capteurs à infra-rouge des capteurs physiologiques, notamment un capteur de pouls. Un réseau de neurones fait la fusion des données issues des différents types de capteurs pour déclencher une alarme à distance via des moyens de télécommunication. Le développement du système est en cours de réalisation.

GARDIEN a été développé autour d'un réseau de capteurs à infra – rouge parce que c'est une solution simple à installer et d'un coût abordable : les modems radio limitent les frais d'installation. Son logiciel permet non seulement de détecter la présence d'une personne dans un local mais aussi d'analyser son activité motrice et d'avertir le personnel soignant ou l'aidant quand cette personne tente de quitter son lieu de vie.

GARDIEN détecte très bien tous les mouvements effectués dans le champ de vision de ses capteurs. Cependant, si le patient reste immobile à un endroit quelconque, notamment lors d'une chute, les capteurs ne donnent plus de signal et le logiciel ne peut pas déclencher d'alarme. Le capteur horizontal a été implanté pour lever le doute lors de ces situations critiques. Les patients recrutés pour l'évaluation du système n'étaient pas réputés comme patient chuteur, aussi n'avons-nous eu que peu d'accidents à déplorer (5 chutes) mais l'une d'elle n'a pas été détectée. A cause de ces petits nombres, il est difficile de conclure quant à la sensibilité et la spécificité de l'algorithme, mais de nouveaux développements concernant ce point particulier sont déjà commencés.

Les résultats obtenus au cours de cette validation montrent l'adéquation du système à l'étude comportementale des patients et l'apport d'informations pertinentes au médecin lors du diagnostic : les trois cas présentés en sont l'illustration. Cette étude nous permet de valider des algorithmes qui permettront de déclencher des alarmes, en temps réel, en cas de comportements anormaux par rapport à une moyenne obtenue sur quelques journées de surveillance.

CONCLUSION

L'étude de validation a montré que GARDIEN peut être un outil intéressant, à l'hôpital, dans la prise en charge de patients atteints de la maladie d'Alzheimer, pour les informations objectives qu'il fournit sur le comportement moteur nocturne des patients. Ces données peuvent aider à révéler certaines pathologies telle que la confusion mentale.

Moyennant quelques développements GARDIEN pourra aussi déclencher des alarmes en temps réel en cas de :

- chute,
- fugue,
- comportements anormaux par rapport à une moyenne calculée sur quelques journées d'observation.

Connecté à un moyen de communication téléphonique, il pourra également être utilisé au domicile comme système de télésuivi automatique pour avertir les aidants en cas d'incidents tels que les chutes ou les fugues (sans avoir recours à la participation de la personne surveillée). Les alarmes seront reçues à une centrale d'appel puis redirigées vers un service d'urgence ou vers les aidants professionnels ou familiaux, en fonction de la gravité de l'alarme.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient les patients qui ont accepté de participer à cette étude et le personnel soignant, notamment le personnel de nuit du CHU de Grenoble, Pavillon Elisée Chatin qui a consigné tous les événements nocturnes dont il était témoin.

Ce travail a été rendu possible grâce au soutien financier de l'Association France Alzheimer et de la Fondation Agrica.

REFERENCES

1 Tyrrell J. Evaluation of Telemedicine: Patient needs and perceived benefits of an innovative communication system in a geriatric rehabilitation unit. European Commission : Training and Mobility of Researchers Programme 1998

2 Couturier P, Tyrrell J, Banerjee S, Debray M, Moulin P, Franco A. Téléassistance en milieu gériatrique : besoin du patient et réponses technologiques. Aides techniques et matériel d'assistance en gériatrie (édition: Masson), 2002: 63-73

3 Steenkeste F, Bocquet H, Chan M, Campo E. La mise en place d'une technologie pour observer le comportement nocturne des personnes âgées en institution. ITBM-RBM 2001; 22: 25-30

4 Steenkeste F., Banerjee S., Couturier P. Telesurveillance of geriatric patients in a hospital using passive infra-red sensors. The Journal on Information Technology in Healthcare 2005; 3(2):89-100

5 Steenkeste F., Banerjee S., Couturier P., Franco A. GARDIEN: un système de telesurveillance pour personnes âgées dépendantes. Proc. of Les Nouvelles Technologies dans la Cité Rennes 11 décembre 2003

6 Banerjee S., Steenkeste F., Couturier P., Debray M., Franco A. Telesurveillance of elderly patients by use of passive infra-red sensors in a 'smart room'. J Telemed Telecare 2003; 9; 23-29

7 Noury N., Hervé T., Rialle V., Virone G., Mercier E., Morey G., Moro A., Porcheron T. Monitoring behaviour in home using a smart fall sensor and position sensors Proc. of the 1st Annual International IEEE-EMBS Special Topic Conference on Microtechnologies in Medicine and Biology 2000

8 Chan M, Campo E, Estève D. PROSAFE, a multisensory remote monitoring system for the elderly or the handicapped IOS Press, 2003: 89-95.

9 Rialle V, Lauvernay N, Franco A, Piquard JF, Couturier P. A smart room for hospitalised elderly people: essay of modelling and first steps of an experiment. Technol and Health Care 1999; 7(5): 343-357

Adaptation de Véhicules pour Personnes à Mobilité Réduite « Freinage au Volant »

Kamel Messaoudène, Naima Ait oufroukh, Saïd Mammar
Laboratoire d'Informatique Biologie Intégrative et Systèmes Complexes (IBISC) Université d'Evry -Val d'Essonne
CE 1455 Courcouronnes, 40 rue du Pelvoux, 91020 EVRY Cedex.
Laboratoire sur les Interactions Véhicules - Infrastructure - Conducteurs (LIVIC)
Bâtiment 824, 14 route de la Minière, 78000 Versailles.
Kamel.Messaoudene@iup.univ-evry.fr, Naima.Aitoufroukh@iup.univ-evry.fr, Mammar@inrets.fr

***Résumé*- L'accès à la conduite automobile pour les personnes à mobilité réduite reste un vaste problème bien qu'essentiel à leur réinsertion et à leur qualité de vie. Il est important de réaliser une expertise sur différents aspects de l'accessibilité à la conduite pour les personnes à mobilité réduite. Cette expertise doit s'appuyer sur des études de besoins, des coûts et sur des aspects de juridiction et de normalisations. Cet article présente les résultats des premières réflexions d'un projet, entamé en Mai 2005. Il a pour objectif le développement d'adaptations d'aide à la conduite pour personnes à mobilité réduite. Il s'agit d'évaluer les assistances existantes et d'apporter les améliorations nécessaires en fonction des besoins. Ce travail s'inscrit dans le cadre des activités d'un pôle de compétitivité en France nommé « MOVEO », il traite la problématique de l'handicap & mobilité. Une solution d'aide à la conduite a été proposée, elle vise la catégorie de personnes n'ayant pas l'usage des membres inférieurs «Paraplégiques». Il s'agit d'un nouveau dispositif de freinage couplé à une direction filo-commandée «Steer-by-Wire ». Le freinage est obtenu par un mouvement du volant en profondeur, en actionnant un module d'amorçage. Ce dispositif permettra au conducteur de freiner tout en gardant les mains sur le volant. Ceci offre l'avantage d'un gain important en temps de freinage et d'une conduite plus souple et confortable. L'utilisation d'un dispositif actif pour le retour d'effort freinage au volant, permettra un dosage de frein progressif et parfaitement intuitif. Il offre la possibilité de gérer et d'adapter le couple de réaction du frein au besoin du conducteur.**

I. INTRODUCTION

La conduite automobile constitue un élément incontournable dans notre confort de vie au quotidien. Pour la personne à mobilité réduite, elle est considérée comme partie intégrante de tout programme de réinsertion. Grâce à la facilité de déplacement qu'elle procure, elle ouvre de nombreuses perspectives de liberté et d'engagement, en particulier sur le plan socioprofessionnel. Les adaptations de véhicules destinées aux personnes à mobilité réduite sont nombreuses, plus ou moins sophistiquées et donc plus ou moins onéreuses selon les cas et les industriels qui les proposent. Les contraintes réglementaires imposent de ne pas modifier l'équipement de base du véhicule. En effet, les adaptations doivent permettre aussi à un sujet valide de conduire le véhicule en question. Ces dispositifs sont aussi parfois réutilisables lors d'un remplacement de véhicule. Leur choix dépend non seulement des possibilités fonctionnelles des patients, mais aussi d'arguments autres, qu'ils soient financiers ou médico-légaux [1]. Dans ce papier, nous allons présenter dans un premier temps, quelques dispositifs existants actuellement sur le marché, dans le domaine d'adaptation de véhicules pour personnes à mobilité réduite. Il s'agit d'explorer l'offre industrielle actuelle. Ensuite nous aborderons la description de la solution proposée, elle vise l'aide à la conduite pour les personnes paraplégiques. Dans la troisième partie, nous présenterons la technologie «X-by-Wire» et ses différentes applications dans l'automobile. La quatrième partie sera consacrée à la description de la conception d'un prototype. Enfin, nous terminerons par une conclusion et présentation de nos démarches futures.

II. ADAPTATION DE VEHICULES POUR PERSONNES A MOBILITE REDUITE

Cette partie consiste à présenter les différentes adaptations de véhicules, actuellement disponibles, destinés aux personnes à mobilité réduite. L'objectif étant d'évaluer l'existant sur le marché et de déterminer les pistes ouvertes dans ce domaine en matière de recherches et développement, notamment dans les aides à la conduite en sécurité préventive. Cette démarche va nous permettre d'orienter les idées et de cibler les besoins afin d'améliorer l'accès à la conduite pour cette catégorie de la population. Les industriels spécialisés dans l'adaptation de véhicules classent les dispositifs en fonctions du type d'aide visée. Nous distinguons quatre types d'aides différentes :

- Aides à la conduite
- Aides à l'accessibilité
- Aides au transfert
- Aides au chargement du fauteuil roulant

A. Aides à la Conduite

Les dispositifs destinés à l'aide à la conduite pour les personnes à mobilité réduite, sont développés en fonction du type d'handicap. Il s'agit de compenser les fonctions du membre ou des membres déficients de la personne dans la tâche de la conduite automobile. Ces différents dispositifs visent plusieurs catégories d'handicap physique [2] :

- ✓ *Déficience d'un ou deux membres supérieurs*
- ✓ *Déficience d'un ou deux membres inférieurs*
- ✓ *Hémiplégie droite ou gauche*
- ✓ *Déficience des 4 membres (Tétraplégie)*
- ✓ *Perte partielle de la fonction d'un membre*
- ✓ *Limitation de la rotation bilatérale de la tête*
- ✓ *Nanisme, etc.*

A. 1. Adaptations pour Déficience d'un ou deux Membres Supérieurs

Sur la Figure 1, nous présentons quelques adaptations existantes sur le marché «équipementiers et constructeurs», destinées aux personnes ayant perdus un ou deux membres supérieurs (Phocomélie) : Télécommande sensitive, fourche au volant, adaptation de frein à main, commande vocale, caméras sur rétroviseurs et direction avec disque actionnée par le pied [3,4,5].

Télécommande Sensitive

Fourche au Volant

Adaptation de Frein à Main

Commande Vocale

Caméras sur Rétroviseurs

Direction par Pied

Fig. 1. Exemples d'Adaptations pour Déficience d'un ou deux Membres Supérieurs

A. 2. Adaptations pour Déficience d'un ou deux Membres Inférieurs

L'objectif est de remplacer l'usage des trois pédales existantes sur un véhicule normal, par des adaptations qui permettent l'action des trois fonctions en utilisant seulement les deux membres supérieurs. Parmi les adaptations qui sont destinées aux personnes n'ayant pas l'usage de l'un ou des deux membres inférieurs (Paraplégiques), nous montrons sur la Figure 2 quelques dispositifs déjà existants sur le marché [4,5,6] : Accélérateur par cercle mécanique, Accélérateur par cercle sous le volant, Frein par levier, Accélérateur par manette, Embrayage piloté, Combiné accélérateur/frein.

Accélérateur par Cercle Mécanique

Accélérateur par Cercle sous le Volant

Frein par Levier

Accélérateur par Manette

Embrayage Piloté

Combiné Accélérateur/Frein

Fig. 2. Exemples d'Adaptations pour Déficience d'un ou deux Membres Inférieurs

A. 3. Adaptations pour Personnes Tétraplégiques

L'idée dans ce cas, est de combiner quelques adaptations destinées aux deux types de déficience vus précédemment : déficience sur les membres supérieurs et inférieurs afin de permettre aux personnes tétraplégique d'accomplir la tâche de conduite en toute sécurité. La Figure 3, montre quelques adaptations visant les personnes n'ayant pas l'usage complet des quatre membres [3,7,8] :

Combiné Accélérateur/Frein avec Fourches

Dispositif à Guidon

Levier Electrique Multifonctions

Dispositif avec Joystick

Fig. 3. Exemples d'Adaptations pour Tétraplégiques

B. Aides à l'Accessibilité

Les aides à l'accessibilité sont destinées à faciliter l'accès à l'intérieur du véhicule d'une personne à mobilité réduite avec son fauteuil roulant. Nous distinguons sur le marché deux types d'adaptations qui permettent ce type d'aide.

- ✓ Accessibilité par Elévateurs
- ✓ Accessibilité par Rampes

La Figure 4, montre quelques exemples des deux types d'adaptations d'aide à l'accessibilité [6,9] :

Accès par Elévateur

Accès par Rampe

Fig. 4. Exemples d'Aides à l'Accessibilité

C. Aides au Transfert

Les aides au transfert sont destinées à faciliter le transfert d'une personne à mobilité réduite, de son fauteuil roulant vers le siège du véhicule [3,10]. Les différents dispositifs existants sur le marché, visant ce type d'aides sont (Fig. 5) :

- ➢ Siège pivotant.
- ➢ Embase pivotante à montée/descente électrique.
- ➢ Siège pivotant combiné à une embase roulante.
- ➢ Siège pivotant à l'intérieur du véhicule.
- ➢ Plateau releveur ou Verticalisateur.

Siège Pivotant Electrique

Siège Pivotant Combiné à une Embase Roulante

Fig. 5. Exemples d'Aides au Transfert

D. Aides au Chargement du Fauteuil Roulant

Ce dernier type d'aides, consiste à faciliter le chargement du fauteuil roulant d'une personne à mobilité réduite après le transfert. Les différents dispositifs existants sur le marché, qui visent ce type d'aides sont (Fig. 6) [3,4] :

- ✓ Coffre de Toit
- ✓ Bras de Coffre Elévateur
- ✓ Porte Arrière Coulissante avec Bras Robot
- ✓ Bras Robot Télescopique

Bras Robot Chargeur (Coffre/Porte Coulissante)

Bras Robot sur Coffre de Toit

Bras Robot Télescopique

Fig. 6. Exemples d'Aides au Chargement du Fauteuil Roulant

Nous abordons dans ce qui suit, la description et le fonctionnement du dispositif de freinage proposé, dédié aux personnes paraplégiques.

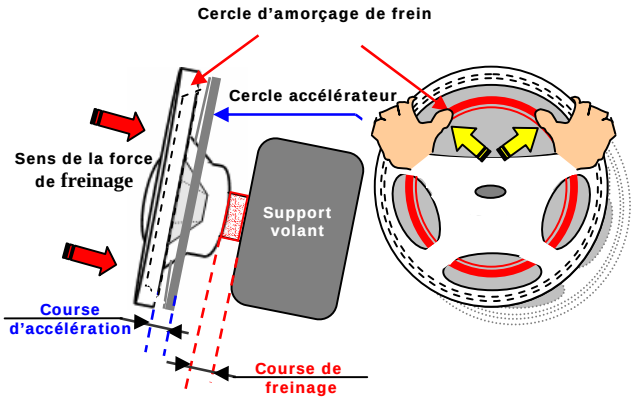
III. DISPOSITIF DE FREINAGE PROPOSE

Adaptation de Frein par Action sur le Volant, avec Couplage à une Direction «Steer-by-Wire»

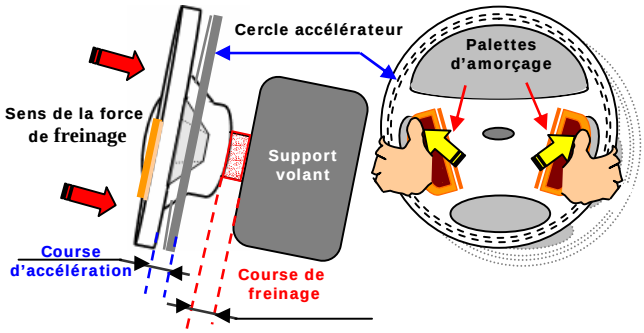
Après avoir présenté quelques résultats obtenus par notre état de l'art sur l'existant des adaptations de véhicules pour les personnes à mobilité réduite, nous avons constaté un manque remarquable au niveau de l'adaptation de frein. En effet, les seules adaptations de frein automobile existantes actuellement pour les personnes à mobilité réduite, consistent à équiper le véhicule d'un levier ou d'un combiné accélérateur/frein placé sous le volant (voir figure 2). Ces deux adaptations ont comme inconvénients d'allonger le temps de freinage et d'obliger le conducteur à tenir le volant avec une seule main. Cela réduit considérablement la sécurité et rend la conduite difficile en particulier durant les manœuvres. Vu la sensibilité de la fonction de freinage et l'ensemble d'inconvénients que présente de telles adaptations en matière de sécurité, de confort et de temps de freinage, nous avons apporté une nouvelle solution d'aide à la conduite qui présente beaucoup d'avantages. Le dispositif proposé vise la catégorie de personnes n'ayant pas l'usage des membres inférieurs «Paraplégique». Il s'agit d'un nouvel organe de freinage couplé à une direction filo-commandée «Steer-by-Wire». L'accélération étant obtenue à l'aide d'un cercle sous le volant (solution déjà existante). L'originalité de ce dispositif est au niveau du freinage, il est obtenu en exerçant une force en profondeur sur le volant. Pour des raisons de sécurité, ce mouvement du volant ne sera libéré qu'en actionnant un module d'amorçage à l'aide des pouces (voir figure 7). Afin de respecter l'aspect ergonomique du dispositif, deux possibilités sont proposées pour la réalisation du module d'amorçage de frein:

- ✓ Amorçage par cercle à l'intérieur du volant
- ✓ Amorçage par palettes sur le volant

Ces deux solutions sont mises en œuvre de telle sorte que le conducteur puisse amorcer le mouvement du volant en cas de besoin de freinage à n'importe quel endroit sur le volant. Il s'agit de rendre ce module plus accessible aux mains du conducteur, ce qui permet un amorçage et exécution rapide du freinage. L'utilisation de la technologie «X-by-Wire» dans la réalisation de ce dispositif offre de nombreux avantages en matière de sécurité, d'assistance et de limitation d'effort. En effet, le couplage de notre dispositif à une direction filo-commandée «Steer-by-Wire» permet une plus grande simplicité d'exécution des fonctions du freinage et d'accélération par le conducteur dans les manœuvres de direction (exemple de stationnement).



Amorçage par Cercle à l'Intérieur du Volant



Amorçage par Palettes sur le Volant

Fig. 7. Les deux Solutions d'Amorçage de Frein

V. LA TECHNOLOGIE « X-BY-WIRE » DANS L'AUTOMOBILE

La technologie «X-by-Wire », issue de l'aéronautique, consiste à remplacer les liaisons mécaniques entre les commandes (volant, pédalier, etc.) et les organes (moteur, freins, direction, etc.) par des liaisons électroniques, des capteurs et des moteurs électriques [11]. Cette technologie est souvent présentée par les spécialistes comme la prochaine grande révolution dans le domaine de l'automobile. Les constructeurs travaillent sur ce sujet depuis de nombreuses années, l'application de cette technologie dans l'automobile existe déjà dans les fonctions telles que les vitres ou les sièges à commande électrique [12]. Les fonctions by-Wire peuvent ainsi s'étendre à des commandes bien plus sensibles comme :

- ➢ Steer-by-Wire (Direction)
- ➢ Brake-by-Wire (Freinage)
- ➢ Shift-by-Wire (Passage de vitesse)
- ➢ Suspension-by-Wire (Suspension)
- ➢ Drive-by-Wire (Conduite intégrale)

A. *La Direction « by-Wire »*

Le premier avantage d'un système "Steer-by-Wire" est la suppression de la colonne de direction (Fig. 8). Cette suppression est maintenant autorisée par une directive européenne. Du point de vue de la sécurité du conducteur, cette alternative permet une diminution considérable des risques en cas de choc, l'entrée de la colonne de direction à l'intérieur de l'habitacle étant souvent synonyme de graves blessures pour le conducteur. De plus, la disparition de cet organe particulièrement lourd et encombrant entraîne une réduction de la consommation de carburant de 6%, ce qui représenterait un progrès non négligeable du point de vue de la protection de l'environnement [13].

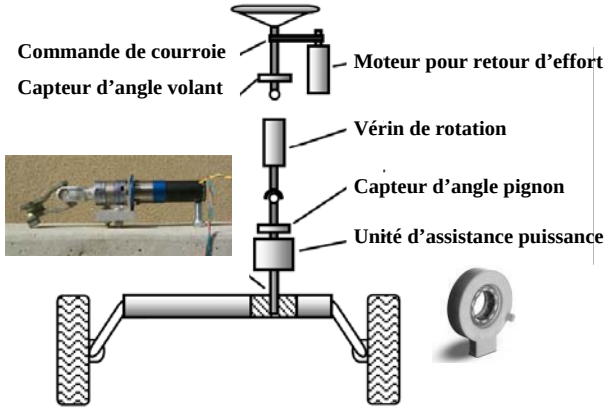


Fig. 8. Modèle de la Direction « by-Wire »

En termes de prestation, la nouveauté majeure qu'offre le «Steer-by-Wire» est la démultiplication variable. Cette fonction permet d'adapter le ratio de braquage entre le volant et les roues en fonction de la situation de conduite. Par exemple, dans des situations telles que le parking ou la conduite en ville (vitesse véhicule faible), le ratio pourra être augmenté pour réduire la rotation et l'effort nécessaire au volant [13]. Cette fonction est déjà présente sur les BMW série 5 et 7 équipées de direction dite « active ».

B. *Architecture de la Direction « Steer-by-Wire »*

Le système de direction est muni d'une crémaillère actionnée non pas avec la colonne de direction, mais par un double moteur électrique. Quant au volant, il est bien sûr équipé d'un capteur de position angulaire, mais aussi d'un moteur électrique afin de fournir au conducteur un effort correspondant à celui normalement engendré par les roues. Le conducteur conserve de cette façon un ressenti de la route, même s'il est artificiel. La direction étant un domaine ultrasensible en terme de sécurité, tous les éléments sont doublés (Fig. 9) : calculateurs, batteries, circuits électriques, moteurs de crémaillère et retours d'effort au volant [14].

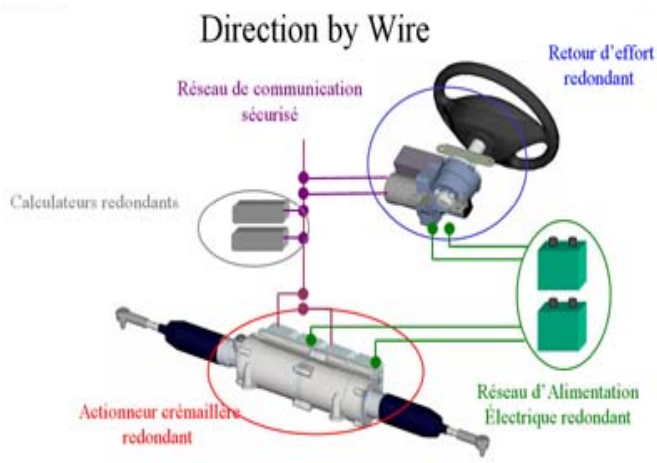


Fig. 9. Redondance d'Eléments de la Direction « by-Wire »

C. *Le Freinage « Brake-by-Wire »*

L'implantation d'un système "Brake-by-Wire" avec un micro-contrôleur et un actionneur sur chaque roue permet de réduire la distance d'arrêt et d'adapter la pression de la force de freinage au conducteur, ce qui augmente considérablement la qualité du freinage mais aussi la stabilité du véhicule. Comme pour les systèmes «Steer-by-Wire», la suppression du système hydraulique de freinage réduira aussi le poids du véhicule et sa consommation, mais c'est aussi le problème du recyclage de ces fluides particulièrement polluants qui sera définitivement réglé [13].

IV. Description de la Conception d'un Prototype

Le prototype du freinage au volant, que nous allons décrire dans cette partie est actuellement en phase finale de conception et il sera réalisé très prochainement dans nos ateliers mécaniques. L'idée de base de ce prototype est de créer un support pour un volant d'un véhicule, comportant des éléments mécaniques et électroniques, qui permettent de créer et de gérer les mouvements du volant, en profondeur et en rotation, tout en adoptant la technologie «X-by-Wire».

La figure 10, montre le modèle du prototype final, réalisé sur Solidworks, avec cercle accélérateur derrière le volant et module d'amorçage de frein par cercle à l'intérieur de volant. Notre démarche de conception de ce prototype se compose de deux parties :

- ✓ Restitution du retour d'effort volant.
- ✓ Création d'un retour d'effort freinage adapté.

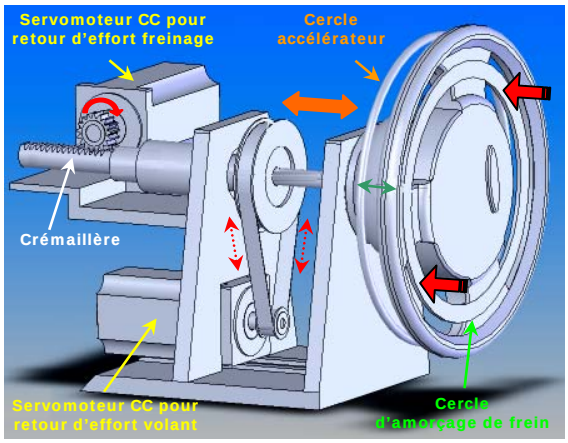


Fig. 10. Modèle du Prototype Final sur Solidworks

A. *Restitution du Retour d'Effort Volant*

L'objectif de la première partie étant de restituer sur le volant, le retour d'efforts dus à la dynamique du véhicule comme nous l'avons déjà expliqué dans la partie précédente. Il existe actuellement une multitude de recherches et de réalisations dans ce contexte, menées par des laboratoires et par les constructeurs automobiles. Nous avons donc exploré ces travaux afin de trouver les solutions adéquates à notre application au niveau du choix et coût du matériel mécanique et électronique. Pour la réalisation de cette partie, nous avons opté pour l'utilisation d'un servomoteur à courant continu, qui assure un couple de 15Nm sur l'axe du volant et une vitesse de rotation de 700 Tr/mn. Ce type de moteur offre l'avantage de ne pas créer des à-coups sur le volant pendant le fonctionnement et de son embarquabilité (poids et dimensions).

B. *Création d'un Retour d'Effort Freinage Adapté*

Pour la conception du dispositif actif, assurant le retour d'effort freinage, nous avons opté pour une solution de type crémaillère. La longueur de cette crémaillère correspond à la course maximale du déplacement du volant en profondeur qui sera fixée à 8cm, elle sera réglable pendant les tests afin de l'adapter au besoin du conducteur. Le moteur qui sera utilisé dans cette application est de la même famille que le premier. Il s'agit d'un servomoteur à courant continu, qui tourne à une vitesse maximale de 60 Tr/mn et qui peut assurer une force de retour d'effort freinage sur le volant jusqu'à 400N. Cette force a été trouvée à partir de calculs des inerties dues aux poids du : volant, colonne et bras du conducteurs, ainsi qu'à la force maximale de retour d'effort freinage. Nous l'avons déterminée à l'aide d'un banc de tests contenant un dynamomètre réglable relié aux branches d'un volant qui se déplace en profondeur sur son axe. Après une série de tests avec différents utilisateurs, cette force à été fixée à 250N. Le dispositif actif adopté dans cette partie (système crémaillère avec moteur) va nous permette de gérer et d'adapter électroniquement le couple de retour d'effort du frein en fonction des besoins du conducteur, cette solution peut ouvrir de nouvelles possibilités pour contrôler et assister le freinage.

V. Conclusion et Perspectives

L'amélioration de la qualité de vie des personnes à mobilité réduite suppose l'accès à la compensation qui comporte plusieurs volets dont la compensation technologique. Ce travail contribue à l'amélioration de l'accès à la conduite pour les personnes paraplégiques et la mise en place d'une nouvelle solution apportant des progrès en matière de sécurité, de confort et de l'ergonomie. Dans ce papier, nous avons d'abord exposé quelques adaptations de véhicules pour personnes à mobilité réduite. Cette démarche nous a permis d'établir un état de l'art, de cibler les idées et d'identifier le manquant notamment dans le domaine de l'aide à la conduite. Nous avons enchaîné la présentation par la description du dispositif proposé. Nous avons souligné les avantages que présente une telle solution. Le couplage de ce dispositif à une direction by-Wire, nous a amené à réaliser une étude détaillée sur le principe et les applications de cette technologie dans l'automobile et notamment dans la direction. Ensuite, nous avons décrit la démarche de conception d'un prototype du dispositif. Sur le plan des perspectives, la prochaine étape consiste d'abord à étudier le comportement du conducteur lors d'un freinage, d'où la modélisation de l'ensemble : conducteur, véhicule et module de volant. Ensuite, nous allons étudier la sécurité et l'ergonomie du dispositif (Evaluation), d'où nous allons l'implémenter sur un simulateur de conduite pour personnes à mobilité réduite. Enfin nous passerons à l'intégration du dispositif sur véhicule d'essais (Validation).

References

[1] L. Gania, C. Fattal C, " Problèmes posés par la Conduite Automobile Chez le Tétraplégique", A.N.M.S.R. N°47 - 2ème trimestre 1998.
[2] Les Handicaps et leurs Aménagements, http://www.les-permis.com/examens/amenage.htm
[3] A.C.A Product, Conduite-Transfert-Transport, "Aménagement de Véhicules pour Personnes Handicapées", Catalogue juin 2005.
[4] PIMAS Créateur d'Automobile, "Aménagement pour Handicapés", Catalogue 2005.
[5] KEMPF, "Solutions d'Aides à la Conduite", Documentation technique mai 2005
[6] Free To Drive, <http://www.guidosimplex.it/English/index.asp>
[7] La Mobilité à tout Prix, <http://www.jeroule.be/>
[8] Aménagement de véhicules pour handicapés, <http://carburelec.com/>
[9] PARAVAN vehicles for handicapped people, "Space Drive", Catalogue mai 2005.
[10] Auto ADAPT, "Carony and Turny Transfer for your independence", Technical Documentation June 2004.
[11] M. Normand, " Le prototype Citroën C5 By Wire ", LE MONDE, 11 Septembre 2005
[12] Citroën, "Démonstrateur Citroën C5 By Wire", Communiqué de Presse 24 juin 2005.
[13] C. Wilwert, "Influence des fautes transitoires et des performances Temps réel sur la sureté des systèmes X-by-Wire", Thèse, Institut National Polytechnique de Lorraine, 24 Mars 2005
[14] Y. Gazeau, "Les futures Assistances à la Conduite", Auto-Innovations septembre 2005.

ARPH : Comparaison d'une méthode classique et d'une méthode utilisant la coopération homme-machine pour exploiter la redondance de l'assistant robotisé

E. Colle, K. Nait Chabane, S. Delarue, P. Hoppenot
LSC CNRS FRE 2494, Université d'Evry,
hoppenot|ecolle@iup.univ-evry.fr

***Résumé*- Les solutions retenues en robotique d'assistance se démarquent souvent très fortement de celles employées en robotique industrielle. Du point de vue de la conception, il est pertinent de considérer la personne et le robot d'assistance comme deux éléments appartenant à un système complexe global. La coopération interne entre ces deux entités devient indispensable et permet de mettre en place des solutions innovantes. Ce papier tente de montrer sur l'exemple de la commande d'un bras mobile qu'il est possible de proposer de nouveaux algorithmes en s'appuyant sur les capacités de la personne. Nous avons montré qu'une méthode de résolution de problèmes utilisée en IAD offre une alternative aux modèles mathématiques généralement mis en œuvre pour commander un robot. Cette approche offre des avantages. Cependant le caractère local de la résolution nécessite la présence d'un niveau supérieur possédant une vision globale du processus et capable de décision. En robotique d'assistance ce rôle est joué par la personne dans le cadre de la coopération homme-machine.**

I. INTRODUCTION

Les personnes présentant une déficience motrice grave comme les tétraplégiques ou les myopathes peuvent bénéficier d'aides techniques innovantes pour compenser leur handicap.

La robotique est une des disciplines qui peut apporter des solutions permettant de réduire la situation de handicap en termes de mobilité et de manipulation. Cependant la conception de l'aide doit prendre en compte les aspects spécifiques du domaine d'application. Le premier primordial est que ce type d'aide ne concerne que quelques milliers de personnes en France. Il ne faut donc pas compter sur un effet d'échelle pour rendre financièrement abordable l'assistant robotisé sauf considéré un espace étendu au moins à l'Europe [1]. Au niveau du roboticien, plusieurs approches de conception non exclusives doivent être envisagées.

La première est de réutiliser autant que faire se peut des composants existants pour la propulsion, la manipulation et la perception. Cette option offre deux avantages non négligeables qui sont l'assurance de fiabilité d'un produit commercial et l'existence d'un réseau qui assure la maintenance.

La deuxième approche veille à minimiser pendant tout le cycle de R&D la complexité de l'aide. Celle-ci peut être réduite de manière significative en impliquant la personne dépendante dans le service que rend l'aide robotisée. Cette coopération homme machine a pour rôle principal de répartir les tâches avec un degré d'implication de la personne adaptable et évolutif. Aussi pour définir au mieux la collaboration et la rendre la plus efficace, il est important d'évaluer les compétences et les capacités des deux entités personne et machine qui peuvent être considéré comme des partenaires.

La dernière approche qui vise à élargir le champ d'application et donc développer l'effet d'échelle, consiste à envisager cette aide comme faisant partie d'un ensemble de services dont l'objectif est de favoriser le maintien à domicile de cette personne dépendante. A priori les services potentiels sont la suppléance fonctionnelle pour la mobilité et la manipulation, la télévigilance et la télémédecine. Abordé du point de vue des services, il est possible de mutualiser les moyens et donc de réduire les coûts.

Les travaux présentés ici font partie de la deuxième approche. Comme il a été précisé précédemment le préalable d'une bonne coopération requiert de préciser les capacités et les limites de chaque partenaire. L'objectif de ce papier est de tirer partie au mieux du système robotisé constitué d'un bras Manus fixé sur une plateforme mobile en exploitant la redondance des degrés de liberté des deux sous-systèmes et la coopération entre l'homme et la machine. La première section présente une approche classique utilisée en robotique. La deuxième section décrit une approche issue de l'IAD (Intelligence Artificielle Distribuée) mais qui suppose une coopération avec la personne. Ces deux approches sont ensuite comparées en simulant l'exécution de tâches de suivi de trajectoire.

II. EXPLOITATION DE LA REDONDANCE, APPROCHE ROBOTICIENNE

A. Description et modélisation du manipulateur mobile

Le manipulateur mobile est constitué du bras Manus de la société Exact Dynamics monté sur une plateforme mobile à deux roues arrières motorisées indépendantes et une roue folle

à l'avant (Fig.1). Manus est un bras a 6 liaisons rotoïdes, 3 pour la position et 3 pour l'orientation de la pince. Nous avons adopté les hypothèses suivantes pour la modélisation (Fig. 2). Il n'y pas de glissement entre les roues et le sol. La plateforme ne peut se déplacer de côté en raison de la contrainte de non-honolomie. Le manipulateur est fixé de façon rigide sur la plateforme.

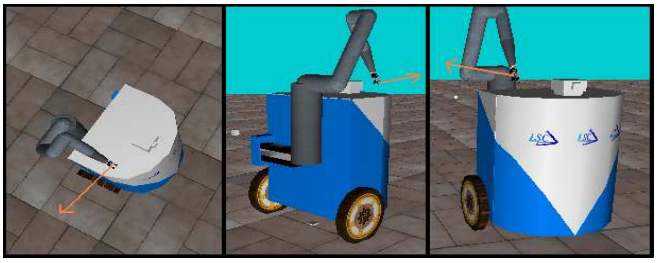


Figure 1. Manipulateur mobile ARPH

Le modèle géométrique direct du manipulateur qui utilise le formalisme de Denavit Hartenberg [2] lie les variables de l'espace articulaire et de l'espace de la tâche :

$$X_a = f_a(q_a), \tag{1}$$

où $X_a = [x_{a1}, x_{a2}, \cdots x_{am}]^T \in R^m$ est le vecteur des variables de la tâche exprimé dans l'espace de la tâche à *m* dimensions, $q_a = [q_{a1}, q_{a2}, \cdots q_{an}]^T \in R^n$ est le vecteur des variables articulaires exprimé dans l'espace articulaire à *n* dimensions, et f_a est une fonction non linéaire.

En dérivant (1) en fonction du temps, on obtient une équation linéaire au niveau des vitesses :

$$\dot{X}_a = J_a(q_a)\dot{q}_a, \tag{2}$$

où $\dot{X}_a$ est le vecteur vitesse de la tâche, $\dot{q}_a$ est le vecteur vitesse articulaire et $J_a(q_a)$ est la matrice jacobienne.

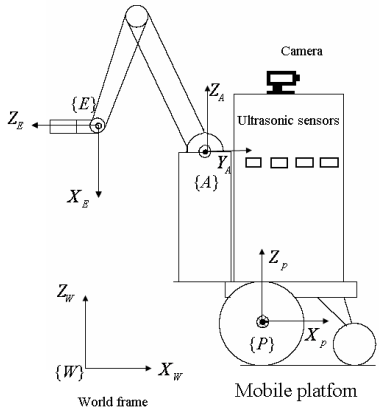


Figure 2. Les repères liés au manipulateur mobile

Le modèle cinématique de la plateforme est donné par [3]:

$$\dot{q}_p = S(q_p)u_P \tag{3}$$

où $S(q_p) = \begin{bmatrix} \cos(\theta_p) & 0 \\ \sin(\theta_p) & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$ et $u_p = [v, \omega]^T$, dans lequel *v* et ω sont les vitesses linéaire et angulaire de la plateforme. Ainsi le modèle géométrique de l'ensemble manipulateur et plateforme peut être exprimé par

$$X = f(q_p, q_a), \tag{4}$$

dans lequel q_p sont les coordonnées généralisées de la plateforme mobile et q_a les variables articulaires du bras Manus. La configuration du manipulateur mobile est par *N=n+3* coordonnées généralisées :

$$q = [q_p^T, q_a^T]^T = [x_p, y_p, \theta_p, q_{a1}, \cdots, q_{an}]^T \tag{5}$$

Le modèle cinématique du manipulateur mobile est donné par :

$$\dot{X} = J(q)\dot{q}, \tag{6}$$

avec $J(q) = \dfrac{\partial f}{\partial q}$.

B. Mesure de manipulabilité

Le concept de manipulabilité a été introduit par Yoshikawa [4], [5] pour les bras manipulateurs afin de caractériser la capacité du manipulateur à se déplacer dans certaines directions. L'ensemble des vitesses de l'effecteur qui découle des vitesses articulaires telles que la norme Euclidienne de $\dot{q}_a$, $\|\dot{q}_a\| = (\dot{q}_{a1}^2 + \dot{q}_{a2}^2 + \cdots \dot{q}_{an}^2)^{1/2}$, satisfait $\|\dot{q}_a\| \le 1$ est une ellipse dans l'espace Euclidien à m dimension. Cette ellipse représente la capacité de manipulation et est appelée ellipse de manipulabilité. Yoshikawa définit une mesure de manipulabilité *w* :

$$w = \sqrt{\det(J_a(q_a)J_a^T(q_a))}, \tag{7}$$

qui peut se simplifier en $w = |\det(J_a(q_a))|$ quand $J_a(q_a)$ est une matrice carrée.

C. Schéma de contrôle du bras mobile

La mesure de manipulabilité *w* peut être introduite pour contrôler le bras mobile. Whitney [6] a proposé l'utilisation de la pseudo-inverse de la matrice jacobienne pour résoudre le

système d'équations linéaires qui donne à l'effecteur la vitesse désirée. Il est aussi possible d'utiliser la pseudo inverse pondérée afin de prendre en compte les caractéristiques différentes de chaque articulation [7]. Une variante de cette approche permet d'introduire un terme d'optimisation [8], [9].

La même idée peut être appliquée au cas d'un manipulateur mobile non holonome. L'inverse du système est donnée par :

$$u = \bar{J}^{+}\dot{X}_d + (I - \bar{J}^{+}\bar{J})Z, \qquad (8)$$

où Z est un vecteur arbitraire de dimension N-1.

La solution du system est composé d'une solution particulière $\bar{J}^{+}\dot{X}_d$ qui minimise la norme $\left|\dot{X}_d\right|$ et d'un terme d'optimisation $(I - \bar{J}^{+}\bar{J})Z$ qui appartient à l'espace nulle $N(\bar{J})$ c'est à dire dont l'effet n'engendre pas de mouvements de l'effecteur. Aussi Z peut être exploité pour minimiser localement un critère scalaire comme la manipulabilité en exploitant la redondance du système mécanique articulé. En utilisant cette idée, Bayle [10] a proposé le schéma suivant:

$$u = \bar{J}^{+}\dot{X}_d - (I - \bar{J}^{+}\bar{J})M^{T}W(\frac{\partial P}{\partial q})^{T}, \qquad (9)$$

où $\dot{X}_d$ est le vecteur définissant la tâche désirée, W est une matrice définie positive et $P(q)$ est une fonction dépendant de la configuration du bras manipulateur.

III. Exploitation de la redondance, approche multiagent

La méthode générale vue précédemment pour contrôler un bras manipulateur consiste à calculer les modèles géométriques et cinématiques. Cette approche produit de bons résultats pour des tâches répétitives dans des environnements connus, ce qui ne correspond pas aux conditions d'utilisation en robotique de service à la personne pour lequel le domicile n'est pas complètement connu mais en revanche évolutif. . D'autre part généralement les modèles sont calculés hors ligne et sont incapables de s'adapter à des modifications de la machine, par exemple un disfonctionnement d'un des axes du robot, sans l'addition de modes spécifiques de traitement de panne. La possibilité d'offrir un « service minimum » malgré une panne en attendant le réparateur est un élément important de la qualité de service. L'intelligence artificielle distribuée [11], [12] propose des méthodes de résolution de problèmes complexes qui permettent de s'affranchir de la connaissance des modèles mathématiques du robot [13], [14], [15]. Dans notre cas, la solution est construite autour d'une architecture multi agents divisée en deux parties, une concerne le bras manipulateur et la deuxième la plateforme mobile. La redondance du système est exploitée pour améliorer la tolérance à certaines pannes mais aussi pour donner des comportements ou des configurations au robot qui facilitent l'appropriation de la machine par la personne et dons la coopération.

A. Description des agents associés au bras manipulateur

(a) Principe de fonctionnement

A chaque articulation est affecté un agent réactif dont par définition les capacités cognitives sont très limitées [16], [17]. Chaque agent réalise en parallèle des autres une tâche locale sans connaissance a priori des actions des autres agents. Il est possible de faire émerger un comportement global de tous les agents qui satisfait l'objectif à atteindre. Chaque agent calcule la position de l'effecteur et essaye alors de faire coïncider cette position avec le but à atteindre. Par une approche du type mouvement virtuel-vérification, chaque agent tend par de petits déplacements locaux à satisfaire cette contrainte. Si le but est en dehors du domaine atteignable, chacun finira par aligner le membre qu'il contrôle selon le vecteur $\overrightarrow{P_{Articulation}P_{Objectif}}$, le bras étant alors complètement tendu.

La figure 3 montre une extension du principe à 4 agents.

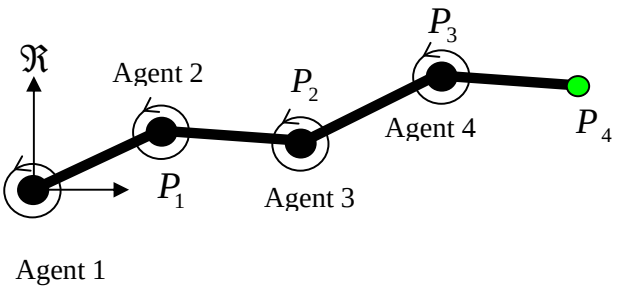


Figure 3. Bras présentant 4 couples « articulation-agent »

(b)Discussion

Chaque agent agit de façon indépendante sans inter synchronisation. Le système devient dans certaines limites, tolérant aux fautes. En effet, si une des articulations « tombe en panne » les autres agents vont chercher à compenser la défaillance. C'est l'autonomie de ces agents dont la seule tâche est la minimisation d'une distance qui permet d'obtenir ce résultat. Cette résolution locale du problème présente bien entendu des inconvénients connus mais qui sont fortement atténués dans un contexte de coopération. La personne apporte ses capacités décisionnelles qui permettent une résolution globale.

B. Description de l'agent associé à la Plateforme mobile

C'est un agent à caractère généralement réactif qui possède en outre la capacité d'entrer dans un mode cognitif spécial. Ce mode permet de prévenir des situations de blocages ou de faciliter la stabilisation de l'organe terminal quand on couple les deux sous-systèmes, bras manipulateur et plateforme mobile.

IV. COMPARAISON DES MÉTHODES PAR SIMULATION

La simulation a pour but de comparer les deux approches de commande du bras mobile pour une tâche de suivi d'une trajectoire rectiligne par l'organe terminal. Le terme MIM correspond à l'approche utilisant le modèle mathématique, MAS à celle utilisant les agents.

La figure 4 définit la position de la plateforme par rapport au repère de référence et la table 1 les conditions initiales et les paramètres de simulation.

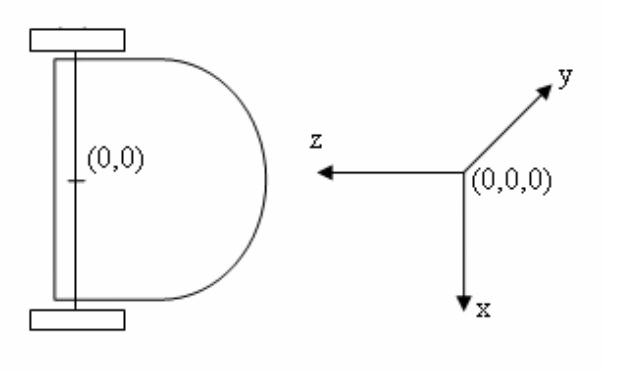


Figure 4. Position initiale de la plateforme

TABLE I
CONDITIONS INITIALES DE SIMULATIONS

Objet	Valeur initiale
Position de la plateforme	(0, 0, 0) cm
Articulation n°1 du bras	270 degrés
Articulation n°2 du bras	120 degrés
Articulation n°3 du bras	-125 degrés
Position de l'effecteur	(18, 79, -20) cm

TABLE II
PARAMÈTRES DE SIMULATIONS

Nombre de pas de simulation	400
Période d'échantillonnage	60 ms
Avancement à chaque pas	(0.42 , 0.12 , 0) cm
Durée totale du mouvement	24 s

La figure 5 illustre la trajectoire suivie par la plateforme pour les deux approches. Avec MIM la plateforme atteint un point de rebroussement puis part en marche arrière tandis que l'approche MAS donne une trajectoire régulière.

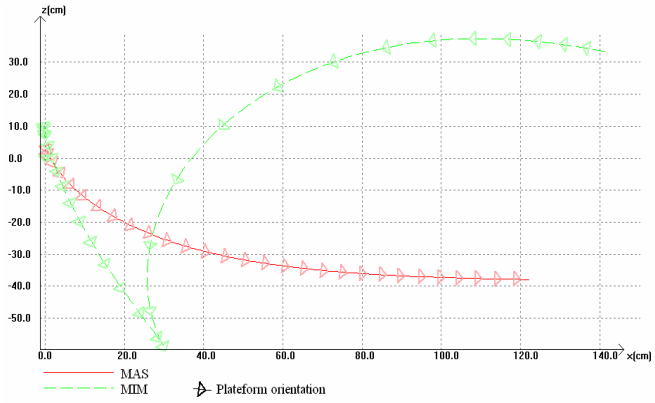


Figure 5. Trajectoires suivies par la plateforme selon la commande utilisée

Bien que ce ne soit pas illustré ici, il faut noter que les deux approches conduisent à une réalisation correcte de la tâche, à savoir le suivi d'une trajectoire rectiligne par l'effecteur.

La simulation suivante montre comment le système global, le bras manipulateur sur la plateforme mobile, se comporte en cas de défaillance. Comme MIM est incapable de gérer ce cas de figure, seule l'approche MAS est évaluée. Trois situations ont été testées :

- Défaillance de l'épaule (articulation n°1) à 60°
- Défaillance de l'épaule (articulation n°1) à 30°
- Défaillance du bras (articulation n°2) à 120°

La défaillance intervient à t= 0. La figure 6 illustre le déplacement de l'effecteur le long de l'axe x en fonction du temps.

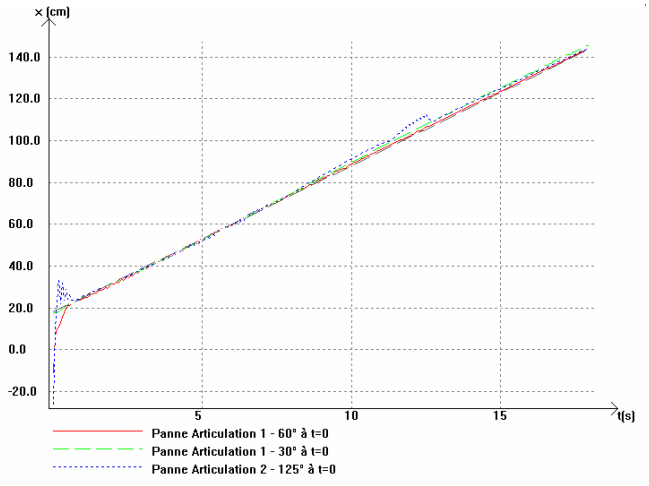


Figure 6. Trajectoire de l'effecteur le long de l'axe x

La trajectoire suivie par l'effecteur reste rectiligne malgré la panne simulée en début de tâche. L'approche MAS permet comme prévu de compenser la défaillance d'une des articulations en exploitant la redondance. En effet dans ce cas de simulation, l'articulation n°1 peut être en partie compensée par la rotation de la plateforme mobile et l'articulation n°2 par celle de l'articulation n°3.

V. CONCLUSION

Les solutions à apporter en robotique d'assistance se démarquent souvent très fortement de celles employées en robotique industrielle. Du point de vue de la conception, en dehors des considérations des critères spécifiques et cruciaux comme le coût, la Il est pertinent de considérer la personne et le robot d'assistance comme deux éléments appartenant à un système complexe global. La coopération interne entre ces deux entités devient indispensable et permet de mettre en place des solutions innovantes. Dans ce papier nous avons montré que des méthodes de résolution de problèmes utilisées en IAD offre une alternative à l'utilisation des modèles mathématiques pour commander le bras mobile. L'approche multiagent propose une façon de résoudre qui se rapproche du comportement humain qui permet dans notre cas d'améliorer la tolérance à certains types de panne de la machine ce qui permet de maintenir ce qu'on pourrait appeler un « service minimum ». Il faut rappeler que la fiabilité est un critère qui avec le coût est jugé crucial par les utilisateurs. Cependant, l'approche multiagent résout localement le problème et ne peut être envisagé sans un niveau supérieur capable d'avoir une vision globale de la situation et de décision. Dans le cas de la robotique d'assistance, ce niveau est assuré par la personne ce qui ne peut être le cas en robotique industrielle.

REFERENCES

[1] CIH-2 Classification Internationale du fonctionnement du handicap et de la santé : WHO/EIP/GPE/CAS/ICIDH2-f/01.1.

[2] L. Sciavicco and B. Siciliano, "Modeling and control of robot manipulators," The McGraw-Hill companies, inc., 1996.

[3] G. Campion, G. Bastin and B., D'Andréa-Novel, "Structural proprieties and classification of kinematic and dynamic models of wheeled mobile robots," IEEE Transaction on Robotics and Automation, vol 12, no 1, pp. 47-62, February 1996.

[4] T. Yoshikawa, "Manipulability of Robotic Mechanisms," International Journal of Robotics Research, 1985, vol. 4, no 2, pp. 3-9.

[5] T. Yoshikawa,. "Foundation of robotics: Analysis and control", The MIT Press, 1990.

[6] D.E Whitney, "Resolved Motion Rate Control of Manipulators and Human Prosthetics", IEEE Trans on Man Machine Systems, Vol 10, pp. 47-53, 1969.

[7] Y. Nakamura, "Advanced robotics, redundancy and optimization", Addison Wesley Publishing, 1991.

[8] T. Yoshikawa, "Analysis and control of Robot manipulators with redundancy", In M. Brady & R. Paul, editors, Robotics Research: The First International Symposium, MIT Press, pp. 735-747, 1984.

[9] P. Baerlocher, "Inverse kinematics techniques for the interactive posture control of articulated figures", PhD thesis, Lausanne, EPFL 2001.

[10] B. Bayle, J.Y Fourquet, and M. Renaud, "Coordinating mobility and manipulation using nonholonomic mobile manipulators", In ISER'99, pp.115-125, Sydney, Australia, March 1999.

[11] G. Weiss, "A Modern Approach to Distributed Artificial Intelligence", The MIT Press, Cambridge, Massachusetts, 1999

[12] H. Wood, "Intelligent Agents", *Multiagent systems*, Wooldridge M., Weiss G. - Ed.: MIT Press - 1999.

[13] D. Duhaut, "Distributed Algorithm For High Control Robotics Structures", Int. Conf. On Artificial Intelligence, 1999, Vol.1, pp 45- 50

[14] Z. Guessoum, "A Hybrid Agent Model: a Reactive and Cognitive Behavior", ISAD97, IEEE, Berlin, Germany, pp. 25-32, April 1997.

[15] D. Duhaut "Using multi agent approach solve inverse kinematic problem", Int. Conf., 1993

[16] J. Ferber, "Les systèmes Multi agents Vers une intelligence collective", IIA Informatique Intelligence Artificielle InterEditions – septembre 1995

[17] B. Chaib-Draa., I. Jarras, B. Moulin, "Systèmes multi-agents : principes généraux et applications", *Principes et architectures des systèmes multi-agents*, J.-P. Briot et Y.Demazeau (Eds.) Hermès - 2001.

Retour Haptique pour l'Aide au Pilotage des Fauteuils Roulants Electriques

M. Sahnoun, G. Bourhis
LASC, Université de Metz,
Ile du Saulcy, BP80794,
57012 METZ Cedex 01
{sahnoun,bourhis}@univ-metz.fr

***Résumé*- L'objectif de cette étude est d'implémenter un joystick à retour d'effort sur un fauteuil roulant électrique "intelligent" muni de capteurs d'environnement télémétriques. La force de retour est calculée en fonction de la proximité des obstacles et aide l'utilisateur, sans le contraindre, à se diriger vers la direction libre. La première étape du projet consiste à valider l'intérêt de cette méthode de commande. On présente dans cet article la méthodologie employée et quelques premiers résultats expérimentaux.**

I. INTRODUCTION

Une étude américaine récente portant sur l'interrogation de 200 médecins en réadaptation a montré que pour environ 10% de patients un fauteuil électrique est difficile voire impossible à utiliser dans la vie courante [1]. De plus, interrogés plus spécifiquement sur les tâches de manœuvre, 40% de patients relatent des difficultés. Pourtant, à la fin des années 80, pour pallier les difficultés de ces personnes, quelques équipes de recherche se sont intéressées à donner au fauteuil électrique une certaine "intelligence" [2], [3]. L' "intelligence" du fauteuil peut être définie comme la capacité de percevoir son environnement extérieur et d'en tirer des informations pertinentes dans l'objectif de réaliser des mouvements autonomes ou semi-autonomes : évitement d'obstacles, passage de portes, accostage, suivi automatique de parcours, … Si plusieurs prototypes de fauteuils intelligents sont disponibles dans les laboratoires de recherche aucun, à notre connaissance, n'a atteint le stade commercial, du moins pour ce qui concerne des fonctionnalités de haut niveau [4]. La conduite d'un fauteuil en mode automatique pose en particulier deux problèmes majeurs, un problème technique et un problème psychologique. Du point de vue technique, une parfaite fiabilité d'un mouvement autonome suppose d'utiliser une panoplie de capteurs d'environnement sophistiquée et un traitement informatique lourd peu compatibles avec les exigences en matière de coût d'une telle application. Du point de vue psychologique beaucoup d'utilisateurs potentiels d'une part appréhendent de laisser l'entier contrôle du mouvement à la machine, d'autre part souhaitent utiliser au mieux leurs facultés motrices résiduelles.

Quand les capacités physiques de l'utilisateur le permettent on peut pallier le problème de fiabilité en commandant le fauteuil en mode "partagé": l'ordre et la direction de mouvement sont donnés par l'utilisateur, la machine, grâce à ses capteurs d'environnement (télémètres ultrasonores en général), aide celui-ci à éviter les obstacles. La personne reste ainsi toujours maître d'arrêter ou de continuer le mouvement. Cette façon de procéder présente néanmoins quelques limitations. En particulier certains mouvements comme pousser une porte entrebâillée deviennent impossibles. Les inconvénients d'ordre psychologique du mode automatique ne disparaissent pas non plus : la personne perd en partie le contrôle du mouvement puisqu'il le partage avec la machine. Ceci peut perturber fortement certains utilisateurs, la direction du déplacement n'étant pas forcément celle proposée via l'interface de commande.

Une méthode pour assister la conduite du fauteuil tout en laissant au pilote son entier libre arbitre consiste à introduire un retour d'effort sur le joystick de commande fonction de la proximité des obstacles. On peut alors parler d'un mode de commande « assisté » : le contrôle du fauteuil est entièrement à la charge de la personne, la machine en tant que superviseur du mouvement se contente de lui transmettre des informations haptiques pour enrichir le retour visuel naturel. Dans ce contexte les limitations techniques et psychologiques des modes automatique et semi-automatique n'apparaissent plus. Il reste cependant à démontrer que les performances en terme de conduite seront améliorées de façon significative par rapport à un pilotage classique du fauteuil : c'est l'objectif de cette étude.

II. JUSTIFICATION

La conduite d'un fauteuil roulant « intelligent » par une personne handicapée ouvre des problématiques de recherche proches de celles rencontrées en téléopération [2]. En particulier l'interaction homme-machine apparaît comme un facteur essentiel à optimiser. Ainsi de nombreuses études et réalisations ont porté sur la transmission d'informations de la personne handicapée, aux facultés motrices par hypothèse très limitées, vers une aide technique (aides à la mobilité, à la préhension ou à la communication). Le retour d'information de la machine vers l'homme reste par contre insuffisamment exploré à l'heure actuelle. Il s'agit essentiellement de retours visuels associés dans certains cas à des informations sonores (synthèse vocale). Le sens du toucher (considéré au sens large d'un retour « haptique » c'est à dire incluant les informations tactiles, proprioceptives et kinesthésiques), s'il est naturellement sollicité pour des personnes handicapés visuels, ne l'est que très peu pour des aides techniques destinées à des personnes handicapés moteurs. Quelques travaux en ce sens ont cependant été relatés dans la littérature. Dans [6] un joystick a été spécifiquement conçu pour tester en environnement entièrement modélisé un algorithme de retour d'effort "passif" (le joystick résiste à un mouvement vers un obstacle) et un algorithme de retour d'effort "actif" (le joystick écarte le fauteuil des obstacles). L'algorithme "actif" s'étant avéré plus efficace, il a été testé sur 5 personnes handicapées [7] : pour 4 d'entre elles le nombre de collisions dans un parcours test a diminué par rapport à un pilotage sans retour d'effort. Dans [9] les auteurs décrivent un algorithme de type « actif » basé sur la méthode des potentiels modifiée : pour contourner la difficulté de passer des portes avec cette méthode les auteurs ne tiennent compte, pour calculer la force répulsive, que des obstacles situés à +/- 30° dans la direction d'avance du fauteuil.

Dans un autre contexte, l'interaction homme - ordinateur, des tests sur un panel de personnes handicapées ont également montré qu'une interface à retour d'effort pouvait améliorer les performances obtenues dans une tâche de pointage [8]. Ces résultats sont corroborés par une étude décrite dans [10] portant sur un groupe de 10 personnes handicapés moteurs.

D'autres travaux décrits dans la littérature concernent la téléopération d'un mobile assistée par un retour d'effort. Ces applications ne ciblent que des utilisateurs valides mais leurs conclusions sont tout de même indicatives sur le potentiel de la méthode. Ainsi dans [15] des expérimentations sont menées en simulation concernant la téléopération d'une base mobile en milieux hostiles. Les auteurs constatent une diminution significative du nombre de collisions en utilisant un joystick à retour d'effort par rapport à un joystick classique. La durée et la longueur des trajets ne sont par contre que peu modifiées d'une situation à l'autre. Une expérimentation similaire dans [16], menée à l'aide d'un appareil à retour d'effort 3D PHANToM™ bridé à 2D, conduit aux mêmes conclusions : le retour d'effort diminue les collisions sans augmenter significativement la durée de navigation. Des mesures de performances ne suffisent cependant pas toujours pour conclure à l'intérêt du retour de force : dans [17] des mesures de charges de travail mentale lors de la téléopération d'un hélicoptère mènent au constat que certains algorithmes de calcul de retour de force améliorent la performance au prix d'une augmentation significative de la charge de travail.

III. METHODOLOGIE

A. Environnement expérimental

Le calcul de la fonction de retour de force s'effectue, par hypothèse, en fonction de la proximité des obstacles mesurée par des capteurs télémétriques. Une expérimentation en conditions réelles nécessite donc de disposer d'un fauteuil muni d'un dispositif de perception de l'environnement. On utilisera le robot issu du projet VAHM (Véhicule Autonome pour personnes Handicapées Moteur) initié en 1989 à l' Université de Metz. L'objectif de ce projet est d'apporter une aide à la conduite de fauteuils roulants électriques en utilisant des méthodes et des technologies issues de la robotique mobile [3]. Deux prototypes de ce fauteuil « intelligent » sont actuellement disponibles, tous deux équipés d'une ceinture de 16 capteurs ultrasonores, d'un système de mesures odométriques et d'un calculateur monté à l'arrière du fauteuil.

Dans une première étape, pour s'affranchir des problèmes techniques inhérents aux tests en situation réelle, les expérimentations sont menées en simulation : l'environnement est représenté en 2 dimensions, le joystick à retour d'effort (Microsoft Sidewinder™ Force Feedback Joystick 2) déplaçant un curseur dans cet environnement. La simulation est programmée sous Matlab/Simulink™. Elle est composée de trois blocs fonctionnels principaux :

- Le bloc "interface joystick" permet de lire la position du joystick et de lui appliquer une force réglable en amplitude et en direction.

- Le bloc "animation graphique" traduit la position du joystick en une commande de mouvement du robot

qu'il affiche sur l'animation 2D (Fig. 1) en soulignant les collisions éventuelles par un changement de couleur du mobile. Les dimensions du mobile et de l'environnement sont choisies de façon à correspondre à des situations réalistes. Il en est de même pour la vitesse du fauteuil fixée, à son maximum, à 0.5m/s.

- Le bloc "retour d'effort" lit à cadence régulière les données de distances obtenues par les 16 capteurs ultrasonores et en déduit une force de retour sur le joystick.

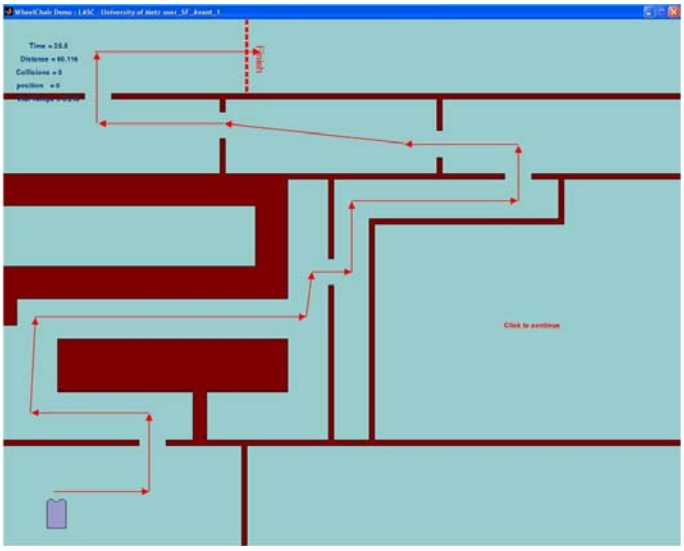


Fig. 1. Environnement test en 2D; La tâche test consiste à guider le mobile virtuel de la position initiale à la position finale en s'efforçant de minimiser le temps de parcours et le nombre de collisions.

B. Calcul du retour d'effort

Le principe de calcul du retour d'effort consiste à appliquer une force sur le joystick dans la direction libre la plus appropriée, c'est à dire correspondant « le mieux » à celle indiquée par le pilote. La difficulté essentielle est de définir cette direction. Il est important de noter que cette méthode n'interdit aucun mouvement décidé par la personne. On se contente de rendre les déplacements menant à une collision plus difficiles.

Une première série d'expérimentations relatée dans [18] a permis de valider le dispositif de tests. Le calcul du retour d'effort était basé sur la méthode des potentiels : chaque obstacle détecté par un capteur ultrasonore émet une force répulsive inversement proportionnelle à sa distance au fauteuil, la force appliquée en retour sur le joystick est la somme vectorielle de toutes ces forces. Les résultats obtenus par cette méthode ne sont pas très convaincants, en particulier dans des environnements très contraints (passage de portes). Ceci avait déjà été noté dans la littérature dans le contexte de la commande partagée d'un fauteuil électrique [14].

On se propose dans cet article de calculer le retour d'effort par deux algorithmes décrits dans [5] et [14], l'algorithme VFH (Vector Field Histogram) et MVFH (Modified Vector Field Histogram). Ils ont en effet été conçus à l'origine pour pallier les lacunes de la méthode des potentiels et ont été testés avec succès sur plusieurs prototypes de fauteuils roulants « intelligents » [5], [20]. Le principe de l'algorithme VFH est le suivant :

- On construit une grille d'occupation autour du fauteuil, une case étant incrémentée à chaque mesure de la présence d'un obstacle et décrémentée régulièrement dans le temps (facteur d'oubli).

- On en déduit un histogramme polaire (Fig. 2) représentant la densité d'obstacles autour du fauteuil (les valeurs importantes représentent des obstacles proches ou de grandes dimensions).

- On choisit comme direction du retour de force la direction libre la plus proche de la direction indiquée par le pilote via le joystick.

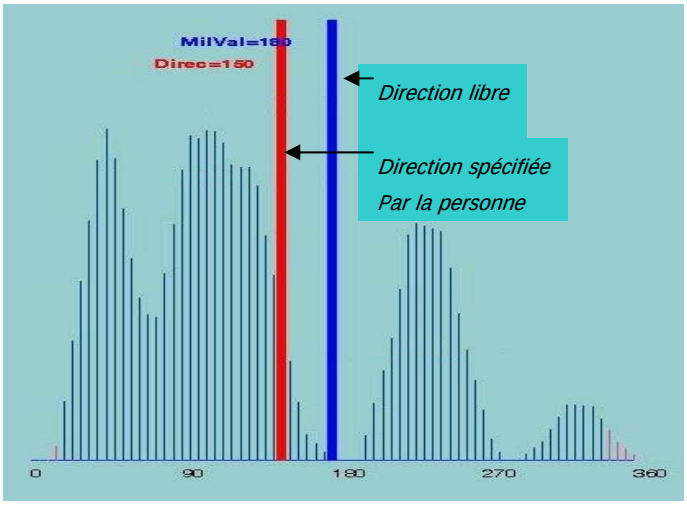


Fig. 2. Histogramme polaire (algorithme VFH) : on représente en ordonnées la densité d'obstacles dans chaque secteur angulaire de 5 degrés autour du robot.

Cet algorithme a été défini initialement pour réaliser une commande du fauteuil en mode partagé : la direction d'avance

est alors celle indiquée ci-dessus comme étant la direction du retour d'effort. Les auteurs ont constaté certaines difficultés à passer des portes de taille standard (0,76m pour un fauteuil de largeur 0,63m) et notent d'autre part, qu'avec cette méthode, des changements relativement importants dans la direction sélectionnée par le pilote peuvent ne générer aucune variation de direction d'avance du mobile [19]. Ils ont donc proposé un algorithme modifié, le MVFH, qui lors du calcul de la direction d'avance, minimise la somme de l'histogramme et d'une fonction parabolique centrée sur la direction souhaitée par la personne (Fig.3). Celle-ci peut donc ainsi réaliser de petites déviations locales de la trajectoire. Les passages de portes s'en trouvent en particulier améliorés.

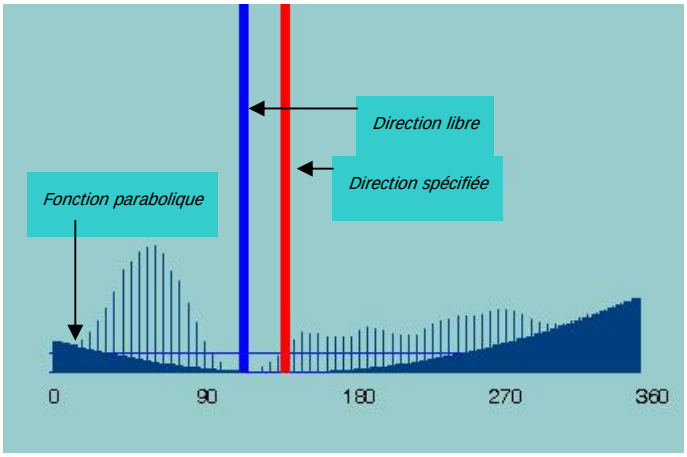


Fig. 3. Histogramme polaire (algorithme MVFH); l'histogramme polaire issu de la méthode VFH est pondéré par une fonction parabolique

Le contexte applicatif de notre étude n'étant pas le même (on applique un retour d'effort mais on n'impose aucun mouvement au fauteuil) on testera dans ce qui suit les deux algorithmes VFH et MVFH pour confirmer ou infirmer les résultats obtenus en mode de contrôle partagé.

IV. RESULTATS

Les résultats qui vont suivre concernent un panel de 6 expérimentateurs valides. Chacun d'entre eux, après une phase d'apprentissage, a guidé 3 fois le fauteuil virtuel dans l'environnement test de la Figure 1 à l'aide du joystick ceci selon différentes conditions expérimentales : sans retour de force (« sans RF »), avec retour d'effort calculé par l'algorithme VFH et avec retour d'effort calculé par l'algorithme MVFH. De plus chacune de ces trois options est réalisée avec deux configurations cinématiques pour le fauteuil virtuel : les roues motrices peuvent être à l'arrière (Tableau I) ou à l'avant (Tableau II), ce qui constitue une option habituelle des fauteuils roulants électriques. On enregistre dans chaque cas trois paramètres révélateurs de la performance de l'opérateur dans la tâche de guidage : le temps de réalisation de la tâche, la distance parcourue et le nombre de collisions. Ces paramètres ne sont bien sûr pas indépendants.

De l'observation des expérimentations associée aux résultats ci-dessous on peut tout d'abord déduire quelques considérations qualitatives concernant les paramètres « Distance » et « Temps ». Les différences de distances parcourues, l'environnement test étant identique pour tous les tests, sont essentiellement dues aux manœuvres réalisées pour se sortir de situations de blocage. Ce paramètre est donc ici fortement corrélé au nombre de collisions et n'apparaît pas comme un élément significatif de comparaison entre les méthodes de navigation. Les variations de durée d'un parcours semblent également difficiles à exploiter. En effet elles sont liées au comportement du pilote : s'il accélère le fauteuil il diminue a priori la durée du parcours mais en augmentant les risques de collision, collision qui, si elle survient, augmente la durée du trajet. Des expérimentations supplémentaires seront nécessaires pour juger de la pertinence de ce critère de temps pour comparer les méthodes de contrôle du fauteuil. On peut toutefois d'ores et déjà noter que généralement ce temps est plus petit avec le retour d'effort que sans celui-ci.

Le nombre de collisions apparaît par contre directement lié au mode de commande. Pour 5 expérimentateurs sur 6 l'utilisation du retour d'effort diminue nettement ce facteur. Ceci corrobore les résultats relatés dans la littérature. Par contre, quantitativement, l'algorithme MVFH ne semble pas apporter d'amélioration significative par rapport au VFH. On observe toutefois un comportement sensiblement meilleur du MVFH dans les passages de portes par rapport au VFH et inversement dans les couloirs (la trajectoire est moins stable).

Les résultats du 4ème expérimentateur sont plus atypiques : le retour de force diminue considérablement ses performances du point de vue du nombre de collisions. Ceci est probablement du au fait que, adepte des jeux vidéos, il est particulièrement habile à utiliser le joystick classique pour guider un mobile. Cette constatation ne remet pas en cause l'utilité de cette étude puisqu'elle est destinée à des personnes ayant des difficultés à contrôler un fauteuil électrique à l'aide d'un joystick classique.

Les tableaux I et II correspondent aux deux configurations cinématiques de base pour un fauteuil électrique : roues motrices avant ou arrière. La stratégie de navigation est très différente selon la configuration mais sans que cela influe sur

les remarques formulées ci-dessus. Ceci devra sans doute être confirmé sur des tests plus spécifiques en environnements très contraints (passages de portes).

Enfin, pour tenter d'évaluer le confort de navigation, il est envisagé pour la suite de nos expérimentations d'associer aux critères classiques de performance une évaluation de la charge de travail de la personne. Une méthode à base de questionnaires, la méthode NASA-TLX (« Task Load Index ») [13], pourra être utilisée à cet effet.

TABLEAU I
RESULTATS EXPERIMENTAUX POUR UN FAUTEUIL EN TRACTION ARRIERE
LES VALEURS INDIQUEES SONT DES MOYENNES SUR 3 TESTS

Opérateurs	Joystick	Collisions	Distance(m)	Temps (s)
1	Sans RF	15	620	122
	VFH	10	584	111
	MVFH	3	588	107
2	Sans RF	11	638	161
	VFH	9	604	168
	MVFH	11	637	181
3	Sans RF	29	695	160
	VFH	15	593	121
	MVFH	10	597	111
4	Sans RF	1	583	119
	VFH	7	581	112
	MVFH	4	588	108
5	Sans RF	15	586	123
	VFH	11	585	128
	MVFH	3	588	121
6	Sans RF	20	587	108
	VFH	9	578	101
	MVFH	7	600	109

TABLEAU II
RESULTATS EXPERIMENTAUX POUR UN FAUTEUIL EN TRACTION AVANT
LES VALEURS INDIQUEES SONT DES MOYENNES SUR 3 TESTS

Opérateurs	Joystick	Collisions	Distance(m)	Temps (s)
1	Sans RF	12	647	133
	VFH	7	607	115
	MVFH	8	628	124
2	Sans RF	16	609	157
	VFH	8	658	131
	MVFH	9	643	125
3	Sans RF	39	727	205
	VFH	25	662	158
	MVFH	18	679	157
4	Sans RF	1	628	144
	VFH	1	606	113
	MVFH	7	613	115
5	Sans RF	13	678	180
	VFH	9	629	144
	MVFH	22	669	152
6	Sans RF	15	639	123
	VFH	3	612	111
	MVFH	6	618	109

V. CONCLUSION

Le projet décrit ci-dessus vise à concevoir un nouveau mode de commande de fauteuil roulant électrique pour des personnes pour lesquelles la conduite par un joystick classique (ou tout autre capteur adapté) est difficile ou impossible du fait de troubles moteurs trop sévères. Il s'agit en premier lieu de valider l'intérêt d'une commande à retour d'effort pour assister le contrôle du fauteuil. Les premiers tests relatés dans cet article ont porté sur un panel de personnes valides pour mettre au point le dispositif expérimental et les algorithmes. Ce dispositif constituant un simulateur il permettra de réaliser des expérimentations avec des personnes handicapés moteurs sans les contraintes de sécurité et de fiabilité qu'imposent des tests en conditions réelles. L'étape finale du projet consistera, si l'intérêt du mode de commande « assisté » est validé par les expérimentations en simulation, à transposer ce système sur un fauteuil électrique "intelligent", le fauteuil VAHM en l'occurrence.

RÉFÉRENCES

[1] Fehr L., Langbein W.E., Skaar S.B., "Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities : a clinical survey", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol.37, n°3, may-june 2000.

[2] G. Bourhis, Y. Agostini, "The VAHM robotized wheelchair : system architecture and human-machine interaction" , *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, vol.22, n°1, 1998, p.39-50.

[3] G. Bourhis, O Horn, O. Habert, A. Pruski, "Autonomous vehicle for people with motor disabilities", *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special issue on "Reinventing the wheelchair"*, vol.7, n°1, 2001, p.20-28.

[4] P.D. Nisbet, "Who's intelligent ? Wheelchair, driver or both ?" *International Conference on Control Applications*, Glasgow, Scotland, 2002, p. 760-765.

[5] S.P. Levine, D.A. Bell and al., "The Navchair assistive wheelchair navigation system", *IEEE Transactions on rehabilitation engineering*, vol.7, n°4, 1999, p.443-451.

[6] D.M. Brienza, J. Angelo, "A force feedback joystick and control algorithm for wheelchair obstacle avoidance", *Disability and Rehabilitation*, vol.18, n°3, p.123-129, 1996.

[7] J.L. Protho, M.S. E.F. Lopresti, D.M. Brienza, "An evaluation of an obstacle avoidance force feedback joystick", *RESNA Annual Conference*, 2000.

[8] S. Keates, P. Langdon, J. Clarkson, P. Robinson, “Investigating the use of force feedback for motion impaired users”, *6th ERCIM Workshop "User Interfaces for all"*, Florence, Italy, 2000.

[9] J.P. Hong, O.S. Kwon and al., “Shared-control and force reflection joystick algorithm for the door passing of mobile robot or powered wheelchair”, *IEEE TENCON*, 1999, p. 1577-1580.

[10] D.W. Repperger, C.A. Phillips, T.L. Chelette, “A study on spatially induced “virtual force” with an information theoretic investigation of human performance”, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, Vol.25, n°10, p.1392-1404, 1995.

[11] R.A. Cooper, et al, “Comparison of virtual and real powered wheelchair driving using a position sensing joystick and an isometric joystick”, *Medical Engineering and Physics*, vol.24, p.703-708, 2002.

[12] H. Niniss, A. Nadif, Simulation system for powered wheelchairs : evaluation of driving skills using virtual reality, *Assistive Technology - Shaping the future*, AAATE 2003, IOS Press, p.112-116, 2003.

[13] P. Pino, G. Bourhis, “Performance measurement of a man-machine system: application to the control of a powered wheelchair”, *CESA'98, IMACS Multiconference*, Nabeul-Hammamet, Tunisie, p. 620-625, 1998.

[14] J. Borenstein, Y. Koren, “The Vector Field Histogram - Fast Obstacle Avoidance For Mobile Robots”, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, vol.7, n°3, p.278-288., 1991.

[15] D.P. Barnes, M.S. Counsell, “Haptic Communication for Remote Mobile Manipulator Robot Operations”, *Proceedings 8th Topical Meetings on Robotics and Remote Systems*, Pittsburgh, PA, USA, 1999.

[16] S. Lee, G.S. Sukhatme, G.J. Kim, C. Park, “Haptic Control of a Mobile Robot : a User Study”, *Presence : Teleoperators & Virtual Environments*, Vol. 14, n°3, p.345-365, 2005.

[17] T.M. Lam, H.W. Boschloo, M. Mulder, M.M. Van Paasen, “Effect of Haptic Feedback in a Trajectory Following Task with an Unmanned Aerial Vehicle”, *IEEE Int. Conf. on SMC*, The Hague, The Nederland, p.2500-2506, 2004.

[18] M. Sahnoun, A. Fattouh, G. Bourhis, “Assisted Control for a Powered Wheelchair with a Force Feedback Joystick”, *Assistive Technology : from Virtuality to Reality*, A. Pruski and H. Knops Eds., IOS Press, p.601-605, 2005.

[19] D.A. Bell, S.P. Levine, Y. Koren, L.A. Jaros, J. Borenstein, “Design Criteria for Obstacle Avoidance in a Shared-Control System”, *RESNA’94*, p. 581-583, 1994.

[20] R.C. Simpson, D. Poirot, F. Baxter, “The Hephaestus Smart Wheelchair System”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.10, n°2, p.118-122, 2002.

Interface intelligente pour la saisie d'objets robotisée

Christophe Leroux, Gérard Chalubert, Omar Tahri, Jean Marc Alexandre, Rodolphe Gelin
CEA, List, BP 6, 92265 Fontenay-aux-Roses CEDEX, France
christophe.leroux@cea.fr, gerard.chalubert@cea.fr, jean-marc.alexandre@cea.fr, rodolphe.gelin@cea.fr
Nicolas Biard, Isabelle Laffont,
PFNT, Hôpital Universitaire Raymond Poincaré, 92380 Garches
pfnt.garches@rpc.ap-hop-paris.fr, isabelle.laffont@rpc.ap-hop-paris.fr
Sophie Schmutz, Jean François Désert
UGECAM IDF, Centre de réadaptation de Coubert, D96, 77170 COUBERT
s.schmutz@free.fr, jdesert@ugecamidf.fr

Résumé – Bien qu'existant depuis plusieurs années, les robots pour personnes handicapées restent d'usage peu courant. La complexité de ces systèmes est une des raisons limitant leur utilisation. Dans ce document, nous présentons une fonction d'assistance à une personne handicapée permettant de saisir des objets de son environnement de manière intuitive. La fonction proposée ne nécessite pas de marquage des objets de l'environnement et n'utilise pas de modèle des objets. Elle est par conséquent facile à mettre en œuvre, polyvalente et peut s'appliquer à une très large variété d'objets. Elle repose sur une interface homme machine intelligente qui requiert un temps d'apprentissage réduit équivalent pour des personnes handicapées ou valides. La fonction a été validée avec des personnes handicapées sous contrôle des ergothérapeutes et médecins de l'association APPROCHE.

I. INTRODUCTION

En dépit de leur utilité potentielle et des développements engagés depuis quelques dizaines d'années, les robots restent d'un usage peu courant dans le grand public et plus spécialement dans le monde des personnes handicapées [2]. Une des raisons est le coût élevé des systèmes existants. Une autre raison tient à la complexité de ces machines. Cette complexité rend l'utilisation de tels systèmes difficile à des personnes non familières avec des notions techniques. Le moindre problème devenant vite insurmontable.

Dans cet article, nous présentons une interface homme machine intelligente pour l'assistance à la saisie d'objets de la vie de tous les jours. Cette interface, centrée sur l'usage, vise à masquer la technologie des équipements utilisés. Cette interface est intelligente dans la mesure où l'activité requise par l'opérateur est minimisée : une action opérateur déclenche une fonction aux objectifs complexes tout en permettant à cet opérateur de conserver la maîtrise des opérations. Elle est intelligente par ailleurs dans la mesure où elle masque les aspects technologiques du système utilisé. Comme nous le montrerons dans la partie consacrée aux validations, la fonction estompe par ailleurs les différences entre personnes handicapées et valides pour aller dans le sens d'une conception pour tous.

La fonction présentée dans ce document, utilise des équipements de faible coût et peu encombrants en prévision d'une large utilisation. La fonction logicielle a été baptisée AVISO (Assistance par VIsion à la Saisie d'Objets).

Saisir un objet est une des tâches élémentaires de la robotique et de plusieurs travaux sont engagés dans ce domaine. La saisie d'objet par l'intermédiaire d'un robot peut se décomposer en deux opérations : l'approche à l'objet puis la préhension. On peut considérer que la phase d'approche correspond à un déplacement dans l'espace libre l'objectif étant de positionner géométriquement la pince par rapport à l'objet. Dans la phase de préhension, le problème est d'assurer une prise stable des objets. Pour cette phase de préhension, plusieurs pinces de différents types ont été développées voir [1], [18] pour des exemples de préhenseurs industrialisés. Des travaux sur la préhension des objets peuvent être trouvés dans [19] par exemple. Dans la suite, nous nous focaliserons sur le calcul du mouvement d'approche pour la saisie d'un objet.

En robotique industrielle, lorsque l'on désire saisir un outil des interfaces mécaniques adaptées peuvent être conçues. Dans ce cas, que le bras manipulateur soit précis ou non, il est possible de conduire des opérations de saisie en boucle ouverte en utilisant la répétabilité du bras c'est-à-dire ses capacités à refaire un déplacement préalablement appris. C'est ce genre de principe que l'on utilise dans l'industrie ou dans la téléopération en milieu hostile [4], [5]. Dans ce cas, la position des outils à saisir ou à déposer est parfaitement connue, on connaît le type et le nombre d'objets à saisir avant la tâche.

Lorsque la position des objets à saisir n'est pas connue a priori, cette manière de procéder ne marche plus. Les bras manipulateurs à quelques exceptions près ayant une précision faible, l'utilisation de capteurs pour guider les déplacements du bras vers l'objet à saisir au fil des déplacements devient une nécessité. Le plus fréquemment, hormis les environnements hostiles, ce sont des capteurs vidéo qui sont utilisés. Dans ce cas encore, il faut établir une distinction entre le cas où l'objet à saisir est connu a priori et le cas où l'on ne sait pas quel objet doit être saisi. Dans le

cas où l'objet à saisir est connu, il est possible de conduire à bien une opération de saisie en s'appuyant sur des techniques d'asservissements. Pour ne pas alourdir l'exposé nous limiterons la suite de la présentation aux asservissements visuels, le principe de cette technique étant facilement transposable à d'autres capteurs. Dans le principe, un asservissement visuel consiste à commander les déplacements du bras selon les écarts constatés entre une référence à atteindre et les informations courantes fournies par un système de vision. Les asservissements visuels sont habituellement classés en asservissement 3D, dans ce cas, l'asservissement s'appuie sur des informations 3D reformées généralement à partir d'un modèle de l'objet observé et de son image. On trouve également des asservissements 2D dans ce cas on s'appuie sur des informations image uniquement. En dernier lieu on utilise encore des asservissements 2D ½ [12] dans ce cas on estime une homographie, par rapport à un plan de référence sur la cible, entre une image courante et une image désirée à chaque itération de la loi de commande. A partir de cette homographie, la rotation et les coordonnées image étendues (c.à.d. les coordonnées d'un point dans l'image et la distance relative) sont utilisées pour réaliser une loi de contrôle en boucle fermée pour les six d.d.l. de la caméra.Pour de plus amples renseignements et des mises en œuvre voir [3], [4], [5], [13].

Pour la saisie des objets on peut distinguer les solutions utilisant un système de vision observant la pince et l'objet à saisir et celles utilisant un capteur monté sur la pince du robot. Dans la première catégorie on retrouve la solution mise en œuvre par [20] pour saisir des objets assimilables à des objets plans à l'aide d'un bras manipulateur Mitsubishi dans une approche comportementale. Les caméras observent la pince et l'objet à saisir. La pince et l'objet sont noirs, le fond est blanc, l'éclairage est contrôlé. L'identification du type d'objet permet de déterminer le comportement à adopter et de déclencher le mouvement du bras pour aller saisir l'objet perçu. Une marque est fixée sur l'objet pour servir de référence à la saisie. Un asservissement visuel 2D permet de contrôler l'approche vers l'objet. C'est le cas pour [9] qui décrivent une méthode de saisie s'appuyant un asservissement 2D dans laquelle les objets sont marqués et la caméra observe l'ensemble du bras et de l'objet à saisir. [15] décrivent une expérimentation de saisie utilisant la main Barret [1] avec l'humanoïde du MIT UmassTorso. La vision sert à déterminer la position de prise des objets. Les objets sont des objets plans observés en vue de dessus. [20] ont testé différentes techniques pour piloter la saisie d'objets inconnus à l'aide d'un robot humanoïde. Le dispositif comporte des caméras stéréoscopiques sont montées sur la tête de l'humanoïde. Elles observent la pince sur laquelle sont fixées des LED suivies pour permettre un asservissement visuel 2D. Dans une autre expérimentation, une raie laser permet de faire une identification des objets à saisir et de planifier une trajectoire de saisie. Dans ce cas le bras n'est pas asservi sur les informations de vision. En Suède, [10] utilisent un modèle géométrique des objets pour en faire la saisie. Les expérimentations sont conduites sur un bras manipulateur PUMA, les caméras observent la scène.

[16] ont utilisé des asservissement visuels 2D pour effectuer la saisie d'un parallélépipède à partir d'informations fournies par une caméra montée sur la pince d'un bras PUMA. [14] ont utilisé une caméra montée dans la pince d'un bras MANUS pour contrôler par asservissement visuel la saisie d'objet. Les objets inconnus sont modélisés géométriquement et une sémantique leur est attribuée par l'opérateur avant le déclenchement de l'asservissement visuel. L'ensemble bras et caméra est monté sur une plate-forme mobile.

Qu'elles utilisent des caméras sur la pince ou un montage de caméras observant la pince et l'objet à saisir, les solutions présentées nécessitent un marquage ou bien un modèle géométrique des objets à saisir. La solution que nous présentons ne nécessite elle ni marquage ni modèle. Elle repose sur une localisation de l'objet à saisir à partir de l'interaction homme machine. En ce sens, la désignation de l'objet joue un rôle fondamental dans le processus de saisie. Le principe utilisé sera décrit dans le paragraphe suivant. L'interface homme machine conçue ainsi que la commande mise au point seront détaillées dans les deux parties suivantes. Nous terminerons le document en présentant les validations effectuées avec des personnes handicapées et évoquerons dans les conclusions les suites de notre action.

II. PRINCIPE GENERAL

Le principe général de la fonction d'assistance s'appuie sur l'utilisation du robot manipulateur sur la pince duquel est monté un capteur stéréoscopique. L'image de l'une des caméras est affichée sur un écran présenté à l'utilisateur. L'opérateur interagit avec la machine avec un dispositif adapté. Par défaut le système fonctionne avec une souris. Cette image est utilisée par l'utilisateur pour désigner l'objet de l'environnement qu'il souhaite saisir. Après validation, les mouvements du bras sont asservis sur l'objet désigné en fonction des informations vision de façon à amener la pince en position de prise de l'objet. Une fois la pince en position, la préhension est déclenchée et l'objet est ramené à proximité de l'opérateur.

Le robot utilisé est le bras manipulateur ARM (MANUS) de la société ExactDynamics. Le robot a été prêté par l'AFM. Le capteur stéréoscopique a été conçu pour les besoins à partir de Webcam Philips. Les caméras sont utilisées à la fois pour guider le mouvement du robot par asservissement visuel et pour fournir une information sur la scène à l'utilisateur. La pince est équipée d'une barrière optique qui permet de détecter avec précision le moment où l'objet est dans les mors de la pince. Le calculateur est un PC 2,8GHz. C'est lui qui supporte l'interface homme machine et effectue les calculs d'asservissement. Le PC est relié au contrôleur du robot par un bus CAN. L'architecture est présentée sur la Figure 1 ci-dessous.

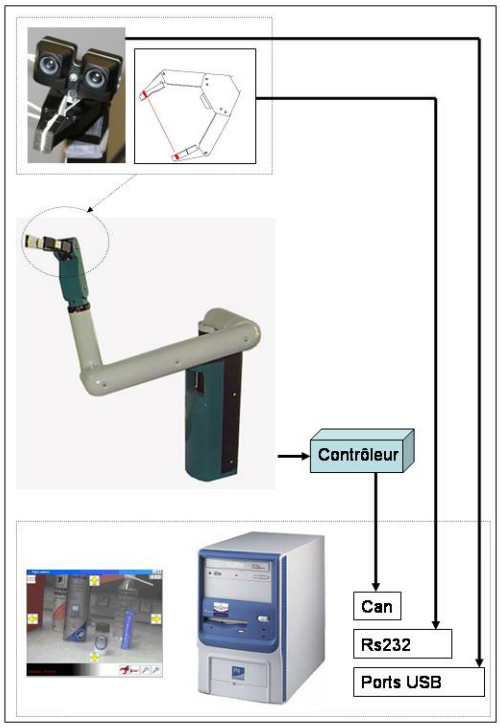


Figure 1 : Architecture du système

Le principe de la solution que nous proposons repose sur la désignation approximative par l'opérateur de l'objet à saisir sur l'image qui lui est présentée. Dans la méthode, la désignation reste très simple pour minimiser l'activité de l'opérateur. La difficulté consiste ensuite à localiser l'objet et à établir une discrimination entre l'objet que l'utilisateur a véritablement voulu désigner, les autres objets et le fond de l'image. Après la désignation, l'opérateur déclenche le mouvement du robot. Ce mouvement est asservi sur les informations fournies par le capteur stéréoscopique. Le bras se déplace vers l'objet jusqu'à une dizaine de centimètre de l'objet, distance en deçà de laquelle, l'objet n'est plus perçu simultanément dans les deux images. La saisie de l'objet s'effectue en aveugle. L'objet est ensuite ramené en automatique à proximité de l'utilisateur. Le principe général est décrit sur la Figure 2.

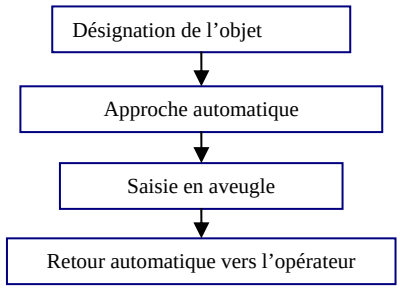


Figure 2 : Organigramme de principe de la saisie

III. L'INTERFACE HOMME MACHINE

A. Fonctionnement

L'interface homme machine répond à plusieurs impératifs liés à l'assistance aux personnes handicapées. Elle dispose d'un minimum de commandes ; elle est intuitive et facile à prendre en main; elle masque complètement l'aspect technique du système. Elle est constituée d'une fenêtre affichant le retour vidéo d'une des deux Webcams et de quatre boutons permettant le déplacement du bras.

Pour effectuer la saisie, l'utilisateur doit tout d'abord orienter la pince de façon à ce que l'objet soit dans le champ de vision des caméras. Ceci fait, l'opérateur doit ensuite entourer l'objet approximativement par une zone de sélection rectangulaire sur l'image affichée (voir Figure 3). Il suffit ensuite de valider cette sélection pour déclencher le processus automatique de déplacement du bras.

Un bouton d'arrêt est disponible pour stopper le mouvement du bras en cas de problème.

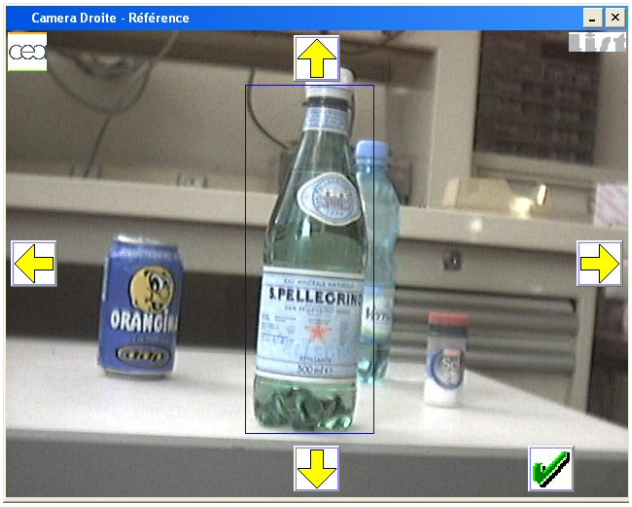


Figure 3 : Interface homme machine – désignation de l'objet

Le logiciel d'IHM s'interface avec les multiples dispositifs de commande utilisateur disponibles dans le monde du handicap (souris, tracking de tête, contacteur unique, commande de fauteuil roulant, etc..). Un mécanisme de chenillard a été mis en œuvre pour permettre une utilisation du système par des personnes ayant uniquement la faculté de valider une action (appui sur un bouton, souffle, contraction musculaire…).

B. L'extraction d'indices

Une fois une zone définie sur l'image, il faut localiser et « identifier » l'objet véritablement désigné par l'opérateur. Cette localisation s'appuie sur le postulat que l'objet domine dans la sous fenêtre par rapport aux autres objets et par rapport au fond de la scène. Pour ce faire, une solution est de construire une carte de disparité mais ce processus est

coûteux en temps de calcul. La méthode que nous proposons évite la construction d'une carte de disparité en sélectionnant dans les images gauche et droites des points d'intérêts. Pour cette étape, nous utilisons le détecteur de Harris et Stephens [7].

C. *La mise en correspondance*

La technique utilisée pour l'appariement est une technique de vote un peu similaire à la transformée de Hough. Le principe est de retenir le groupe de point dont la distance à la caméra est la plus fréquente.

Les points extraits dans les images gauche et droite sont mis en correspondance en s'appuyant sur la géométrie épipolaire. A partir de cela une distance est calculée à un point 3D. Or sur une ligne épipolaire un point d'une image peut avoir plusieurs correspondants dans l'autre image. Chaque appariement va par conséquent contribuer pour une hypothèse de distance.

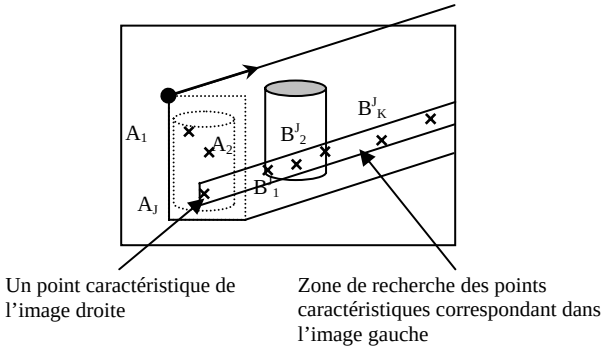


Figure 4 : Appariement statistique

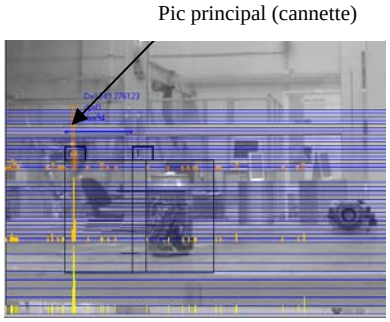


Figure 5 : Pic de distance

D. *Localisation et sélection de l'objet*

Une fois toutes les hypothèses d'appariement effectuées, la sélection de l'objet consiste à retenir la distance la plus fréquente. On suppose alors que cette distance correspond à l'objet désigné. On utilise alors le barycentre des points mis en correspondance pour localiser la direction dans laquelle se trouve l'objet.

IV. COMMANDE REFERENCEE VISION

Une fois la localisation effectuée, l'utilisateur déclenche le mouvement d'approche automatique vers l'objet du robot. Les mouvements du robot sont alors asservis sur les informations extraites des images. A chaque étape, calcule une projection de la fenêtre définie par l'opérateur sur chacune des images gauche et droite en tenant compte du déplacement. Des points d'intérêts sont extraits de chacune de ces deux fenêtres puis mis en correspondance pour permettre de mettre à jour la distance à l'objet en utilisant le même principe que lors de la désignation décrit plus haut. Le barycentre des points d'intérêt est mis à jour et une consigne en vitesse cartésienne proportionnelle à la distance à l'objet est calculée. Ce processus est réitéré jusqu'à convergence vers la distance d'approche (une dizaine de centimètres de l'objet en pratique).

Ce processus est répété pendant les déplacements du robot pour assurer une approche correcte vers l'objet.

Lorsque la distance d'approche est atteinte, le robot se déplace alors en aveugle vers l'objet de la distance restante. La pince est ensuite fermée et l'objet est ramené vers l'utilisateur automatiquement.

V. EVALUATIONS

Les évaluations ont été menées successivement sur deux établissements : l'hôpital universitaire Raymond Poincaré à Garches et le MRP de Coubert. L'interface a été évaluée par 32 sujets « témoins » (valides) et 10 patients dont les étiologies étaient les suivantes ; Myopathie, Locked in Syndrom, blessés médullaires, sclérose en plaques, arthrogrypose et maladie de Charcot.

Les personnes utilisaient un dispositif adapté à leur situation de handicap. Une description des caractéristiques clinique est donnée Figure 6.

Patient	**Age**	**Genre**	**Pathologie**	**Interface de pointage**	**Interface de validation**
1	29	F	Arthrogrypose	Trackball	Clic souris
2	54	M	TT	Trackball	Clic souris
3	48	F	SEP	Souris	Clic souris
4	48	M	SLA	Souris	Clic souris
5	47	M	TT	Souris	Clic souris
6	50	F	Myopathie	Souris	Clic souris
7	35	M	TT	Joystick	Clic dérivé par un contacteur
8	34	M	LIS	Pilotage à la tête	Clic automatique
9	5	M	Myopathie	Joystick	Clic dérivé par un contacteur
10	29	M	Myopathie	Joystick	Click dérivé par un contacteur

Figure 6 : Caractéristiques cliniques et interface informatique utilisée pour les 10 patients tétraplégiques.

Les tâches à réaliser étaient les suivantes :

- Saisie successive de 3 objets disposés sur un plan : cassette vidéo, cannette, salière
- Saisie d'une bouteille d'eau placée en hauteur, pratiquement dans la zone d'atteinte maximum du bras
- Ramassage d'une bouteille par terre (pour tester la préhension d'objets situés hors du champ visuel du sujet)

On constate (voir Figure 7) que pour les sujets valides, le nombre de validations nécessaires, c'est-à-dire le nombre d'actions sur un contacteur, est relativement constant et ne varie pas en fonction de l'objet à sélectionner, autour de 6 actions sur contacteur par tâche de préhension. Les patients tétraplégiques ont un nombre de validations statistiquement supérieur (6,08+/-2,15 versus 8,42+/- 3,77 ; t-test p<0,0001). Objet par objet, cette différence n'est significative que pour deux objets : la salière (p=0,02) et la bouteille au sol (p=0,003).

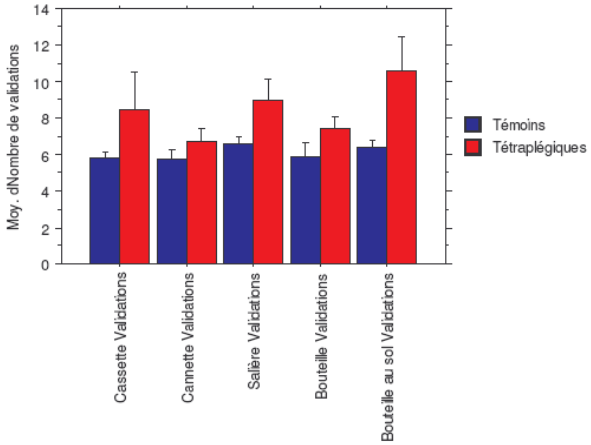


Figure 7 : Nombre de validations nécessaires

Les résultats obtenus auprès des sujets témoins montrent 53,1% de sujets satisfaits et 46,9% de sujets très satisfaits. Les résultats obtenus auprès des patients tétraplégiques sont comparables avec 60% de patients satisfaits et 40% de patients très satisfaits (Figure 8).

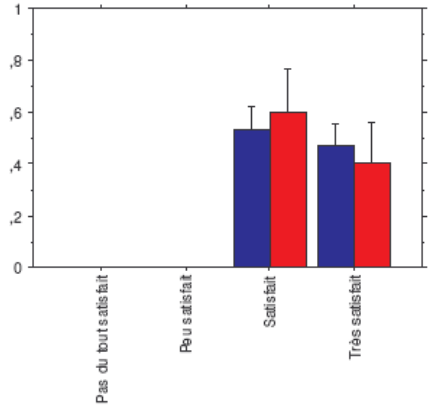


Figure 8 : Mode de pilotage

Le dispositif est jugé peu fatigant lors de son utilisation par l'ensemble des utilisateurs : 90,6% des sujets témoins et 80% des patients tétraplégiques estiment que son utilisation n'est « pas du tout fatigante » (Figure 9).

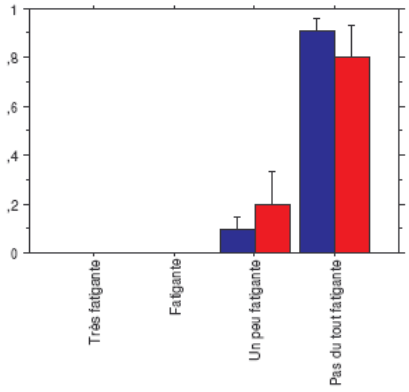


Figure 9 : Utilisation du dispositif

Les résultats sont également très encourageants : Parmi les valides, 1 personne juge cet apprentissage difficile, 28,1% le jugent facile et 68,8% le jugent très facile. Parmi les patients tétraplégiques 40% trouvent cet apprentissage facile et 60% le trouvent très facile (Figure 10).

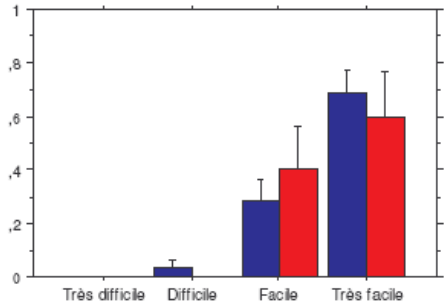


Figure 10 : Apprentissage du maniement de l'interface

Le temps nécessaire à l'utilisateur pour sélectionner la cible et lancer la commande du robot (temps d'exploration) a été mesuré pour 15 sujets (dont 3 tétraplégiques).

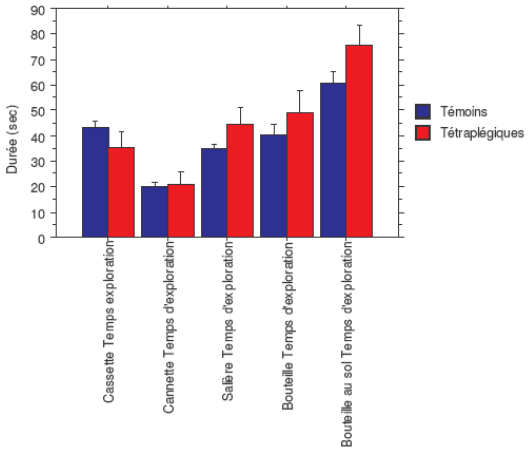


Figure 11 : Temps de sélection de la cible

Les patients tétraplégiques ont un temps d'exploration un peu plus long que les sujets témoins mais cette différence n'est pas significative (Figure 11).

VI. CONCLUSION

L'analyse des résultats obtenus auprès d'une population de sujets témoins valides confirme la facilité d'utilisation, l'efficacité et la fiabilité de l'interface graphique pour piloter le robot : peu d'échecs, réalisation rapide des tâches de préhension avec peu de validations sur l'IHM. Les résultats qualitatifs obtenus dans cette population confirment la grande satisfaction des utilisateurs valides envers ce mode de pilotage. Les seules réticences (manipulation d'objets fragiles) semblent plutôt imputables au manque de contrôle de la force de serrage du robot qu'à son interface de pilotage.

Les résultats obtenus auprès des patients tétraplégiques sont très encourageants : les performances lors de la saisie des objets sont comparables à celles de sujets témoins en ce qui concerne le nombre d'échecs et la durée de réalisation de la tâche. L'interface graphique semble bien répondre à ses objectifs de facilité d'apprentissage et d'utilisation, de fiabilité et d'adaptabilité.

Les échelles verbales de satisfaction sont en accord avec ces résultats chiffrés et confirment, dans les deux populations, la satisfaction envers ce mode de pilotage ainsi que la facilité d'apprentissage du maniement de l'interface graphique d'AVISO.

Les entretiens semi-directifs permettent d'envisager les futurs développements à apporter pour répondre au mieux aux attentes des personnes handicapées.

L'augmentation du champ visuel de la caméra pourrait permettre un gain de temps et une exploration plus performante de l'environnement de la personne.

L'amélioration du préhenseur pourrait permettre la saisie d'objets complexes.

L'enthousiasme est grand pour la base mobile qui permettrait d'explorer l'environnement dans une autre pièce, ou d'être libre de l'embarquer ou non lors de sorties à l'extérieur.

Deux brevets ont été déposés. Des contacts sont en cours avec Exact-Dynamics en vue d'un transfert de la technologie.

REMERCIEMENTS

Ce développement a été conduit en partenariat avec l'association APPROCHE et avec le soutien financier de la Fondation des Caisses d'Epargne pour la solidarité ainsi que celui de OSEO ANVAR dans le cadre du projet AVISO. APPROCHE est une Association pour la promotion de nouvelles technologies pour l'autonomie des personnes handicapées. APPROCHE offre la possibilité d'évaluer les prototypes réalisés dans ses 10 établissements de rééducation et de réadaptation fonctionnelles.

Nous remercions tout particulièrement le Dr Michel Busnel président de l'association APPROCHE et Annie pour leur soutien tout au long de ce projet. Nous remercions Philippe Vallet et Claude Dumas du Service des Aides Technique de l'AFM et spécialement grâce auxquels nous avons pu faire les expérimentations avec le bras MANUS.

REFERENCES

[1] http://www.barrett.com/
[2] M. Busnel, R. Gelin et B. Lesigne," Evaluation of a robotized MASTER/RAID Workstation at home: Protocol and first results", *Proc. ICORR 2001*, Vol. 9, pp. 299-305, 2001.
[3] Chaumette. Asservissement visuel. In La commande des robots manipulateurs, W. Khalil (ed.), Chap. 3, Traité IC2, Hermès, 2002.
[4] P. I. Corke, "Visual control of robot manipulators—A review," in *Visual Servoing*, K. Hashimoto, Ed. New York: World Scientific, 1993.
[5] P Guermeur, E Pissaloux, A Qualitative Image Reconstruction from an Axial Image Sequence, - AIPR, Washington, october, 2001.
[6] G. D. Hager, G. Grunwald, and G. Hirzinger, "Feature-based visual servoing and its application to telerobotics," in *Proc. IEEE/RSJ/GI Int. Conf. Intell. Robots Syst.*, Sept. 1994, vol. 1, pp. 164–171.
[7] C.Harris & M.Stephens A combined corner and edge detector, Proc. of 4th Alvey Vision Conf., 1988, 147-151.
[8] K. Hashimoto, T. Kimoto, T. Ebine, and H. Kimura, "Manipulator control with image-based visual servo," in *Proc. 1991 IEEE Int. Conf. Robot. Automat.*, Sacramento, CA, Apr. 1991, vol. 3, pp. 2267–2272.
[9] R. Horaud, F. Dornaika, B. Espiau Visually Guided Object Grasping, IEEE Transaction on robotics and automation, vol. 14, n° 4, august 1998.
[10] D. Kragic, H. I. Christensen, Robust Visual Servoing, The International Journal of Robotics Research Vol. 22, No. 10–11, October–November 2003, pp. 923-939,
[11] C. Leroux, M. Guerrand, C. Leroy, Y. Méasson, B. Boukarri, « MAGRITTE: a graphic supervisor for remote handling interventions », 8th ESA Workshop on Advanced Space Technologies for Robotics and Automation, 'ASTRA 2004', 2 – 4 November 2004, ESTEC - Noordwijk, The Netherlands
[12] E. Malis, F. Chaumette, S. Boudet. 2 1/2 D Visual Servoing. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 15(2):238-250, April 1999.
[13] N. Maru, H. Kase, S. Yamada, A. Nishikawa, and F. Miyazaki, "Manipulator control by visual servoing with the stereo vision," in *Proc. 1993 IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Robots Syst.*, Yokohama, Japan, July 1993, vol. 3, pp. 1866–1870.
[14] Matsikis, A., M. Schmitt, M. Rous and K.-F. Kraiss (1999): *Ein Konzept für die mobile Manipulation von unbekannten Objektenmit Hilfe von 3D- Rekonstruktion und Visual Servoing.* In: Informatik aktuell, 15. Fachgespräch Autonome Mobile Systeme (AMS), November 26.-27., München, pp. 179 - 187. (in German only)
[15] Morales, A., Sanz, P. J., del Pobil, A. P., and Fagg, A. H. (unpublished) *Vision-based three-finger grasp synthesis constrained by hand geometry*
[16] N. Papanikolopoulos and C. Smith, "Issues and experimental results in vision-guided robotic grasping of static or moving objects," *Industrial Robot*, 25(2):134-140, 1998.
[17] N. Rezzoug et P. Gorce, "A biocybernetic method to learn hand grasping posture", *Kybernetes*, Vol. 32, No. 4, pp. 478-490, 2003.
[18] http://www.robosoft.fr/
[19] Y. Rybarczyk, S. Galerne, P. Hoppenot, E. Colle et D. Mestre, "The development of robot human-like behaviour for an efficient human-machine cooperation",*AAAT*, pp.274-279, 2001.
[20] G. Taylor, L. Kleeman, "Grasping unknown objects with humanoid robot", proc Australasian conf. on robotics and automation, Auckland 27-29 Nov. 2002,
[21] K. Vollmann and M. C. Nguyen, Manipulator control by calibration-free stereo vision SPIE's Intern. Conference on Intelligent Robots and Computer Vision XV, Boston, November 1996

Innovation, Conception, Handicap
Rôle de centres de ressources nationaux sur le handicap pour une logique d'innovation

Ornella Plos, Claude Dumas
Association Française contre les Myopathies – Service Aides Techniques
1 rue de l'Internationale, BP 59 91002 Evry Cedex
oplos@afm.genethon.fr, cdumas@afm.genethon.fr

Stéphanie Buisine
Améziane Aoussat

Laboratoire de Conception de Produits et Innovation - ENSAM
151 bvd de l'Hôpital, 75013 Paris
stephanie.buisine@paris.ensam.fr, ameziane.aoussat@paris.ensam.fr

Abstract - **Dans la course aux nouvelles technologies, les industriels doivent innover tout en respectant le triptyque coût, qualité, délai. Cependant l'exigence croissante des utilisateurs nécessite une approche anthropocentrée du processus de conception. Le domaine du handicap ne déroge pas à cette règle et se doit d'intégrer de nouveaux champs de recherche pour innover et concevoir des produits adaptés.**

Dans cet article nous présenterons dans un première temps, une démarche de conception pour guider les industriels dans leur travail de compréhension du handicap afin de développer dans un second temps, la création de deux centres de ressources nationaux sur le handicap nécessaires pour la mise en place de ces méthodes et la mobilisation de tous les acteurs.

I. INTRODUCTION

La loi du 11 février 2005 a suscité un ensemble de débats qui sont en passe de changer le regard que nous portons sur le handicap. La notion de handicap, longtemps synonyme de déficience, prend dorénavant en compte le rôle des facteurs environnementaux (matériels et sociaux). La participation à la vie sociale dépend autant de la réduction des déficiences que de la structuration d'une société qui se donne pour but l'accueil de tous quelles que soient les différences.

Ces réflexions nous amènent d'emblée sur le terrain de l'éthique; donner les moyens de participer à tous c'est, selon Paul Ricoeur, permettre une « vie bonne avec et pour les autres, dans des institutions justes », c'est-à-dire prendre en compte le souci de soi, le souci de l'autre et le souci des institutions.

L'innovation et la conception dans le domaine des moyens technologiques de compensation des incapacités se doit de répondre à ces enjeux. La dimension éthique dans ce domaine se doit toujours être présente parce que les enjeux de la recherche concernent des personnes qui souffrent du fait de limitations de participation à la vie sociale et qu'il est de notre responsabilité de mettre en œuvre des technologies capables de pallier à ces situations de handicap.

Mais la dimension éthique est également présente pour les chercheurs sous l'aspect de la responsabilité au regard du bien commun. S'il est de notre responsabilité de tout faire pour que les personnes en situation de handicap puissent participer pleinement à la vie sociale, il est également de notre responsabilité de préserver le bien commun en prenant en compte dès la conception la maîtrise des coûts.

Pour répondre à notre premier impératif éthique, nous voulons défendre, une conception de l'innovation qui s'enracine dans une connaissance directe des besoins des utilisateurs. La réponse au deuxième impératif nous semble pouvoir être une démarche résolument tournée vers la réponse au plus grand nombre dans la démarche de conception des produits qui en évitant le développement de produits de niche trop spécialisés peut nous permettre de réduire les coûts des aides techniques.

Nous proposerons dans cet article, une première partie consacrée aux fondements méthodologiques de notre approche pour ensuite envisager les moyens pratiques nécessaire au développement de ces méthodes.

II. CONCEPTION ET INNOVATION

A. Introduction

Si l'on considère que le domaine de la conception de produits existe depuis l'avènement de la société industrielle au XIX^{ème} siècle, le XXIème siècle et l'ère des Nouvelles

Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC) nous amènent à de nouvelles réflexions sur la démarche d'innovation [2]. En effet, d'un processus de conception linéaire nécessitant des retours en arrière couteux, les concepteurs sont passés à un système appelé ingénierie concourante [3].

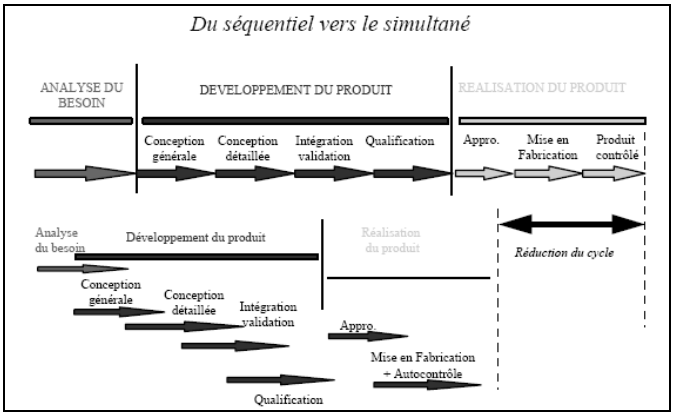


Fig. 1. Passage de l'ingénierie séquentielle à l'ingénierie concourante [3]

Cette méthode intégrant tout le cycle de vie du produit fait appel à une parallélisation des tâches dans une logique d'intégration métiers multidisciplinaires (utilisateurs, ingénieurs et tout autre corps de métiers de l'entreprise). L'ingénierie concourante a pour fondements [3] : a) l'accroissement du rôle de la conception dans le processus de développement ; b) l'amélioration de la prise de décision conjointe ; c) la formation d'équipes multicompétences ; d) l'intégration des utilisateurs dans le processus de conception ; e) considérer le gain de temps comme un facteur de réussite concurrentiel.

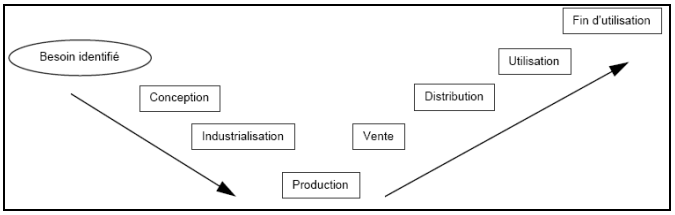


Fig. 2. Cycle de vie du produit.

Cependant la problématique actuelle n'est plus seulement d'arriver le premier sur le marché, mais aussi de faire en sorte que les utilisateurs acceptent le produit dans des délais plus courts.

Dans la même approche que l'ingénierie concourante, la notion de conception participative [5] a été plus récemment développée, renforçant deux lacunes de l'ingénierie concourante : a) mettre en œuvre des moyens pour briser les barrières socio-linguistiques entre les différentes disciplines (outils de travail collaboratifs, base de connaissances, formation, outils de management, etc.) ; b) fonder le processus d'acteurs sur un ou plusieurs artefacts appelés représentations intermédiaires du produit (idées, maquettes, prototypes etc.) pour l'amélioration la communication entre acteurs du groupe.

Néanmoins, le défaut de ces approches reste le manque de prise en compte de l'usage dans le processus de conception par sa difficulté d'intégration sous forme de données concrètes et formalisées.

B. L'innovation par l'usage

Aujourd'hui, on ne réduit plus l'innovation à la technologie, elle vient de partout et de tout le monde. On distingue l'innovation de procédé, de produit et d'organisation, ainsi que plusieurs degrés d'innovation : l'innovation de rupture (e.g. le premier photocopieur) et l'innovation incrémentale (e.g. le photocopieur couleur). L'innovation produit concerne la conception, le développement et la commercialisation d'un nouveau produit à différents niveaux : innovation produit de concept (nouveau concept), de technologie (nouvelle technologie), de synthèse (ex : téléphone portable appareil photo numérique lecteur MP3 : synthèse de 3 fonctions nouvelles sur un seul produit) ou de présentation (nouveau design ou style).

Historiquement Schumpeter [6] est le premier à donner une définition de l'innovation comme une mise sur le marché réussie d'un produit, service ou procédé nouveau. La définition que l'on retrouve le plus souvent est celle de l'Organisation de Coopération et de Développement Economique (O.C.D.E), qui est aussi de loin la plus extensive : « l'innovation scientifique et technologique peut être considérée comme la transformation d'une idée en un produit vendable nouveau ou amélioré, ou en un processus opérationnel dans l'industrie ou le commerce, ou en une nouvelle méthode de service social. Ainsi, elle couvre toutes les mesures scientifiques techniques, commerciales ou financières pour assurer le succès du développement et la commercialisation de produits manufacturés nouveaux ou améliorés ou pour introduire une nouvelle forme de service social ».

Kline et Rosenberg [7] ont montré cependant qu'il ne pouvait y avoir innovation sans conception. Pour innover, il faut alors se focaliser et améliorer une forme de conception : la conception innovante. L'innovation est donc avant tout un processus de conception que l'on peut modéliser, organiser et piloter. Hatchuel et Weil [8] en distinguent deux aspects principaux : la stratégie de conception et l'effort de créativité ou de recherche d'idées. L'innovation tend vers un ensemble dynamique, elle devient l'affaire d'un travail collaboratif et pluridisciplinaire.

Concevoir l'usage d'un produit ou d'un service renvoie cette idée de pluridisciplinarité puisque tous les acteurs métiers vont concevoir l'usage (marketing, ingénieurs, ergonomes, designers, etc.). De plus l'une des voies pour

l'innovation reste l'émergence des besoins des utilisateurs. L'analyse des besoins des utilisateurs permet alors, de créer de nouveaux usages donc de nouveaux produits et services.

L'innovation par l'usage nécessite une démarche de conception spécifique où l'usage devient le référentiel commun entre acteurs et où l'utilisateur se retrouve au centre du processus [9].

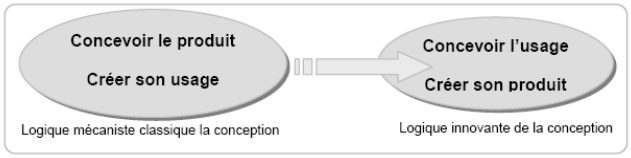


Fig. 3. D'un processus de conception classique à un processus de conception innovante orienté usage [8].

C. Démarche de conception centrée utilisateurs

La montée en puissance de la question de l'usage vient d'une double transformation du contexte économique et technique. Aujourd'hui, la compétitivité s'appuie non seulement sur la baisse des coûts et la rationalisation de la production, mais aussi sur la qualité et la valeur d'usage des produits et services. L'expression des besoins des utilisateurs définie comme base de travail des acteurs de conception permet d'éclairer certains choix stratégiques, techniques ou esthétiques et sont autant de facteurs qui vont influer sur l'usage futur du produit.

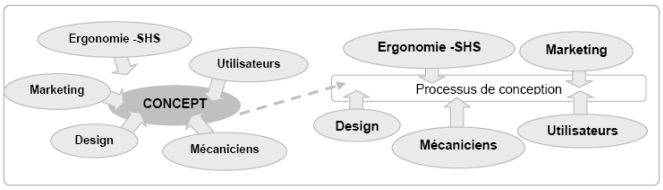


Fig. 4. Processus de conception par l'usage. Les acteurs du processus participent en amont à la génération de nouveaux concepts [8].

Certains auteurs [10] [11] [12] proposent de mettre l'accent sur la participation des utilisateurs dans le processus de conception de façon à concevoir l'objet et l'usage avec ceux-ci. Les utilisateurs sont alors considérés comme des membres à part entière de l'équipe de conception. Les plus importantes des phases pour innover sont alors les phases amont du processus de conception car les capacités d'actions sur le projet sont encore maximales.

Cependant ce sont aussi les phases les plus difficiles en raison du manque de méthodes et du manque d'informations sur le produit à concevoir. La difficulté réside notamment dans le fait que généralement, les informations sur les utilisateurs et l'usage du produit à concevoir sont qualitatives et difficilement mesurables.

Aussi face à la diversité des démarches de conception anthropocentrée, nous nous baserons pour la suite de l'article sur le modèle de conception pluridisciplinaire du Laboratoire de Conception de Produits et Innovation (L.C.P.I) proposé par Améziane Aoussat [13].

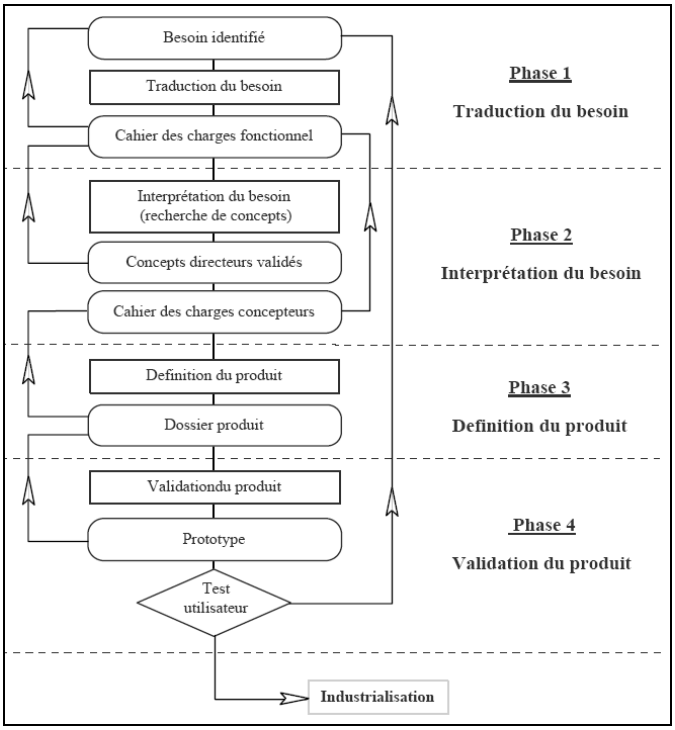


Fig.5. Démarche de conception innovante L.C.P.I [12].

III. INNOVER PAR ET POUR LE HANDICAP [13]

Un premier constat d'un point de vue littérature et « terrain » est le nombre de besoins insatisfaits voire mal satisfaits par les produits « grand public » ou les aides techniques offerts sur le marché [15] [16] [17]. L'intégration de la situation de handicap dans le processus de conception passe par une implication des utilisateurs dans les activités de conception. Mais au-delà de faire émerger les besoins, la démarche de conception en elle-même doit évoluer pour répondre à une logique d'innovation par l'usage, de nouveaux usages.

Si l'on part de la définition québécoise de Patrick Fougeyrollas [18], le processus de production du handicap naît des interactions de trois facteurs : a) les facteurs personnels (âge, sexe, anthropométrie, capacités, etc.) ; b) les facteurs environnementaux (nature, environnement social, etc.) ; c) les habitudes de vie (activités de la vie courante). N'importe quelle personne possède des facteurs personnels, des habitudes de vie et interagit avec son environnement. Et tout le monde s'est déjà trouvé en situation d'échec dans l'utilisation d'un produit.

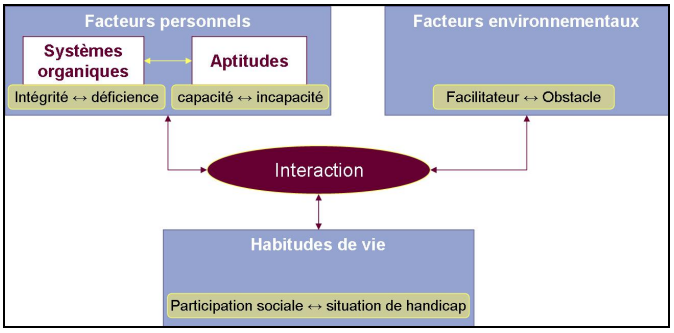


Fig. 6. Processus de Production du Handicap [17].

La conception de produits adaptés passe par une adaptation de la démarche de conception elle-même et des outils utilisés par les concepteurs. Le référentiel commun est alors la situation de handicap liée à l'usage d'un produit. Cette approche permettrait d'une part d'étendre les besoins des personnes en situation de handicap à un plus large public et de ce fait de dépasser le marché de niches. D'autre part elle permettrait d'envisager d'autres applications dans d'autres domaines pour les aides techniques afin d'élargir l'usage.

L'idée est de s'efforcer en début de projet à « délabelliser » les produits car l'une des causes d'échec du produit reste l'effet stigmatisant de l'image qu'il renvoie à la personne. Au-delà de la valeur d'usage du produit, la valeur d'estime et l'acceptabilité sociale du produit sont des facteurs clés de succès [11].

Dans le cadre de deux expérimentations :

- un Centre de Ressources national Mobilité et Handicap (CEREMH) ;
- le développement d'une activité R&I&D[1] au sein du service Aides Techniques à L'AFM[2] : le Technothon,

Nous proposons d'adapter la démarche de conception innovante LCPI au domaine du handicap pour concevoir des aides techniques et des produits grand public.

En s'inspirant de la démarche, nous développerons dans cet article les deux phases faisant souvent défaut dans notre domaine : la traduction et l'interprétation du besoin.

Intégrer le handicap dans le processus de conception c'est intégrer différents utilisateurs (utilisateur final, tierce personne, etc.), des facteurs environnementaux (lieu de vie, environnement social, agressions extérieures, etc.) et des habitudes de vie c'est-à-dire les activités aussi bien que les usages.

[1] Recherche Innovation Développement
[2] Association Française contre les Myopathies

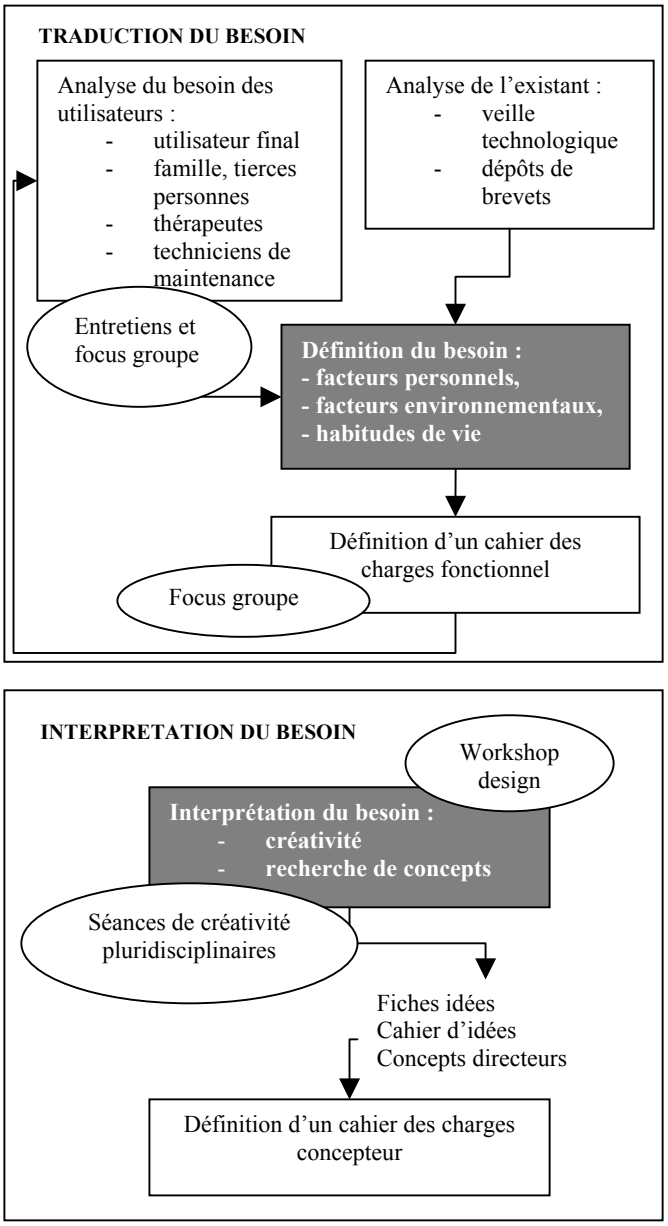


Fig.7. Phase 1 de la démarche de conception innovante.

La démarche présentée ci-dessus place l'utilisateur (au sens large) au cœur du processus. Grâce à une équipe pluridisciplinaire (ingénieurs, utilisateurs, ergonomes, ergothérapeutes, techniciens, designers, etc.) et en adaptant les outils et méthodes, chaque acteur participe pleinement à chaque étape pour aboutir aux spécifications et aux premiers concepts directeurs.

IV. DES CENTRES RESSOURCES COMME LABORATOIRES D'INNOVATION POUR LE HANDICAP

La complexité des démarches d'innovation dans le domaine du handicap est majorée par la difficulté d'appréhender les besoins spécifiques des personnes en situation de handicap.

Pour des raisons théoriques : en France le modèle dominant reste encore souvent la CIH [18] qui par son schéma de causalité linéaire fait dépendre la situation de handicap directement de la déficience en minimisant le rôle de l'environnement. De plus l'aspect fortement pluridisciplinaire des intervenants renforce les difficultés de communication.

Pour des raisons pratiques : il n'existe pas de structures dédiées à la problématique des Aides Techniques.

Les pays du Nord de l'Europe ont montré qu'une véritable politique dans ce domaine permettait l'émergence d'une forte créativité génératrice de solutions nouvelles. Le Danemark exporte par exemple les ¾ de sa production, et il suffit de visiter les grands salons consacrés aux Aides Techniques pour constater la forte présence de ces pays et la quasi absence d'industriels français.

Pour les pays scandinaves, cette politique est passée par le développement d'instituts dédiés aux solutions de compensation technologique qui permettent d'analyser les besoins et de fournir aux laboratoires de R&D les éléments nécessaires au travail de conception. Ces instituts jouent également un rôle prépondérant dans la validation et l'évaluation des produits.

Mais l'organisation des pays nordiques dans le domaine du handicap repose sur un modèle social qu'il n'est pour l'instant pas possible d'espérer en France. Si la loi du 11 février 2005 laisse espérer des améliorations dans le domaine du financement des aides techniques tout reste à imaginer dans le domaine de l'innovation.

Ce constat nous amène à proposer et à expérimenter des structures susceptibles de jouer un rôle pivot dans le domaine de la recherche et développement. Partant des constats ci-dessus nous avons imaginé la création de centres de ressources.

A. Constats et propositions.

1. Les besoins : Traduction et interprétation.

Constats : L'analyse des besoins, très divers car correspondant à un grand nombre de situations de vie, nécessite un contact permanent entre les chercheurs et les utilisateurs potentiels. Ce contact se fait traditionnellement par le biais des associations mais celle-ci ne possède pas les intervenants formés à une telle démarche. La rencontre entre les utilisateurs et les laboratoires de recherche et développement est bien souvent le fruit du hasard ou de rencontres fortuites.

D'autre part l'analyse des usages possibles de la technologie nécessite une connaissance approfondie des solutions existantes et de l'évolution possible de ces technologies.

Propositions : Une activité de services orientée vers l'information, la formation et la réalisation d'adaptations personnalisées permettrait de développer au sein de ces centres une expertise qui pourrait être mise à la disposition des laboratoires de recherche et développement.

L'information : la connaissance des produits existants nécessite une veille constante. Afin de disposer d'une connaissance approfondie des solutions existantes il est nécessaire de disposer d'évaluation technique mais également fonctionnelle de ces produits.

La formation : Des utilisateurs tout d'abord, les essais de matériel et l'apprentissage de leur utilisation permettent d'évaluer en situation l'intérêt et les limites des produits existants. Cette expertise est une source précieuse d'information pour la formalisation de projet de recherche et développement.

Cette expertise permettrait d'assurer la formation de professionnels de la réadaptation.

Les adaptations : Le caractère situationnel du handicap rend indispensable la personnalisation des solutions technologiques. Cette personnalisation est également une source de proposition pour l'évolution des produits.

Enfin cette activité de service assure un contact permanent des utilisateurs avec les professionnels du centre de ressources. Ceci devrait permettre aux équipes de recherche et développement de profiter de cette relation permanente tout en bénéficiant de l'expertise de professionnels hautement informés.

2. Recherche et développement

Constats : Les phases de définition du produit et de validation du produit succédant à l'analyse des besoins nécessitent également l'intervention d'expert du domaine et la participation des utilisateurs. Les phases d'évaluation notamment pour les aides complexes nécessitent un aller retour constant entre concepteurs et utilisateurs. Il n'existe pas à l'heure actuelle de structure dédiée à cette activité offrant un réel support aux laboratoires de recherche et développement.

Propositions : L'activité d'un centre ressource avec l'expertise dégagée par son activité quotidienne serait parfaitement adaptée à la définition de produit puisqu'elle pourrait s'appuyer sur une connaissance poussée des produits existants et une évaluation permanente avec un retour utilisateurs.

Les méthodes d'évaluations développées au sein de ces unités permettraient aux laboratoires de recherche et développement de disposer d'outils et de méthodes évitant bien des tâtonnements à des chercheurs devant maitriser une technologie et découvrir la complexité des situations de handicap.

D'autre part les formations pluridisciplinaires des professionnels du centre (spécialistes de la réadaptation et techniciens) faciliteraient la communication entre des

chercheurs issus de domaines très divers et souvent très spécialisés.

B. Expérimentation et projets.

L'association Française contre les Myopathies soutient différents projets ou expérimentation susceptibles de faire émerger des structures pouvant contribuer efficacement au développement de services en direction des personnes en situation de handicap mais également au développement de l'innovation dans le domaine des Aides Techniques.

1 Une expérimentation : le Technothon.

L'objectif de cette expérimentation est d'évaluer l'intérêt et la faisabilité d'un centre ressource qui en s'appuyant sur une activité de services permet le développement de programme d'innovation en incluant la phase d'industrialisation et l'accès au marché.

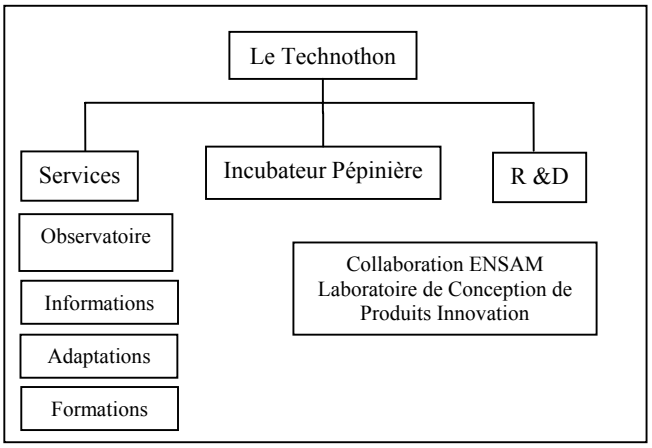


Fig.8. Schéma d'organisation du Technothon.

Cette expérimentation a débuté en septembre 2005, les activités de services ont porté sur :

- Réalisation d'adaptations personnalisées ;
- Organisation de formation en direction des professionnels de la réadaptation et des distributeurs ;
- Réalisation d'évaluation de produits ;
- Veille industrielle ;
- Expertise, suivi de litige.

Pour la partie R&D, le technothon pilote deux projets :

- WING : réalisation d'un fauteuil roulant nouvelle génération ;
- ESTA : réalisation d'une orthèse exosquelettique d'assistance du membre supérieur.

Il est également partenaire d'autres projets :

- OpenVibe : Projet RNTL sur les interfaces cerveau machine.
- Tap@d : Etude de l'intérêt de la télérelation ;
- Elupha : Etude d'usage des utilisateurs de la Bibliothèque Numérique pour le Handicap ;
- Mobile pour tous : Accès à la téléphonie mobile.

Dans le cadre de l'incubateur et de la pépinière d'entreprise des actions sont en cours concernant des produits non commercialisé en France, le Technothon propose aux industriels un support sur une durée déterminée afin de faciliter la mise sur le marché français de ces produits.

En lien avec le CRITT Ile de France, nous développons également une activité d'incubation, le premier projet accueilli concerne la création de jouets adaptés ou adaptables. L'objectif est la création d'une société spécialisée dans ce domaine.

2 Un projet : le CEREMH

Sur le même modèle un projet de création d'un Centre Ressources Mobilité et Handicap est en cours au sein du pôle de compétitivité MOV'ÉO.

L'objectif est de créer un centre d'expertise qui permettra de mettre à disposition des acteurs de ce domaine un ensemble de ressources humaines et techniques centrées sur :

- Une activité de services proposant :
  - Une information exhaustive sur ce domaine ;
  - Un ensemble de services autour de l'adaptation des matériels ;
  - La réalisation d'évaluations ;

La mise à disposition de matériel et d'infrastructures pour les essais et la formation en particulier à la conduite automobile.

  - Des formations en direction de l'ensemble des acteurs du domaine (formations continues et initiales).

L'expertise développée par le centre autour de ces activités contribuera à en faire un acteur incontournable pour les activités de R&D dans ce domaine.

- Une activité de R&D

Il s'agira de mettre à disposition d'équipe de recherche les compétences humaines et les infrastructures techniques du CEREMH dans le cadre de projets multidisciplinaires. Les projets initiaux porteront sur l'évaluation de la conduite automobile et sur des projets technologiques (nouveau fauteuil roulant, orthèse exosquelettique, plate-forme d'évaluation des capacités), sur l'accessibilité aux transports, l'assistance à la conduite et la sécurité des transports adaptés.

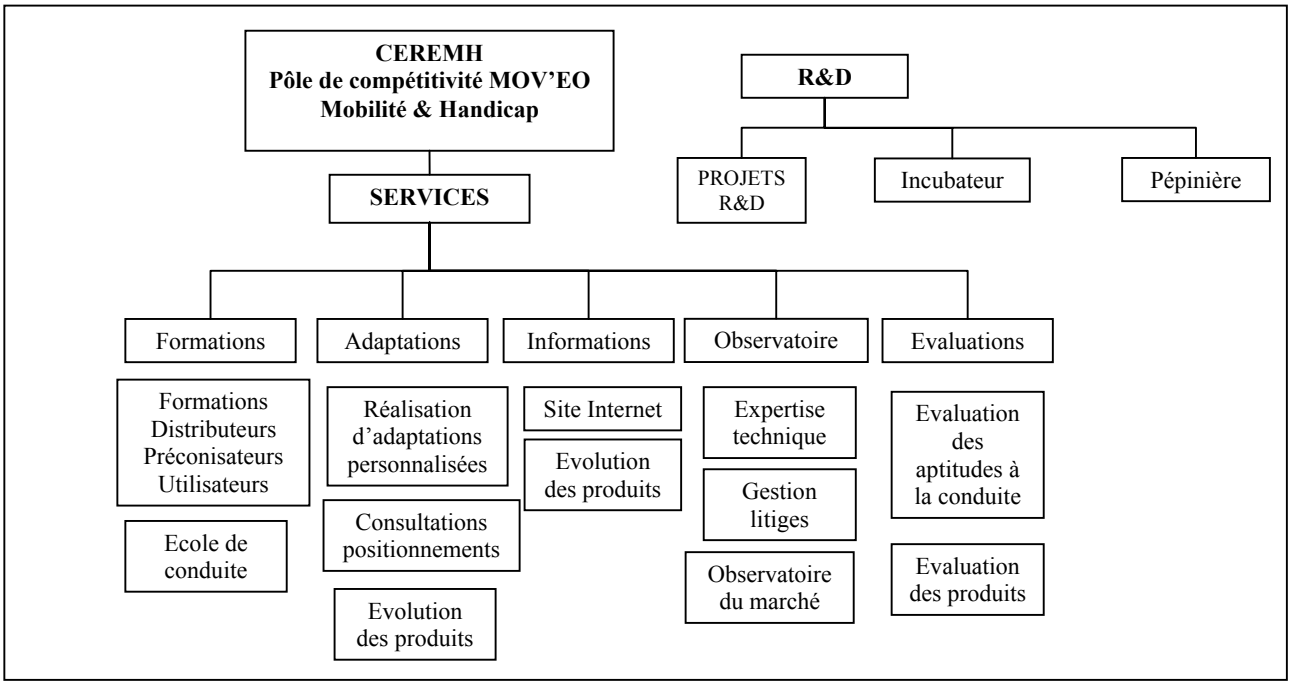


Fig.9. Schéma de l'organisation du CEREMH.

L'objectif est à terme la création d'une entreprise de type Société Coopérative d'Intérêt Collectif capable de s'autofinancer au travers notamment de ses activités de services et de la valorisation des travaux de R&D.

V. CONCLUSION

L'évolution de la prise en compte du handicap suite à la loi du 11 février 2005 impose une politique d'innovation dans le domaine de la compensation technologique. Cette compensation qui peut avoir pour but de réduire les incapacités ou lever des obstacles environnementaux nécessite des structures capables de présenter les solutions existantes et de participer à l'élaboration de nouvelles solutions.

Les centres ressources plus ou moins spécialisés dans des domaines technologiques peuvent constituer une solution d'expertise au niveau national.

Il serait nécessaire dans un souci d'équité territoriale d'imaginer également des structures relais en région notamment sur le volet service. Ces structures coordonnées en réseau pourraient ainsi constituer un maillage sur l'ensemble du territoire.

VI. REFERENCES

[1] Ricœur, Paul, « Soi-même comme un autre », Seuil, coll. Points, Paris, 410 p. 1990.

[2] J. Caelen et al, « Le consommateur au cœur de l'innovation », CNRS Editions, 2004.

[3] E. D. Carter and B. Stiwel Baker, "CE Concurrent Engineering", The Product Development Environment for the 1990s , Addison-Wesley Publishing Compagny, INC, p.175, 1992.

[4] P. Bourdichon, « L'ingénierie simultanée et la gestion d'informations », Editions Hermès, 1994.

[5] S. Rehal, « le processus de conception participatif : un processus de communication », in *Performances humaines & techniques*, n°96, sept-oct 1998.

[6] J.A Schumpeter, "Business cycles", Mac graw Hill, 1939.

[7] S. Kline, N. Rosenberg, "An overview of innovation", the *positive Sum strategy*, National Academy press, Washington, 1986.

[8] A. Hatchuel, B. Weil., « La théorie C-K : Fondements et usages d'une théorie unifiée de la conception », in : Conférence Plénière Invitée, Colloque « Science de la Conception », Lyon, 15-16 mars 2002.

[9] T. Valette, « Recherche d'un cadre conceptuel d'aide à la conception collective innovante par l'usage », Thèse de Doctorat, Laboratoire de Conception de Produits et Innovation, ENSAM Paris, 2005.

[10] J.C Sagot, S. Gomes, P. Zwolinsky, "Vers une ergonomie de conception, gage de sécurité et d'innovation », in : *International Journal of Design and Innovation Research*, vol 1, N°2, pp 22-35,1998.

[11] B. Roussel, « Proposition d'une méthode centrée sur la formulation de principe de solution dans le processus interdisciplinaire de conception de produits », Thèse ENSAM, N°14874, 1996.

[12] D. Quarante, « Eléments de design industriel », Polytechnica, 1994.

[13] A. Aoussat, « La pertinence en innovation : nécessité d'une approche plurielle », Thèse de Doctorat, ENSAM Paris, 1990.

[14] O. Plos, S. Buisine, C. Dumas, A. Aoussat (à paraître), « Innover par et pour les situations de handicap », *Actes de Confere'06 Colloque francophone sur les sciences de l'innovation*, Marrakech, 2006.

[15] A. Triomphe, « Les faiblesses du marché des aides techniques », in *Réadaptation*, n°458, p25-26, 1999.

[16] A. Triomphe, M. D'Anthenaise, « L'appareillage des handicapés : l'innovation face aux arcanes de l'assistance », in *Revue Culture Technique*, n°15, p.208-217, 1985.

[17] M. Fardeau, « Comme vous, Comme nous, Tout simplement », *Rapport au Ministère de l'Emploi et de la Solidarité et au secrétaire d'Etat à la Santé à l'Action Sociale et aux Handicaps : Sur une analyse comparative et prospective du système français de prise en charge des personnes handicapées*, Paris, 2001.

[18] P. Fougeyrollas, H. Bergeron, R. Cloutier, J. Côté, G. St Michel, « Classification québécoise: Processus de production du handicap », RIPPH, Québec, 1998.

[19] Classification internationale des handicaps : déficiences, incapacités et désavantages (CIH), Organisation Mondiale de la Santé (OMS), 1980.

Apports de l'évaluation en situation de vie à partir d'une étude sur l'intérêt de la prédiction de mots auprès d'utilisateurs de synthèse vocale

Nicolas Biard[1,3], Claude Dumas[2], Justine Bouteille[1,3], Delphine Pozzi[3], Frédéric Lofaso[3], Isabelle Laffont[1,3]
[1]Plate-Forme Nouvelles Technologies, Hôpital Universitaire Raymond Poincaré (UVSQ), 92380 Garches, France
[2]Service Aides Techniques, Association Française contre les Myopathies, 1 rue de l'Internationale, 91000 Evry, France
[3]Centre d'Innovation Technologique, Ministère de la Recherche, Hôpital Universitaire Raymond Poincaré, 92380 Garches
pfnt.garches@rpc.aphp.fr

Résumé : Certaines synthèses vocales utilisant le langage écrit commencent à intégrer la fonction de prédiction de mots afin de gagner du temps et de rendre la communication plus efficiente. L'idée paraît séduisante et peut effectivement laisser penser que cela permet de transmettre un message plus rapidement. Cependant, certaines études semblent montrer que l'utilisation de la prédiction dans une tâche d'écriture de texte sur ordinateur ne fait pas systématiquement gagner en rapidité et que cela dépend principalement du type de pathologie que présente l'usager (études réalisées chez des tétraplégiques et des Infirmes Motrices Cérébrales). Nous avons donc évalué dans cette recherche l'apport de la prédiction de mots lors de l'utilisation d'une téléthèse de communication. Cette étude réalisée en situation de vie montre que la fonction de « prédiction de mots » apporte un bénéfice modéré lors de l'utilisation d'une synthèse vocale.

I. INTRODUCTION

La dysarthrie se définit par un trouble du langage causé par un dysfonctionnement des muscles de la sphère bucco-faciale ou du système respiratoire. Les formes sévères de dysarthrie peuvent engendrer un langage inintelligible et donc entraver considérablement la communication. Pour pallier ce trouble de la communication, nous pouvons avoir recours à des systèmes technologiques de communication améliorée augmentative (AAC), permettant ainsi d'oraliser le message que l'interlocuteur souhaite délivrer. Certaines synthèses vocales utilisant le langage écrit commencent à intégrer la fonction de prédiction de mots afin de gagner du temps et de rendre la communication « plus fonctionnelle ». L'idée paraît séduisante et peut effectivement laisser penser que cela permet de transmettre un message plus rapidement. Différents travaux de recherche proposent des solutions permettant théoriquement de diminuer le nombre de frappes réalisées par l'utilisateur et de faire gagner du temps, avec des systèmes basés sur des modèles linguistiques : prédictions de mots en fonction du contexte morphosyntaxique, syntaxique, sémantique… [1], [2], [3]. La plupart de ces études montrent des résultats tout à fait probants avec une économie de saisie théorique pouvant aller jusqu'à 60% (simulations réalisées sur ordinateur avec utilisation optimale de la fonction de prédiction). Cependant, certaines études semblent montrer que l'utilisation de la prédiction de mots dans une tâche d'écriture de texte sur ordinateur ne fait pas systématiquement gagner en rapidité et que cela dépend principalement du type de pathologie que présente l'usager (études réalisée chez des tétraplégiques et des IMC). En effet, même si la prédiction de mots diminue la charge motrice nécessaire dans une action de communication, elle augmente considérablement la charge cognitive et perceptuelle [4], [5], [6].

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'utilisation à domicile d'une synthèse vocale et d'étudier plus particulièrement l'intérêt de la fonction de prédiction de mots, en situation de vie, auprès de personnes pour qui ce type d'aide à la communication est indiqué.

II. MATERIEL ET METHODE

La téléthèse de communication ayant servi de support à cette étude est la synthèse vocale DIALO®. Cet appareil est destiné à être installé sur le fauteuil roulant de la personne et pèse environ 1,2 Kg. Les lettres peuvent être saisies en mode direct, par l'intermédiaire d'un clavier tactile, ou être sélectionnées en mode indirect, en défilement par l'intermédiaire d'un contacteur. Cet appareil est muni d'une fonction appelée « prédiction de mots » : lors de la frappe d'une lettre, l'appareil propose 5 mots sélectionnés à partir du dictionnaire personnel de l'utilisateur, et une phrase déjà employée. L'utilisateur peut alors sélectionner un de ces éléments directement, au lieu de le saisir dans son intégralité.

24 patients nécessitant l'utilisation d'un système de communication améliorée augmentative ont été sélectionnés pour participer à cette étude. Ils devaient être âgés de plus de 9 ans et avoir accès au langage écrit (lecture et écriture). Leur efficience mentale globale a été évaluée au préalable par la « Signoret Battery of Cognitive Efficacy (BEC 96) ». Les critères d'exclusion étaient l'existence de troubles visuels sévères ou le refus de participer. Au terme de cette première visite, 11 patients ont été inclus: l'un d'entre eux n'a pas terminé l'étude. Les résultats obtenus auprès de 10 patients ont donc été analysés.

Après inclusion, les patients ont bénéficié de 10 séances d'apprentissage d'une durée de 1 heure en présence d'un ergothérapeute. Au terme de cette période d'apprentissage, l'appareil leur a été confié pour une durée de deux mois afin

qu'ils puissent l'utiliser sur leur lieu de vie (domicile ou institution), afin d'évaluer l'utilisation de la prédiction de mots dans une situation se rapprochant au plus d'une utilisation réelle. Nous estimons qu'avec une utilisation régulière de ce système, 2 mois sont suffisant pour l'apprentissage de son utilisation et pour que l'utilisateur se soit approprié l'aide technique.

TABLEAU I
Les 8 items du sous-score de la QUEST évaluant la satisfaction envers le matériel proposé

QUEST	1 Pas satisfait du tout	2 Pas très satisfait	3 Plus ou moins satisfait	4 Satisfait	5 Très satisfait
Dimensions					
Poids					
Adaptabilité					
Sureté					
Solidité					
Facilité d'utilisation					
Confort d'utilisation					
Efficacité					

L'évaluation a porté sur plusieurs paramètres :

- Satisfaction globale évaluée par la QUEST [7]. La QUEST est une des rares échelles de satisfaction envers une aide technique qui soit validée. Cette échelle comporte un sous-score de 8 items côtés sur 5. La description de cette échelle figure dans le Tableau I. Cette échelle a été mesurée à la fin de la période d'apprentissage et à la fin des deux mois d'utilisation au domicile.

- Utilisation réelle de la synthèse mesurée par un logiciel espion (nombre de caractères entrés pendant les deux mois) et utilisation réelle de la fonction de prédiction (nombre de touches de prédiction utilisées pendant les deux mois).

- Durée de deux dictées réalisées avec et sans la fonction de prédiction : une dictée élaborée à partir du dictionnaire standard de l'appareil (« dictée imposée ») et une dictée réalisée à partir du dictionnaire personnel de l'utilisateur (« dictée sur mesure »). La vitesse de production d'un texte avec et sans la fonction prédiction avait pour objectif de valider l'intérêt de celle-ci. Ces dictées ont été réalisées à la fin des deux mois d'utilisation au domicile.

III. RESULTATS

Parmi les 24 patients recrutés, 13 ont été exclus avant la période d'apprentissage: 5 avaient des troubles visuels incompatibles avec l'utilisation de la synthèse vocale Dialo®, 7 préféraient utiliser un ordinateur et 1 jugeait l'appareil trop lourd. Un patient a interrompu l'étude au cours des deux mois d'essais au domicile parce qu'il avait trop de difficultés à se servir de l'appareil. Les caractéristiques cliniques de ces 14 patients figurent dans le Tableau II.

TABLEAU II
Caractéristiques cliniques des 13 patients exclus et du patient n'ayant pas terminé l'étude

Patients	Sexe	Age	Pathologie	Critères d'exclusion	Mode d'accès
5	M	19	TC	Arrêt durant l'étude	Clavier
12	M	36	AVC	Troubles visuels	Clavier
13	F	67	Tumeur cérébrale	Troubles visuels	Clavier
14	F	25	SEP	Troubles visuels	Clavier
15	F	72	SLA	Troubles visuels	Clavier
16	M	61	SLA	Troubles visuels	Clavier
17	M	30	TC	Refus (préfère utiliser un ordinateur)	Contacteur
18	M	28	IMC	Refus (préfère utiliser un ordinateur)	Contacteur
19	M	63	SLA	Refus (préfère utiliser un ordinateur)	Contacteur
20	F	69	SLA	Refus (préfère utiliser un ordinateur)	Clavier
21	M	24	IMC	Refus (préfère utiliser un ordinateur)	Contacteur
22	M	43	SLA	Refus (préfère utiliser un ordinateur)	Contacteur
23	M	61	SLA	Refus (préfère utiliser un ordinateur)	Contacteur
24	F	19	IMC	Refus (poids de l'appareil)	Clavier

Légende : TC = traumatisé crânien ; AVC = accident vasculaire cérébral ; SEP = sclérose en plaques ; SLA = sclérose latérale amyotrophique ; IMC = Infirmité motrice cérébrale

Les 10 patients analysés avaient un âge moyen de 32 ±21 ans (entre 9 et 66 ans). Parmi eux, 7 étaient des femmes. Cinq patients avaient des séquelles d'infirmité motrice cérébrale, 3 patients avaient une sclérose latérale amyotrophique, 1 patient des séquelles d'anoxie cérébrale et 1 présentait un locked-in syndrome incomplet. Tous accédaient directement au clavier. Les caractéristiques cliniques de ces 10 patients figurent dans le tableau III.

La satisfaction globale envers la synthèse était excellente sur la QUEST (3,4 +/-1 sur 5). Le niveau de satisfaction au terme de la période d'apprentissage ne permettait pas de prévoir le niveau d'utilisation réelle de l'appareil dans les deux mois suivants. (Fig. 1)

TABLEAU III
Caractéristiques cliniques des 10 patients inclus ayant terminé l'étude

Patients	Sexe	Age	Pathologie	Mode d'accès
1	F	42	Anoxie cérébrale	Clavier
2	M	32	LIS(i)	Clavier
3	F	13	IMC	Clavier
4	M	12	IMC	Clavier
6	F	57	SLA	Clavier
7	F	50	SLA	Clavier
8	M	66	SLA	Clavier
9	F	31	IMC	Clavier
10	F	9	IMC	Clavier
11	F	9	IMC	Clavier

Légende : LIS(i) = locked in syndrome incomplet ; SLA = sclérose latérale amyotrophique ; IMC = Infirmité motrice cérébrale

Fig. 1 : Niveau de satisfaction des utilisateurs, évaluée sur la QUEST, avant et après les 2 mois d'utilisation

L'utilisation réelle de la synthèse au domicile était hétérogène mais 6 patients sur 10 l'utilisaient de façon très régulière (plus de 15 000 caractères entrés en deux mois). L'utilisation réelle de la fonction de prédiction était également hétérogène mais seulement 4 l'utilisaient régulièrement (plus de 300 touches de prédiction utilisées). Ces résultats sont représentés sur les figures 2 et 3.

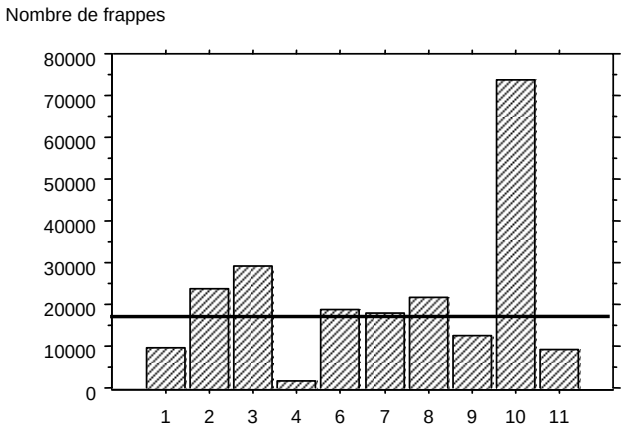


Fig. 2 : Nombre de frappes réalisées par les utilisateurs durant les 2 mois d'utilisation sur le lieu de vie

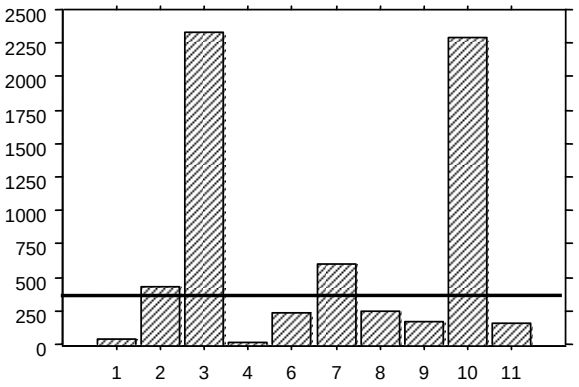


Fig. 3 : Nombre de fois où la prédiction de mots a été employée par les utilisateurs durant les 2 mois d'utilisation sur le lieu de vie

La vitesse de production d'un texte avec et sans la fonction de prédiction a été évaluée à la fin des deux mois. La durée des dictées n'était pas significativement modifiée lors de l'utilisation de cette fonction :

- Dictée imposée : 519±238 sec (196-989 sec) avec la prédiction, versus 499±221 sec (185-913 sec) sans la prédiction (Wilcoxon test, p=0.269). Six des 10 patients avaient des résultats moins bons lors de l'utilisation de cette fonction.

- Dictée sur mesure : 418±140 sec (188-595 sec) avec, versus 453±158 sec (170-655 sec) sans la prédiction (Wilcoxon test, p=0.241). Quatre des dix patients étaient moins rapides lors de l'utilisation de cette fonction.

IV. Discussion et conclusion

La première remarque que nous pouvons faire sur cette étude est qu'une synthèse vocale dédiée n'est pas systématiquement appréciée des utilisateurs. En effet, 7 personnes sur les 24 recrutées, préfèrent utiliser l'ordinateur comme moyen de communication. Nous nous apercevons également que 4 de ces personnes souffrent d'une sclérose latérale amyotrophique et que 6 d'entre elles n'ont pas accès au pointage, et utilisent, comme interface, un contacteur pour gérer le défilement. Malgré l'encombrement d'un système informatique et sa « non transportabilité », ces utilisateurs privilégient un système de communication plus performant et ouvert vers l'extérieur avec entre autre l'apport du réseau internet. Nous pouvons également penser qu'ils jugent un système informatique d'une meilleure utilisabilité qu'une synthèse dédiée, et ceci principalement lorsqu'il s'agit de l'utiliser en défilement (tous les patients inclus dans l'étude ont utilisé la synthèse vocale au clavier). Une réflexion intéressante ressort de ces résultats : la rapidité d'interaction avec un outil de communication est peut être, pour l'utilisateur, un critère de choix plus important que sa transportabilité. Cela mérite d'être évalué dans une autre étude afin d'optimiser notre conseil et nos préconisations de ce type d'aide technique.

Comme ce qui a pu être retrouvé lors des différentes études réalisées lors d'une tâche d'écriture sur ordinateur, la prédiction de mots dans une situation de communication sur synthèse vocale dédiée ne fait pas systématiquement gagner du temps [6]. Aucune corrélation n'a été retrouvée entre la pathologie de l'utilisateur et l'amélioration de la vitesse d'écriture en utilisant une prédiction de mots. Comme l'a décrit l'équipe d'Hortsmann [4], et que l'on retrouve dans cette situation, la prédiction de mots augmente la charge cognitive nécessaire pour délivrer un message écrit. Cela est d'autant plus vrai pour des personnes ayant des troubles perceptifs et/ou oculomoteurs. Il leur est alors difficile de se désengager du clavier pour aller repérer à l'écran si le mot qu'elles souhaitent écrire se trouve bien dans la liste proposée, et s'il n'y est pas, retrouver la lettre à taper sur le clavier. Ainsi, pour des utilisateurs ayant des difficultés cognitives ou perceptuelles, il est essentiel de réaliser une

évaluation en situation de communication, car certains de ces troubles peuvent passer inaperçus lors de la passation de la BEC 96. Cela montre donc qu'une évaluation théorique, réalisée en simulation par le biais d'un ordinateur, n'est pas suffisante pour apprécier l'utilisabilité et l'efficience d'une prédiction de mots dans une tâche de communication. Il est primordial de réaliser une évaluation se rapprochant le plus possible des conditions d'utilisations auprès des utilisateurs cibles de ce type d'aide technique afin de valider son efficacité et le gain que cette aide à la communication peut apporter.

Enfin, certains patients inclus dans cette étude ont exprimé dans la QUEST un bon niveau de satisfaction concernant l'usage d'une prédiction de mots en fin de période d'apprentissage, mais n'ont pratiquement pas utilisé cette fonction au domicile. L'évaluation au terme des 2 mois d'utilisation au domicile montre une satisfaction moins forte. Ces personnes ont donc, au départ, été séduites par cette solution mais se sont aperçues à l'usage que cela ne leur rendait pas toujours service. Ainsi, et pour conclure, il est fondamental de pouvoir évaluer ce type d'aide à la communication en situation de vie afin de valider l'usage de la prédiction de mots.

RÉFÉRENCES

[1] Ménier G., Poirier F , « Système adaptatif de prédiction de texte », TALN 2001 Tours, juillet 2001.

[2] Boissière Ph., Dours D., « VITIPI : Comment un système d'assistance à l'écriture pour les personnes handicapées peut offrir des propriétés intéressantes pour le TALN ? » TALN 2001 Tours, juillet 2001, pp. 183-192

[3] Schadle I., Le Pévédic B., Antoine J-Y., Poirier F., « SibyLettre : Système de prédiction de lettre pour l'aide à la saisie de texte », TALN 2001 Tours, juillet 2001.

[4] Horstmann Koester H., Levine S.P., « Modeling the speed of text Entry with a Word Prediction Interface », IEEE Transactions on rehabilitation engineering, Vol. 2, N°3, Septembre 1994.

[5] Anson D., « The effect of word prediction on typing speed », The American journal of Occupational Therapy, Novembre 1993, Vol. 47, N°11.

[6] Niemeijer D., « In memoriam of Christian Bérard: Striving for effort reduction through on-screen keyboard word prediction », Assistive technology : from virtuality to reality - 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE 2005), Lille, France,. A Pruski, H Knops (Eds.), IOS Press, ISBN 1-58603-543-6,

[7] Demers L, Weiss-Lambrou R, Ska B: « Item analysis of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST) » J Rehabil Outcomes Meas. 3 (4) 42-52; 1999.

[8] Biard N., Dumas C., Laffont I., « Evaluation de la prédiction de mots lors de l'utilisation d'une synthèse vocale », Conférence ISAAC, Dijon, février 2006

[9] Cantegrit B., Toulotte J-M., « Réflexions sur l'aide à la communication des personnes présentant un handicap moteur »,TALN 2001, Tours, juillet 2001.

[10] Montani C. et al, « Scoring and validation of the Clock Face Test » in psychometric assessment of elderly subjects. Encephale. 1997; 23(3):194-9.

[11] Bérard Ch., « Clavier-écran : concevoir avec les utilisateurs», Handicap 2004, Paris le 17 & 18 Juin 2004, pp. 83-88.

Proposition d'un cadre méthodologique d'évaluation des systèmes d'assistance à la saisie de textes : Applications aux systèmes Sibylle et VITIPI

Philippe Boissière, Igor Schadle[1]
Université Paul Sabatier IRIT, 118, Route de Narbonne, 31062 Toulouse Cedex 9, France
{boissier,schadle}@irit.fr

Résumé : **Après un rappel sur les besoins des systèmes d'aide à la saisie de texte pour les personnes handicapées, cet article pose le problème de leur évaluation. En effet, si plusieurs de ces systèmes existent au niveau de la recherche, tous sont évalués dans des cadres, sur des textes et avec des métriques différentes. C'est pourquoi, après un bref passage en revue des systèmes existants, nous proposons une méthodologie et un cadre d'évaluation commun pour de tels systèmes. Cette évaluation se base sur une métrique facile à calculer et à interpréter, un recueil de textes « écologiques » (i.e. écrits par une personne handicapée), et un protocole d'évaluation. Cette méthodologie est ensuite appliquée à deux de ces systèmes : VITIPI et Sibylle. Cet article se termine sur les suites à donner à cette méthodologie et sur les apports de ce cadre commun aux deux systèmes VITIPI et Sibylle.**

I. INTRODUCTION

Le cadre dans lequel va se situer notre article est celui de l'assistance à l'écriture pour les personnes handicapées. Certaines d'entre elles ne peuvent pas utiliser le clavier ordinaire, et sont obligées d'avoir recours à des dispositifs spécialisés qui peuvent être une adaptation de matériels (claviers élargis, guides doigt), ou des programmes spécialisés qui simulent le fonctionnement du clavier à l'écran [29]. Selon les capacités motrices de la personne, la sélection de la touche se fera par un dispositif de pointage piloté par un système plus ou moins complexe (souris ordinaire, track ball, joystick, suivi du regard). Si elle ne peut pas utiliser de dispositif de pointage, il lui restera la possibilité d'utiliser un système à défilement. Dans ce cas, les lettres vont s'afficher l'une après l'autre, et quand la lettre désirée est mise en saillance, l'utilisateur appuie sur un contacteur pour sélectionner la lettre. Il existe différentes méthodes de balayage plus ou moins optimisées [9]. Il va de soi que quel que soit le moyen d'écriture utilisé par la personne handicapée, sa vitesse d'écriture restera très lente et il sera nécessaire d'utiliser des systèmes d'aide à la saisie de textes pour compenser en partie cette lenteur et prévenir une fatigue musculaire et/ou oculaire dans le cas des maladies neuromusculaires [1], [2], [30].

Les systèmes d'aide à la saisie de textes sont nombreux et doivent être évalués. Or cette évaluation pose des questions méthodologiques que nous exposerons. Nous présenterons une typologie de ces systèmes et décrirons les deux systèmes proposés à l'évaluation : Sibylle et VITIPI. Nous proposerons ensuite une méthodologie d'évaluation que nous appliquerons à ces deux systèmes.

II. PROBLÉMATIQUE DE L'ÉVALUATION DES SYSTÈMES D'ASSISTANCE À LA SAISIE.

Les systèmes d'aide à la saisie de textes sont relativement nombreux. Nous en citerons quelques-uns dans le paragraphe suivant. Leurs performances sont variables. Evalués le plus souvent par les concepteurs eux-mêmes, ils sont fonction de plusieurs paramètres.

Le premier d'entre eux concerne le type de textes utilisés pour mesurer les performances. Les tests peuvent être effectués sur des textes totalement hétéroclites. Certains utilisent des textes de *Time Magasine* [13], du British National Corpus [28], *Le Livre de la Jungle* de R. Kipling [16], des recueils de prévisions météorologiques [5] ou sur des articles du journal Le Monde [22]. Tous ces corpus représentent des volumes de textes relativement volumineux. Par conséquent, les résultats sont fiables sur un plan quantitatif, mais ces corpus sont-ils représentatifs des écrits réellement produits par les personnes handicapées auxquels ces systèmes s'adressent ?

Le deuxième paramètre concerne la métrique utilisée pour mesurer la performance du système. Le gain de saisie peut se mesurer par l'entropie en comptant le nombre de caractères par bit [32]. On peut également estimer le nombre de mots écrits par minute de façon théorique [27], de façon empirique par estimation de paramètres [28], ou par des tests effectués auprès d'utilisateurs [30], [31]. D'autres auteurs préfèrent calculer le gain de caractères économisés pour 100 caractères écrits [1] ou le pourcentage de lettres écrites par le système [33], [6], [8]. [27] propose une métrique pour déterminer le taux d'erreurs, nous la détaillerons dans le chapitre V.

[1] Pendant son post-doctorat à l'IRIT

L'applicabilité de ces diverses métriques rend par conséquent difficilement comparable les systèmes d'assistance à la saisie de textes entre eux. En effet, il est difficile pour une personne handicapée de se représenter l'économie de x bits par seconde. Une autre limite concerne la vitesse de saisie dépendante de l'interface de présentation des items prédits. De plus [31] ont montré que ce paramètre n'est pas significatif de la difficulté de saisie pour les personnes handicapées motrices. Comme dans le cadre du programme TECHNOLANGUE[2] pour les outils du TALN (Traitement Automatique du Langage Naturel) la question se pose de définir un cadre méthodologique de référence adapté à l'évaluation des systèmes de prédiction.

Le troisième paramètre à considérer est celui de l'Interaction Homme Machine (IHM). Comment celle-ci est elle conçue ? Va-t-elle demander à l'utilisateur de lui proposer des abréviations [20], [28] ? Va-t-elle lui renvoyer des listes de mots [2] ou ne proposera-t-elle qu'une suite de caractères [4] ? D'autres caractéristiques sont aussi à prendre en compte : le système prédit-il les mots de façon isolée ou tient-il compte des mots qui précèdent ? Corrige-t-il les fautes de frappes, d'orthographe ? Fonctionne-t-il indépendamment du traitement de textes ? etc. Les lecteurs trouveront une liste de ces caractéristiques dans [8].

L'évaluation des systèmes d'aide à la saisie soulève au moins deux types de problèmes. Le premier, est le choix d'une base de textes unique sur laquelle tous les systèmes d'une langue donnée pourront être évalués. À cette base de textes pourra être associée une base de connaissance lexicale ayant une couverture linguistique plus ou moins représentative. Cette Base de Connaissances (BdC) est composé d'un lexique et de règles d'attributs syntaxiques voire même de traits sémantiques selon les systèmes. Si pour une application finalisée le lexique peut être réduit, en revanche, le nombre de contraintes entre chacun de ses mots peut devenir combinatoire et difficile à maîtriser. Le second consiste à déterminer une métrique permettant de mesurer objectivement le rendement de tous les systèmes qui puisse être compréhensible par les utilisateurs.

L'objectif de cette publication est de proposer un cadre commun d'évaluation pour les systèmes d'assistance à la saisie. Nous appliquerons cette méthode aux systèmes Sibylle [22], [24] et VITIPI [3], [4]. Regardons à présent un bref aperçu des systèmes existants.

[2] http://www.technolangue.net/

III. Typologie des systèmes existants

D'un point de vue de la prédiction des mots, les systèmes d'aide à la saisie peuvent se répartir en deux classes : Les systèmes *descendants* et les systèmes *ascendants*.

Dans les systèmes *descendants*, le linguiste élabore manuellement une BdC à partir des règles grammaticales connues de façon explicite. On peut citer les systèmes comme Kombe [11], [21] pour une discussion entre le médecin et le patient, Illico [17], [18], HandiAs [12], [14], [15].

À l'opposé, les systèmes *ascendants* sont fondés sur l'hypothèse que les règles de grammaire sont implicitement encodées dans le texte. Pour les générer automatiquement, le système analyse de grosses quantités de textes. Parmi eux, on peut citer les systèmes Sibylle [22] et VITIPI [3] et [4]. La limite de cette approche est que ces systèmes sont très dépendants des tailles des corpus de textes soumis pour l'apprentissage et peuvent être également trop spécifiques de l'usage de la langue pour un utilisateur déterminé.

L'évaluation des systèmes ne peut porter que sur les domaines pour lesquels une BdC a pu être construite (modélisée). Ceci rend difficile les comparaisons inter-systèmes, difficiles en raison de leur dépendance vis a vis des connaissances linguistiques modélisées. Une autre contrainte est la modalité de la communication engendrée : communication textuelle, saisie de texte, Short Message Service (SMS) etc.

Ces deux facteurs imposent que les BdC doivent être adaptées à la situation et à la modalité de communication.

IV. Description des systèmes de l'étude

A. *Le système Sibylle*

Sibylle a été conçu en collaboration avec le CMRRF de Kerpape pour des personnes IMOC (Infirme Moteur d'Origine Cérébrale) utilisant un bouton poussoir comme interface d'accès à l'ordinateur [24]. L'interface de l'application présente principalement une zone d'édition de texte un clavier de lettres et une liste de mots (figure 1).

Figure 1 : Interface principale de Sibylle.

L'originalité de Sibylle est de présenter à la fois une liste de mots et un clavier de lettres dynamiques [23]. En ce qui concerne la prédiction de mot, Sibylle utilise un modèle de

langage statistique intégrant la notion de *chunks* [25]. C'est ce module, seul, que nous évaluerons dans le cadre de cet article.

B. Le système VITIPI

VITIPI est un système d'assistance à la saisie de textes. Il repose sur un modèle de prédiction de parties de mots qui les affiche dès qu'il n'y a plus d'ambiguïté lexicale. VITIPI prend en compte les fautes de frappes, certaines fautes d'orthographe au fur et à mesure de la saisie, ainsi que des mots n'appartenant pas à son vocabulaire de base tout en continuant de prédire des lettres.

VITIPI ne possède aucune information syntactico-sémantique. Il utilise un modèle assimilable à des n-grammes, sans probabilité, représenté sous la forme d'un transducteur unique qui permet à la fois d'afficher automatiquement les lettres en fonction d'un lexique donné, et de gérer l'enchaînement des mots. Ce transducteur et son lexique associé constituent la BdC du système. L'utilisateur a la possibilité de définir sa propre BdC à partir de textes déjà écrits ; celle-ci se génère automatiquement. Le système VITIPI fonctionne, soit avec une BdC vide, soit avec le lexique des mots les plus courants de la langue française extraits de N. Catach [10]. Un lexique où figure 5 930 mots permet de prédire 26 % de lettres.

C. Caractéristique des systèmes

Un modèle de comparaison basé sur des caractéristiques des différents systèmes a été proposé par Ph. Boissière [5], [8] pour évaluer les systèmes d'aides à la saisie. Les Tableaux 1 et 2 reprennent la plupart de celles-ci en séparant les caractères propres à l'IHM et au TALN.

Caractéristiques IHM	Sibylle	VITIPI
Méthodes d'abréviations	NON	NON
Présentation de liste de mots	OUI	option
Complétion automatique du mot sans présentation de liste	NON	OUI
Indépendance du traitement de textes	NON	OUI

Tableau 1 : Comparaison des caractéristiques IHM de Sibylle et VITIPI.

Caractéristiques TALN	Sibylle	VITIPI
Insertion automatique d'espace	OUI	OUI
Majuscule automatique en début de phrase	OUI	OUI
Accentuation automatique	NON	NON
Prise en compte des fautes de frappe à la saisie	NON	OUI
Prise en compte des fautes d'orthographe à la saisie	NON	OUI option
Fonctionnement en mots isolés	OUI	OUI option
Fonctionnement avec segments de phrases	OUI	OUI
Prise en compte de nouvelles entités	OUI	OUI
Mise à jour immédiate de la BdC	OUI	OUI
Génération automatique de la BdC pour une langue donnée	NON	OUI

Tableau 2 : Comparaison des caractéristiques TALN de Sibylle et VITIPI.

Nous constatons au travers de la description des capacités de ces deux systèmes des fonctionnalités différentes. L'objectif d'une méthodologie d'évaluation est de tenir compte de ces différences fonctionnelles et linguistiques.

V. Méthodologie d'évaluation

La méthodologie d'évaluation que nous proposons est principalement axée sur une évaluation linguistique. Notre objectif est de quantifier de façon la plus objective possible les performances du système de prédiction en mots. Pour cela, nous définirons une métrique. Nous décrirons ensuite les caractéristiques des corpus textuels employés pour comparer les deux systèmes. Nous expliquerons enfin le protocole utilisé.

A. La métrique utilisée

Pour calculer son taux d'erreur, Soukoreff [27] raisonne ainsi : Lorsque l'utilisateur s'aperçoit qu'il fait une erreur, il revient en arrière pour l'effacer, puis frappe la lettre correcte. Pour chaque erreur, cela fait deux caractères saisis en plus qui ne vont pas apparaître en sortie. En conséquence, le nombre de caractères réellement tapés par l'utilisateur (*Flux d'entrée*) sera supérieur ou égal au nombre de caractères affichés (*Flux de sortie*). Soukoreff [27], définit le KSPC (KeyStroke Per Characters) par :

$$KSPC = \frac{Flux.d'entrée}{Flux.de.sortie} \quad [1]$$

L'objectif d'un système de prédiction, c'est que le message écrit par l'utilisateur (flux d'entrée) doit être plus court que celui qui s'affiche (flux de sortie). Or, l'équation [1] indique en fait le pourcentage de lettres écrites par l'utilisateur. Pour connaître le rendement du système ou taux d'économie de saisies il suffit donc de prendre le complément de [1]. Nous obtenons ainsi la métrique suivante :

$$KSPC = 1 - \frac{Nb\ car.saisis + Nb\ touches\ de\ fonction}{Nb\ car.du\ texte} \quad [2]$$

avec :

Nb car. saisis: Nombre de caractères saisis par l'utilisateur ;

Nb touches de fonctions: Nombre de fois où une touche de fonction a été tapée. Une touche de fonction peut être une touche de correction (par exemple, pour une proposition erronée dans VITIPI) ou une touche correspondant à un mot de la liste de mots dans Sibylle (à une liste de X mots sera associée X touches de fonction) ;

Nb car. du texte: Nombre total de caractères du texte.

C'est cette équation [2] que nous nous réfèrerons pour la suite du texte.

En considérant que l'utilisateur ne fera qu'une *sélection* par caractère et par touche de fonction, ce taux exprime le taux d'économie de saisie. Il vaudra 0 % dans le cas d'une saisie sans système de prédiction et 100 % si le texte est entièrement prédit sans aucune saisie. Cette métrique a pour avantage d'être indépendante de l'interface utilisateur. Elle peut s'appliquer à tous les systèmes et à toutes les langues. Elle est plus facilement interprétable pour un utilisateur (pas forcément informaticien ou ergothérapeute) que le nombre de caractères par bit ou l'entropie, plus communément utilisée pour les claviers logiciels.

Au-delà de cette proposition du taux de rendement, nous proposons de prendre en compte l'activité même de saisie des personnes handicapées. Celle-ci peut concerner aussi bien une rédaction formelle d'un article scientifique ou une communication textuelle avec un style plus relâché (courriels, communication MSN qui a son propre style de langage par exemple, etc.).

B. Le recueil de textes

Nous avons tenu à ce que notre évaluation soit la plus « *écologique* » possible, c'est-à-dire la plus proche d'une situation réellement rencontrée par une personne handicapée. Pour cela nous avons constitué un corpus de textes (courriels) écrits par une personne handicapée. Celle-ci est âgée d'une quarantaine d'années ; elle a une Infirmité Motrice Cérébrale, sans trouble de l'écriture, et dispose d'un niveau d'étude universitaire. Ce corpus est constitué de 205 courriels issus de sa correspondance personnelle, soit : 1 400 phrases composées de 19 640 mots produisant un vocabulaire de 2 712 mots. Le nombre total de caractères est de 106 813. Ce corpus a été scindé en vingt-six sous-corpus d'à peu près égale taille pour permettre de tester les capacités d'apprentissage des systèmes avec l'évolution du taux d'économie de saisie au cours de ces vingt-six sous corpus. Chaque sous corpus contient 7,8 messages en moyenne, ce qui correspond à environ 4 100 caractères. Tous les noms propres ont été changés afin de rendre ce corpus anonyme et utilisable par d'autres. Nous avons ensuite procédé à la suppression des entêtes et des signatures des courriels. Puis nous avons effectué des corrections comme les erreurs de frappe sur les espaces (doublons, espace avant une virgule, etc.). Dans le même ordre idée, nous avons également corrigé des fautes d'orthographe comme « je souhaiterai**t** ». Par contre, nous avons conservé tout ce qui concerne les usages propres à l'utilisateur comme la mise en relief avec des lettres capitales, l'utilisation de *smiles* : -), de mots comme @+ (à plus tard) ou encore l'usage de répétition de points d'exclamations ou d'interrogations.

Notre objectif est de mesurer la qualité du modèle à prédire et non à reproduire des fautes. Comme le mentionne [23] l'utilisation de système d'aide réduit le nombre de fautes de frappes : le système VITIPI [3] corrige en moyenne 72% de fautes.

C. Procédé d'apprentissage

Le premier des 26 sous corpus a été testé avec la BdC initiale propre à chacun des deux systèmes d'étude. Chaque BdC a ensuite été enrichie à partir des textes de ce premier sous corpus. Celles-ci sont ensuite utilisées pour simuler la saisie du deuxième sous corpus, qui lui-même enrichira les versions ultérieures des BdC. Ce procédé d'apprentissage sera reproduit jusqu'au 26èmesous corpus. Nous réalisons ainsi un apprentissage incrémental.

VI. RÉSULTATS

Nous allons discuter des résultats obtenus selon deux paramètres : la taille d'apprentissage des corpus et les modèles n-grammes. La Figure 2 et la Figure 4 présentent respectivement les résultats des deux systèmes étudiés (VITIPI et Sibylle) : le taux d'économie de saisies est en ordonnées et les sous corpus en abscisses.

A. Évaluation de VITIPI

Le graphique (Figure 2) donne les résultats en pourcentage de prédiction de l'évaluation de VITIPI dans trois conditions d'expérimentation différentes : sans lexique initial et sans tenir compte des mots précédents (cas des unigrammes, *N=1 –Lexique*), sans lexique initial mais en tenant compte des deux mots précédents (cas tri-grammes *N=3 – Lexique*) et enfin avec lexique (cas tri-grammes *N=3 + Lexique*). On observe qu'au début pour les premiers sous corpus, le lexique apporte une aide intéressante. Plus le nombre de messages augmente, plus le système *apprend* le vocabulaire propre à l'utilisateur. Dans les derniers sous corpus, le rôle du lexique n'a plus d'importance. Par contre, la prise en compte des mots précédents permet d'augmenter le rendement (près de 14 %). Rappelons que le système VITIPI ne propose pas une liste de mots contrairement au système Sibylle.

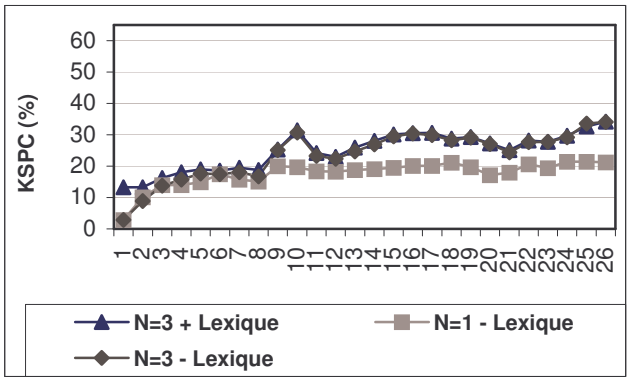


Figure 2 : Résultats de VITIPI

On retrouve des résultats analogues dans la Figure 3 où nous avons fait figurer sur l'axe des ordonnées, à la fois le taux de prédiction du système pour les tri-grammes (avec ou sans lexique) et le pourcentage de mots nouveaux rencontrés pour chaque sous corpus. Le nombre de mots nouveaux décroît jusqu'à 3 % pour les tests faits avec le vocabulaire de base (6 % sans ce vocabulaire) : ceci montre l'effet de l'apprentissage du système à l'utilisateur.

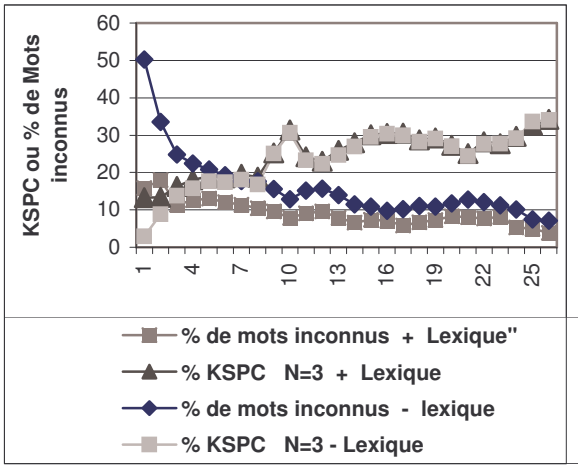


Figure 3 : Pourcentage des mots nouveaux dans chaque sous-corpus

B. *Évaluation de Sibylle*

Nous avons voulu évaluer les performances du système Sibylle en les comparant à trois modèles de référence en modélisation statistique du langage. Ces modèles sont le tri-gramme, le bi-gramme et l'uni-gramme qui prennent respectivement en compte les deux derniers mots, le dernier mot et aucun mot. Le graphique (Figure 4) permet de comparer le taux de rendement de Sibylle (en haut sur le graphique,) avec ces trois modèles de référence. À l'inverse de Sibylle (qui possède des connaissances grammaticales), ces modèles ne bénéficient cependant pas d'un apprentissage préliminaire. Pour ces quatre séries, nous avons considéré la présentation d'une liste de cinq mots. Les taux d'économie de saisies (KSPC) sont très proches pour le bi-gramme et le tri-gramme (quasi-confondues sur la Figure 4). Ce résultat s'explique compte tenu de la taille du corpus : le tri-gramme n'apporte un réel bénéfice qu'à partir de centaines de milliers de mots.

Quel que soit le modèle n-gramme, on constate l'intérêt de l'apprentissage. Par exemple, le système Sibylle démarre à un taux de rendement avoisinant les 50 %, augmente régulièrement pour terminer à un taux supérieur à 60 %. Enfin si le modèle bi-gramme et tri-gramme (qui n'ont pas de connaissances initiales) semblent rattraper le système Sibylle au début, l'écart se maintient constant autour de 7 % à partir du sous-corpus 9.

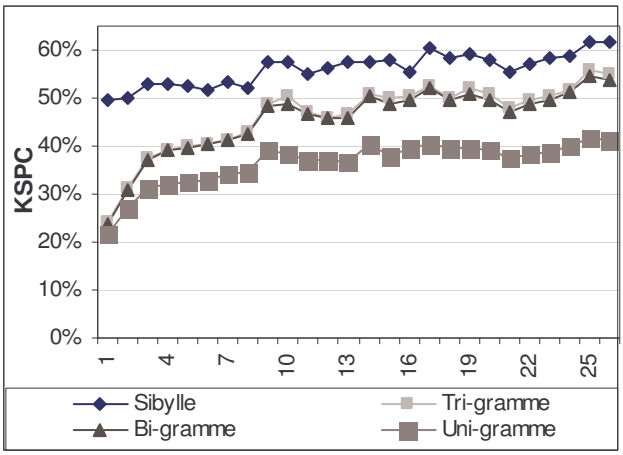


Figure 4 : Résultats de Sibylle

Nous avons ensuite testé l'effet de la taille de la liste de mots. Le système Sibylle a été évalué avec trois tailles différentes : des listes de 1, 5 et 10 mots. Les résultats (Figure 5) montrent que l'écart entre une liste de 1 mot et 5 mots, est de l'ordre de 12 à 13 % ; cet écart est cependant moindre (environ 4 %). entre les listes de 5 à 10 mots. Ces résultats pourront être analysés de façon plus fine par la mise en œuvre d'un protocole centré sur l'évaluation de l'interface homme machine. En effet, même si la charge cognitive s'accroît quand on passe d'une liste de 1 à 5 mots, la présentation d'une liste à 5 mots peut être envisageable vu le gain apporté. A contrario, le gain relativement faible apporté par le passage de 5 à 10 mots risque de ne pas contrebalancer le surcoût de charge cognitive

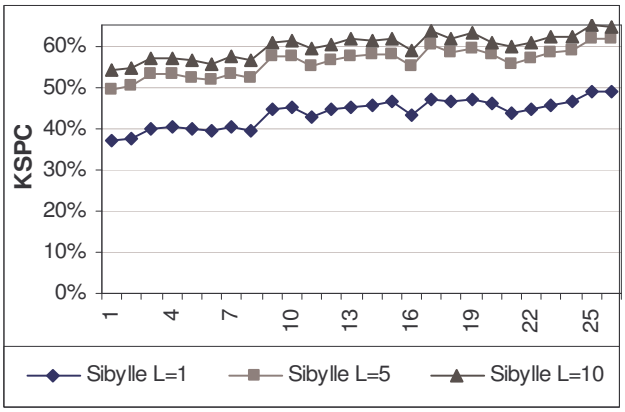


Figure 5: Influence du nombre de mots proposés par Sibylle sur le taux d'économie

VII. CONCLUSION

Cet article poursuit les travaux initiés par [5] sur la proposition d'un cadre d'évaluation commun aux systèmes d'aide à la saisie de texte. Pour ce qui concerne la partie purement informatique, ces systèmes reposent sur deux modules distincts d'importance égale.

- Le module qui assure la prédiction des mots, et éventuellement des phrases. Cette partie relève du TALN ;
- Le module qui assure la présentation des propositions et assure l'interface entre l'utilisateur et le système, c'est la partie IHM.

Cependant, nous pensons qu'il existe un troisième niveau dépendant du mode d'accès à l'ordinateur (souris, bouton poussoir, guide doigt, etc.) et du degré de liberté qu'il permet. Ici s'arrête les compétences de l'informaticien, là commencent celle de l'ergothérapeute qui doit assurer le lien entre l'outil informatique – aussi adapté soit-il –, et les capacités motrices et cognitives de l'utilisateur. La conception de l'interface du clavier virtuel est étroitement liée à cette modalité et deux systèmes ne peuvent être comparés sans prendre en compte cet aspect.

Cet article s'est plus précisément intéressé à l'évaluation du module linguistique. Nous avons proposé une métrique dont le but est d'être générale (applicable à tout système), indépendante de l'interface et *facilement* interprétable. Celle-ci a été appliquée à l'évaluation de deux systèmes d'assistance à la saisie. Ainsi, ce cadre commun a nécessité au système Sibylle une évolution de son modèle de langage pour permettre un apprentissage « *rapide* » des données utilisateur (le système avait été évalué uniquement sur un gros corpus du journal Le Monde). De même, cette évaluation commune incite à introduire des connaissances de niveau supérieur pour VITIPI.

Parallèlement, nous avons utilisé un corpus de test représentatif d'une situation de communication correspondant à des besoins de sujets handicapés, comme on peut en rencontrer en situation réelle[3].

Nous souhaitons poursuivre ce travail de définition d'un cadre méthodologique d'évaluation des systèmes de prédiction en invitant les concepteurs francophones à se joindre à ce travail. Nous envisageons également de recueillir des

[3] (http://www.irit.fr/chatcom/Questionnaire.html)

corpus relatifs à d'autres situations de communication (communication textuelle, rédaction libre, etc.). Le corpus utilisé est relativement exempt de *grosses erreurs linguistiques*, même si nous avons apporté quelques corrections typographiques et orthographiques. Concernant les perspectives au niveau de la partie TALN, nous aimerions tester les différents modules de prédiction avec des productions fortement agrammaticales provenant de sujets dyslexiques ou aphasiques. Pour la partie interface Homme-Machine, l'évaluation est beaucoup plus difficile à réaliser du fait de la très grande variabilité inter et intra handicap. Ce qui peut être utilisable pour un individu peut très bien se révéler inutilisable pour un autre, même s'ils ont à peu près la même pathologie. Seule une observation « in vivo », sur le terrain avec les aménagements indispensables dont la personne a besoin, permet de valider ou pas l'utilisabilité d'une interface pour une personne donnée. Pour ce faire, la plate forme E-Assiste [19] conçue à l'IRIT se révèle être un outil très efficace pour ce type d'évaluation.

VIII. REMERCIEMENTS

Merci à Nadine Vigouroux et à Frédéric Vella pour avoir relu cet article et pour leurs suggestions.

IX. BIBLIOGRAPHIE

[1] Berard C. Clavier-écran : concevoir avec les utilisateurs. IFRATH Handicap 2004, Paris, 17-18 Juin 2004, pp. 83-88.

[2] Berard C., Neimeijer D. Evaluating effort reduction through different word prediction systems. IEEESMC, La Haye 2004 0-7803-8566-7/04/S20, 00.

[3] Boissière, P., Dours, D. VITIPI : Versatile Interpretation of Text Input by Persons with Impairments. 5th International Conference on Computers for Handicapped Persons, Linz July 1996, pp.165-172.

[4] Boissière, P., Dours, D. Un système d'aide à l'écriture basé sur un principe d'auto apprentissage et adapté à tous les handicaps moteurs. Handicap 2000, IFRATH, Paris, Juin 2000, pp. 81-86.

[5] Boissière Ph., Dours D. Vers un modèle d'aide à l'évaluation de systèmes d'assistance à l'écriture : application à VITIPI. Handicap 2002, IFRATH, Paris, Juin 2002, pp. 159-164.

[6] Boissière Ph., Dours D. A Proposal of an Evaluation Framework for Writing Assistance Systems: Application to VITIPI. Proceedings of the 8th International Conference, ICCHP'2002, Linz, Austria, July 2002. (LNCS 2398), pp 276-278.

[7] Boissière Ph., Dours D. Preliminary results about VITIPI evaluation efficiency. 7th ERCIM Workshop "User Interfaces for All", Special Theme: "Universal Access", Chantilly. ERCIM – INRIA, 24 – 25 octobre 2002, pp. 187-188.

[8] Boissière Ph., Dours D. An evaluation framework for writing assistance systems: Application to VITIPI ». Modelling, Mesurement & Control, Série C, (bioenginaring). (AMSE) pp. 119 –128.

[9] Cantegrit, B., Toulotte, J.-M. Réflexions sur l'aide à la communication des personnes présentant un handicap moteur. Atelier Thématique TALN 2001, Tours, 2-5 Juillet 2001, pp. 193-202.

[10] Catach N., Les listes orthographiques de base du Français (LOB). Nathan 1984.

[11] Guenthner, F., Krüger-Thielmann, K., Pasero, R. and Sabatier, P. Communication aids for handicapped persons. In 2nd European conference on the advancement of rehabilitation technology, ECART'93 Stockholm May 1993.

[12] Le Pévédic, B. Prédiction Morphosyntaxique évolutive dans un système d'aide à la saisie de textes pour des personnes handicapées physiques. Thèse de Doctorat IRIN, 1997.

[13] Lesher, G. W., Moulton, B. J., Higginbotham, D. J. Effects of n-gram order and training text size on word prediction. In Proceedings of the RESNA '99 Annual Conference, Arlington, VA: RESNA Press, pp. 52-54.

[14] Maurel, D., Fourche., B., Briffault. HandiAS : Aider la communication en facilitant la saisie rapide de textes. In IFRATH Handicap 2000, Paris 15-16 Juin 2000, pp. 87-92.

[15] Maurel, D., Rossi, N., Thibault, R. Handias : un système multilingue pour l'aide à la communication de personnes handicapées. In Atelier Thématique TALN 2001, Tours, 2-5 Juillet 2001, pp. 203-212.

[16] Menier, G., Poirier, F. Système adaptatif de prédiction de texte. In Atelier Thématique TALN 2001, Tours, 2-5 Juillet 2001, pp. 213-222.

[17] Pasero, R., Sabatier, P. Linguistic games for language Learning and tests, an ILLICO application. In Computer-Assisted Language Learning.

[18] Pasero, R., Sabatier, P. Concurrent Processing for Sentences Analysis, Synthesis and Guided Composition. Natural Language Understanding and computational Logic, Lecture Notes in Computer Science, Springer 1998.

[19] Raynal, R. Maubert, S. Vigouroux, N. Vella, F. Magnien, L.. *E-Assiste: A platform Allowing Evaluation of Text Input System*. Dans *3rd Int. Conf. on Universal Access in Human-Computer Interaction (UAHCI 2005)*, *Las Vegas, USA*, 22 juillet 27 juillet 2005. Lawrence Erlabaum Associates (LEA), ISBN 0-8058-5807-5, p. CDRom.

[20] Ricco, X., Dutoit, T. Vers un logiciel multilingue et gratuit pour l'aide aux personnes handicapées de la parole : HOOK. Atelier Thématique TALN 2001, Tours, 2-5 Juillet 2001, pp. 223-232.

[21] Richardet, N. Composition de phrases assistée - Un système d'aide à la communication pour handicapés. Thèse de doctorat, Université de la Méditerranée, Marseille, France, 1998.

[22] Schadle, I. Sibylle : Système linguistique d'aide à la communication pour les personnes handicapées. Thèse de doctorat, Université de Bretagne Sud, 2003.

[23] Schadle, I., Antoine J.-Y., Le Pévédic B., Poirier F. SibyLettre : Prédiction de lettre pour la communication assistée. Revue RIHM, 3(2), 2003., pp. 115-133.

[24] Schadle, I., Poirier F. Sibylle : un système d'aide à la saisie de texte. IHM'04, ACM Press, Namur, 2004., pp. 141-146.

[25] Schadle I., Antoine J.-Y., Le Pévédic B., Poirier F. SibyMot - Modélisation stochastique du langage intégrant la notion de chunks. TALN 2004, Fès.

[26] Sperandio J.-C. Critères ergonomiques d'assistance technologique aux opérateurs. JIM'2001 : Interaction Homme-Machine & Assistance pour GrandPublic / Systèmes Complexes / Handicap, Metz, 4-6 juillet 2001, pp. 30-37.

[27] Soukoreff, R. W., & MacKenzie, I. S. Metrics for text entry research: An evaluation of MSD and KSPC, and a new unified error metric. Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems – CHI 2003, pp. 113-120. New York: ACM (2003) (http://www.yorku.ca/mack/chi03.html)

[28] Väyrynen P. Perspectives on the Utility of Linguistic Knowledge in English Word Prediction. Thèse de l'Université d'OULU, 19 Novembre 2005 (http://herkules.oulu.fi/isbn951427850X/isbn951427850X.pdf)

[29] Vella F. Vigouroux N., Truillet Ph. SOKEYTO: a design and simulation environment of software keyboards. Dans : Assistive technology: from virtuality to reality - 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE 2005), Lille, France, 6 septembre 9 septembre 2005. A Pruski, H Knops (Eds.), IOS Press, ISBN 1-58603-543-6, p. 723-727.

[30] Vigouroux N., Vella F., Truillet Ph., Mathieu Raynal. Evaluation of AAC for text input by two groups of subjects: able-bodied subjects and disabled motor subjects. Dans : 8th ERCIM Workshop "User Interfaces for All", Vienne, Autriche, 28 juin 29 juin 2004. (http://www.ui4all.gr/workshop2004/publications/adjunct-proceedings.html)

[31] Vigouroux N., Vella F., Raynal M., Boissière Ph. Solutions et défis pour une meilleure accessibilité et utilisabilité des communicateurs - Optimisation de la saisie de texte. Dans : Handicap et Environnement : de l'adaption du logement à l'accessibilité de la cité - Entretiens de l'Institut de Garches, Nanterre, 24 novembre 25 novembre 2005. -, p. 209-222.

[32] Ward D. J. Adaptative Computer Interfaces, in Doctoral Thesis of Philosophy, Cambridge University, November 2001.

[33] Zagler, W., Seisenbacher; G. German language predictive typing : Results from a feasibilty investigation. Proceedings of the ICCHP'2000, Karlsruhe, 17-21 July 2000, pp.771-779.

Le système KeyGlass : aide à la saisie de caractères pour personnes handicapées moteur. Retours sur une première expérimentation.

Mathieu Raynal
Institut de recherche en Informatique de Toulouse
Equipe DIAMANT
118 route de Narbonne
31062 Toulouse cedex 9, France
raynal@irit.fr

***Résumé* — Cet article présente brièvement le système KeyGlass : système d'ajout dynamique de touches sur clavier logiciel. Les caractères associés à ces touches sont prédits en fonction de la saisie de l'utilisateur. Nous décrivons une expérimentation menée avec des personnes handicapées des membres supérieurs et qui avait pour but de savoir si notre système était utilisable et bénéfique pour ces utilisateurs.**

Les premiers résultats montrent une réduction importante de la distance à parcourir par le pointeur. Par contre, l'utilisateur est un peu moins rapide pour saisir du texte.

***Index Terms* — Clavier logiciel, système prediction de caractère, expérimentation**

INTRODUCTION

LA saisie de texte est une activité essentielle lors de l'utilisation d'un ordinateur. Pour les personnes ayant un fort handicap des membres supérieurs, cette activité a été rendue possible grâce aux claviers dits « logiciels » qui sont des représentations numériques de claviers physiques affichés à l'écran. Pour saisir du texte avec ce type de clavier, deux actions sont nécessaires : se déplacer vers le caractère à saisir ; puis le sélectionner.

Le déplacement du pointeur pour pointer le caractère à saisir peut se faire à l'aide de tout type de dispositif de pointage : souris, trackball, touchpad, mais aussi des dispositifs plus « lourds » tels que le suivi du regard [4][9] ou les mouvements de la tête [6][7].

Actuellement le clavier logiciel le plus fréquemment utilisé a une disposition de touches et de caractères qui est identique à celle des claviers physiques Azerty ou Qwerty (selon la culture). Si cette disposition présente l'avantage d'être utilisée depuis plus d'un siècle et donc d'être connu du plus grand nombre, elle a un inconvénient majeur qui réside dans l'éloignement des caractères les plus fréquemment utilisés. Ce problème ne se posait pas sur les claviers physiques avec l'utilisation de deux doigts différents pour saisir successivement deux caractères éloignés. Cependant, l'utilisation d'un seul pointeur pour sélectionner les caractères impose de déplacer ce dernier entre chaque caractère à saisir. L'éloignement des caractères les plus fréquemment utilisés entraîne une augmentation de la distance à parcourir avec le pointeur, ce qui engendre une diminution de la vitesse de saisie pour l'utilisateur, mais aussi des fatigues motrices voire oculaire [2][17].

Pour minimiser les distances à parcourir lors de la saisie sur claviers logiciels, deux axes principaux ont été étudiés : a) agencer différemment les caractères sur le clavier de manière à rapprocher les caractères qui se succèdent le plus régulièrement. De nouveaux claviers ont ainsi été générés soit de manière intuitive (par exemple, les claviers FITALY et OPTI [8]), soit à partir d'algorithmes d'optimisation (comme les clavier METROPOLIS [18] et GAG [12]) ; b) l'autre technique d'optimisation consiste à utiliser un système de prédiction de mots (tels que KeyStrokes [11], FASTY [1], HandiAs [10]) qui, en fonction du début de la saisie d'un mot par l'utilisateur, propose une liste des mots les plus probables pour être saisi par l'utilisateur. Ainsi si le mot que souhaite saisir l'utilisateur se trouve dans la liste, il n'a pas besoin de saisir la fin du mot, mais juste à sélectionner le mot dans la liste.

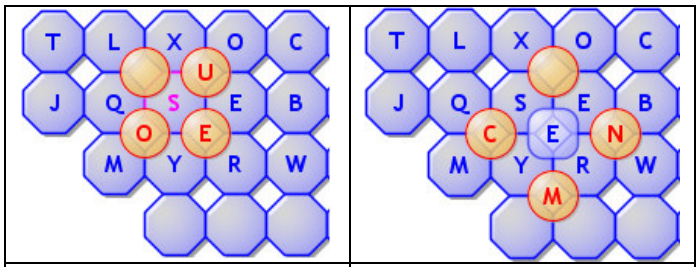
Ces deux méthodes présentent des avantages, mais aussi des inconvénients : dans le premier cas, quel que soit la disposition des caractères, certains seront toujours éloignés sur le clavier. Pour la seconde proposition, la liste des mots est souvent mise à côté du clavier pour éviter de cacher une partie du clavier. La sélection d'un mot nécessite alors souvent de réaliser un déplacement assez grand. C'est pourquoi, dans le but de diminuer au maximum les déplacements à effectuer avec le dispositif de pointage, nous proposons un système à mi chemin entre les 2 grands axes de recherches que nous venons de voir : le système KeyGlass qui propose les caractères les plus probables à proximité du dernier saisi.

Après avoir décrit succinctement notre système, nous

présenterons les résultats d'une expérimentation que nous avons mené avec 6 personnes handicapées des membres supérieurs. Nous analyserons ces résultats, puis les discuterons avant de proposer différents axes de développement et de recherche pour nos travaux futurs.

Le système keyglass

Nous avons conçu un système qui propose à l'utilisateur des caractères supplémentaires, au fur et à mesure de la saisie, associés à des touches (nommées KeyGlasses) ajoutées dynamiquement à proximité du dernier caractère saisi. Nous avons choisi de proposer après chaque caractère saisi les caractères qui ont les plus fortes probabilités de lui succéder. Même si le temps de recherche visuelle du caractère est plus long, nous souhaitons apporter plus souvent le bon caractère à proximité du dernier saisi, et ainsi réduire au maximum les distances de saisie. Pour diminuer au maximum les distances, le système fonctionne aussi par récurrence : après chaque nouvelle saisie d'un caractère, que ce soit sur une touche fixe ou une KeyGlass, de nouveaux caractères sont proposés autour de ce dernier (cf. Figure 1).



A) B)

Figure 1 : A) KeyGlasses qui apparaissent après la saisie du 's' ; B) KeyGlasses qui apparaissent après la saisie du 'e' qui était placé sur une KeyGlass.

Une première expérimentation avait été réalisée avec en majorité des sujets ne comportant aucun problème moteur. Cette première expérimentation avait comme but de faire ressortir les problèmes potentiels d'utilisation. Les résultats de cette expérimentation ont été publiés dans [14]. A partir de ces résultats et des retours utilisateurs nous avons donc choisi de réaliser une seconde version de notre prototype présenté sur la figure 1. La principale particularité réside dans la forme des touches du clavier de base qui sont octogonales (cf. Figure 1). Cette caractéristique donne l'avantage, lorsque les touches sont collées les unes aux autres, de laisser des espaces vides à la place des quatre coins traditionnels d'une touche rectangulaire. Nous avons utilisé ces espaces, comme seuls endroits autorisés pour l'affichage d'une KeyGlass. Les KeyGlasses sont affichées dans les quatre espaces les plus proches de la touche qui vient d'être sélectionnée. L'espace laissé libre par les touches octogonales évite le problème de lisibilité des caractères à la fois du clavier mais aussi des KeyGlasses.

Evaluation du système

A. *Protocole expérimental*

Nous cherchons à comparer au travers de cette expérimentation les caractéristiques d'un clavier logiciel seul et celles du même clavier couplé au système KeyGlass. L'hypothèse principale que nous formulons est que notre système KeyGlass permet de diminuer de manière significative la distance à parcourir avec le pointeur pour saisir du texte. En second lieu, nous regarderons si le temps de saisie diminue au cours du temps, s'il existe une différence sur l'effet d'apprentissage et le temps de recherche visuelle d'une touche respectivement sur un clavier logiciel classique et avec notre système KeyGlass.

Sachant que les sujets sont novices avec le système KeyGlass, nous souhaitions qu'ils le soient aussi avec le clavier logiciel seul. C'est pourquoi nous avons choisi de ne pas prendre le clavier logiciel Azerty classique dont la disposition des caractères est connue de tous. Pour le remplacer, nous avons créer un clavier logiciel identique à l'Azerty sauf par sa disposition des caractères (nous avons gardé la barre espace en bas du clavier car différente des autres par sa forme). Pour assurer des performances en vitesse de saisie à peu près identique, nous avons utilisé le modèle de Soukoreff et Mackenzie [16] pour évaluer la disposition des caractères. Ainsi, nous avons généré aléatoirement le positionnement des touches et ce jusqu'à obtenir une vitesse de saisie théorique équivalente à celle de la disposition Azerty à 10^{-3} près. Pour éviter toute ambiguïté avec le clavier logiciel Azerty classique, nous appellerons ce clavier, le clavier SEB.

Nous avons testé notre système sur deux profils de sujets : d'une part, des personnes valides ; et d'autre part des personnes ayant un handicap des membres supérieurs. Chaque population de sujet était constituée de 6 sujets. Nous discuterons dans cet article que des résultats des personnes handicapées. L'étude complète est détaillée dans [13].

Chaque sujet avait 20 sessions à réaliser. Chaque session consistait à effectuer un exercice de saisie une fois avec le clavier SEB seul et une fois (le même exercice) avec le clavier SEB couplé au système KeyGlass. Pour éviter certains effets d'apprentissage, l'ordre d'utilisation des claviers était alterné. Ainsi, une fois sur deux le sujet commençait par le clavier seul et la fois suivante il commençait par le clavier couplé au système KeyGlass. La moitié de chaque groupe de sujets a commencé les exercices en utilisant les claviers dans un certain ordre, et l'autre moitié dans l'autre ordre possible. Enfin, un exercice d'entraînement a été proposé avant le premier exercice de la première session. L'exercice de saisie consistait à recopier 30 mots que nous avions déterminés à l'avance parmi une liste de mots apparaissant les plus fréquemment dans la littérature enfantine. Ainsi les mots à saisir ne devaient pas poser de difficultés majeurs (pouvant

entraîner des hésitations) lors de la recopie par les sujets.

Chaque sujet a réalisé l'ensemble de l'expérimentation à domicile. Les sujets étaient libres de réaliser une session de l'expérimentation quand ils le souhaitaient. Les seules contraintes qui leur ont été données étaient de laisser au moins trois heures entre deux sessions d'expérimentation, et les sessions devaient être espacées d'au plus 48 heures.

Le système : l'ensemble du clavier et du système KeyGlass a été réalisé en Java. Le recueil des données a été réalisé avec la plate-forme E-Assiste. Pour chaque session d'expérimentation, l'ensemble des données recueillies était enregistré dans un fichier en respectant un formalisme XML.

Le matériel : toutes les expérimentations ayant lieu chez les sujets, nous n'avons pu contrôler le matériel utilisé. Le dispositif de pointage utilisé a été le même pour chaque sujet valide. Par contre, les sujets handicapés n'ayant pas tous la même motricité, les dispositifs de pointage sont assez variés : deux sujets avec une souris classique, deux avec une trackball, un avec un joystick et le dernier un touchpad.

B. Analyse des résultats

Voici la présentation des résultats obtenus à partir des données recueillies lors des 20 sessions des 6 sujets ayant réalisé l'expérimentation jusqu'au bout et dans de bonnes conditions. Les résultats statistiques présentés dans cette section ont été obtenus par des tests paramétriques d'analyse de la variance (test ANOVA). Ces traitements ont été réalisés avec le logiciel SYSTAT 11.

C. Comparaison des claviers testés

Le tableau 1 présente les résultats généraux des 6 sujets handicapés de cette expérimentation. Les différentes lignes du tableau correspondent à :

- La *Prédiction* qui donne le pourcentage de caractères prédits correctement par notre système ;
- L'*Affichage* qui donne le taux de caractères qui, étant dans les quatre plus fréquents à la sortie du système de prédiction, ont été affichés sur une KeyGlass ;
- L'*Utilisation* qui donne sous forme de pourcentage, le taux d'utilisation des KeyGlasses par les utilisateurs. Ce taux est calculé à partir du nombre de fois où le caractère à saisir se trouve sur une des KeyGlasses par rapport au nombre de fois où l'utilisateur l'a utilisé ;
- La *Distance* qui est la distance moyenne (donnée en pixels) parcourue pour saisir un mot ;
- La *Durée* qui, exprimée en millisecondes, traduit la durée moyenne dont a eu besoin l'utilisateur pour saisir un mot de l'expérimentation ;
- L'*Erreur* qui donne le KSPC, c'est-à-dire, le nombre de touches frappées divisées par le nombre de caractères correctement saisis.

Variables	SEB	SEB + KeyGlass
Taux de prédiction	-	69,11
Affichage		90,49
Taux d'utilisation		97,98
Distance	1138	504
Durée	8825	9987
Erreur	1,018	1,031

Tableau 1 : Résultats généraux de l'expérimentation de la seconde itération

Il est important de mentionner que les utilisateurs ont fortement utilisé les KeyGlasses dès lors que cela était possible (plus de 97% d'utilisation). Ceci se traduit par une diminution des distances très significative ($p<0.001$) (plus de 55% de diminution entre le clavier SEB seul et ce même clavier avec le système KeyGlass). Par contre, la durée nécessaire pour saisir un mot reste encore plus élevée avec l'utilisation de notre système KeyGlass (il y a une augmentation d'environ 13% par rapport au clavier SEB seul). La différence de vitesse de saisie entre les deux claviers est aussi significative ($p<0.001$). Enfin, le taux d'erreur reste raisonnable pour les deux claviers avec environ 3% d'erreurs pour le clavier SEB avec le système KeyGlass.

D'après la loi de Fitts [3], si l'on diminue la distance qui nous sépare de la cible à pointer, le temps pour atteindre cette dernière devrait diminuer. Or, comme nous venons de le voir, la distance diminue en moyenne de près de 55%, alors que la durée pour saisir un mot augmente en moyenne de 13%. Deux interprétations peuvent être avancées pour expliquer ce phénomène :

- D'une part, les erreurs, qui peuvent être un frein pour la vitesse de saisie de texte lorsque celles-ci sont trop nombreuses. Le Tableau 1 montre que le nombre d'erreurs est un peu plus élevé lors de l'utilisation du système KeyGlass, mais reste cependant faible (3% d'erreurs lors de saisie de texte est un taux d'erreur normal.).
- D'autre part, le temps de recherche d'un caractère, peut être un facteur important de perte de temps lors d'une tâche de saisie de texte, surtout lorsque les utilisateurs sont novices avec le système de saisie de texte. Pour estimer ce temps de recherche visuelle, nous avons calculé le temps de réaction de l'utilisateur. Nous définissons ce dernier comme étant le temps qui sépare le moment où l'utilisateur a saisi un caractère et le moment suivant cette saisie où il amorce un mouvement avec le dispositif de pointage. Ainsi, nous considérons qu'à partir du moment où l'utilisateur commence à déplacer le pointeur, c'est qu'il a trouvé le caractère qu'il veut atteindre et qu'il commence le mouvement de pointage de celui-ci.

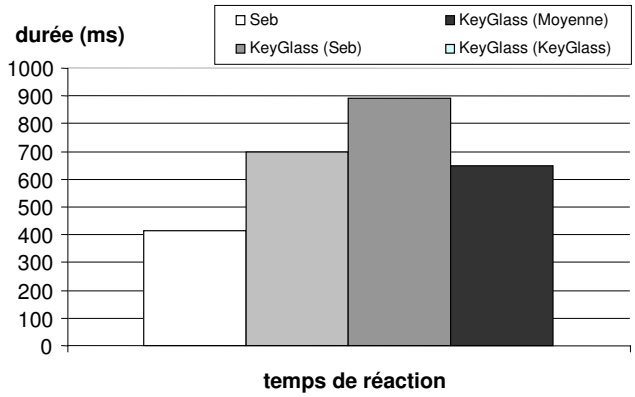


Figure 2 : Temps de réaction moyen en fonction du contexte pour saisir un caractère

La Figure 2 présente les temps de réaction moyens. Il est intéressant de noter que ce temps de réaction est plus long lors des tâches de saisie sur le clavier SEB associé au système KeyGlass (bâton gris clair) que sur le clavier SEB seul (bâton blanc) avec respectivement 700 ms et 415 ms pour réagir (soit une augmentation de 68,7%). On peut interpréter ce temps supplémentaire comme étant celui nécessaire pour visualiser les quatre caractères qui se trouvent sur les KeyGlasses.

Enfin, nous avons aussi voulu savoir, pour le clavier SEB avec le système KeyGlass, s'il y avait une différence de temps de réaction entre un mouvement qui aboutirait à la saisie d'un caractère sur KeyGlass et un à une touche fixe du clavier SEB. Ces deux temps de réaction sont représentés respectivement sur la figure 2 par les bâtons noir et gris foncé. On peut ainsi constater que les sujets mettent plus de temps pour amorcer un mouvement quand il s'agit d'aller sur une touche fixe. Une hypothèse est qu'ils commencent par vérifier sur les quatre KeyGlasses que le caractère qu'ils cherchent ne s'y trouve pas avant de rechercher sur les touches fixes.

Une des explications possibles de la perte de temps peut être le temps de recherche qui semble plus long lors de l'utilisation des KeyGlasses. Cependant, ce temps de recherche devrait normalement diminuer au cours de sessions d'utilisation : l'utilisateur connaissant normalement de mieux en mieux la position des caractères. Les résultats que nous venons de présenter sont une moyenne sur l'ensemble des sessions. C'est pourquoi, nous allons maintenant regarder l'évolution des différentes variables au cours des sessions pour voir s'il existe un effet d'apprentissage.

D. Effet des sessions d'apprentissage

Les Figures 3,4 et 5 présentent respectivement l'évolution de la distance, de la durée moyenne de saisie d'un mot et des temps de réaction au cours des 20 sessions.

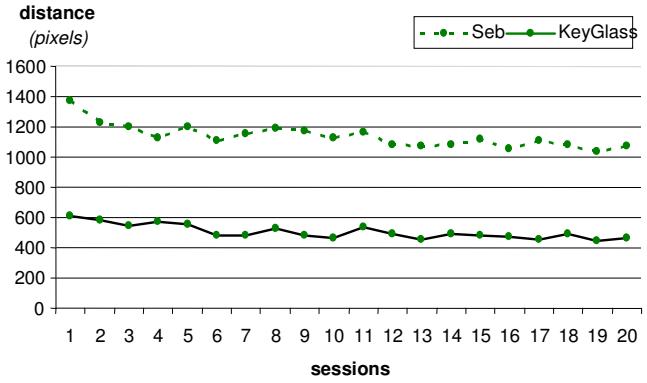


Figure 3 : Evolution de la distance parcourue pour saisir un mot au cours des sessions

La courbe représentant la distance moyenne à parcourir pour saisir un mot sur le clavier SEB est en pointillés, celle concernant ce même clavier avec le système KeyGlass est en traits continus. Nous pouvons voir que la distance sur le clavier SEB diminue de manière assez conséquente (-21%) lors des six premières sessions. Nous pouvons imaginer que cette diminution de distance sur ce clavier, qui pourtant reste fixe, est en partie due à la culture des sujets qui ont l'habitude d'utiliser un clavier Azerty et qui anticipaient leur mouvement vers des caractères en pensant les trouver à la même place qu'habituellement sur le clavier Azerty.

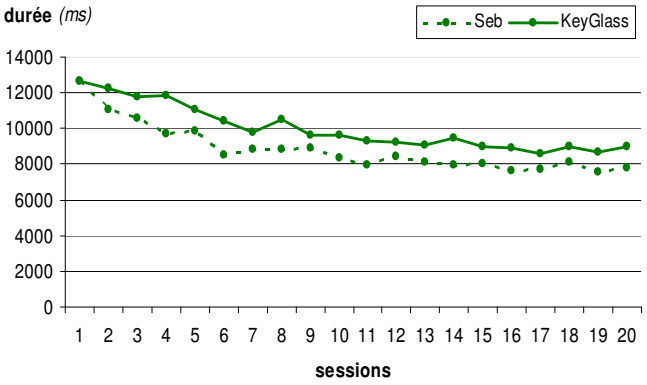


Figure 4 : Evolution au cours des sessions de la durée moyenne pour saisir un mot

La figure 4 présente l'évolution de la durée nécessaire pour saisir un mot. La diminution importante de la distance que nous avons constatée sur les six premières sessions pour le clavier SEB seul se traduit aussi par une diminution du temps. Cette diminution est même plus importante au niveau du temps : elle représente un gain sur la durée de 33% entre les sessions 1 et 6. Dans le même intervalle, le gain de temps sur ce clavier avec le système KeyGlass n'est que de 20%. Une fois ces six ou sept premières sessions passées, le gain jusqu'à la vingtième session est alors moins important avec un gain de 12% sur le clavier SEB avec ou sans le système KeyGlass.

Nous pouvons penser que l'essentiel de l'apprentissage de la position des caractères sur un clavier se fait pendant les dix premières sessions. Il apparaît aussi qu'il est plus facile d'apprendre une disposition de caractères fixes qu'une disposition de caractères dynamiques qui varie en fonction de la saisie. Cependant, cette seconde étant plus compliquée à "apprendre", on pourrait penser que l'apprentissage continuerait pendant plus longtemps que pour une disposition de caractères fixes. Or, au regard des courbes de la Figure 4, il apparaît que pour les deux claviers, la courbe d'apprentissage est la même.

Pour avoir une vue plus globale du comportement des sujets, la figure 5 présente les temps de réaction au cours des 20 sessions.

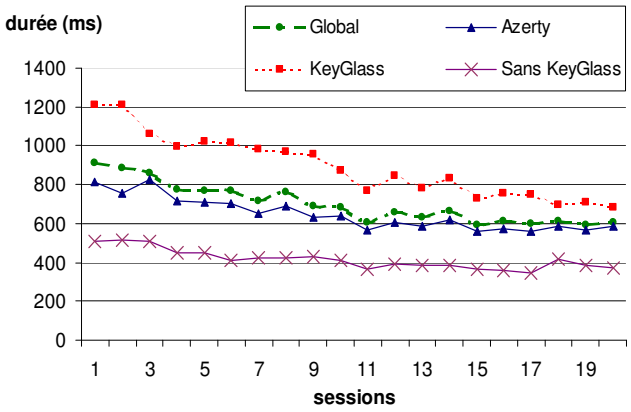


Figure 5 : Evolution au cours des sessions du temps de réaction

Nous présentons les temps de réaction pour le clavier SEB seul (courbe avec croix) et pour le clavier SEB associé au système KeyGlass. Nous pouvons voir que le temps de réaction sur le clavier SEB seul n'a pas de diminution aussi significative lors des 6 ou 7 premières sessions que celle que l'on a pu constater pour la distance et le temps. Ceci renforce l'hypothèse que nous avons formulée au moment de l'interprétation des distances, en évoquant une possible anticipation en pensant connaître le clavier : les sujets pensant au clavier Azerty anticiperaient un mouvement, et le modifieraient en cours de déplacement. Ceci expliquerait que les temps de réaction soient assez faibles dès la première session et que la distance soit plus élevée lors des 6 ou 7 premières sessions.

Par contre, on peut constater que le temps de réaction est bien plus élevé au départ avec les KeyGlasses, et que la diminution du temps de réaction sur les 6 ou 7 premières sessions est plus prononcée (avec près de 20% de temps en moins après 7 sessions). Il apparaît donc que l'affichage des KeyGlasses "oblige" l'utilisateur à regarder les caractères présents sur celles-ci et supprime l'effet d'anticipation après la saisie d'un caractère.

Enfin, les courbes avec des triangles et des carrés présentent la décomposition des temps de réaction lors de l'utilisation du système KeyGlass avec le clavier SEB. Elles présentent l'évolution des temps de réaction qui aboutissent à la saisie d'un caractère respectivement sur une touche fixe du clavier SEB et sur une KeyGlass. On peut ainsi constater que lors des premières sessions, c'est le temps de réaction pour aller saisir un caractère sur une KeyGlass qui est le plus pénalisant (environ 1200ms contre 800ms pour le temps de réaction avant la saisie sur une touche fixe). La diminution de cette durée est par ailleurs plus importante pour la saisie sur KeyGlass que pour la saisie sur touches fixes. On peut supposer que cette diminution est due en partie à l'effet d'apprentissage : d'une part, le sujet commence à savoir au bout de quelques sessions s'il va trouver (ou non) sur les KeyGlasses, le caractère qu'il veut saisir. S'il sait que le caractère n'y est pas, il va alors directement pouvoir chercher sur le clavier fixe le caractère voulu.

conclusion

Au regard des résultats et après discussion avec les principaux intéressés (les personnes handicapées), le système KeyGlass apporte bien une forte diminution des distances qui est appréciable pour ces personnes. Notre première hypothèse qui était de diminuer les distances est largement atteinte.

Par contre, malgré cette diminution des distances, le temps mis par les sujets pour saisir un mot demeure plus long lorsqu'ils utilisent le système KeyGlass. L'hypothèse que nous faisions concernant la diminution du temps au cours des sessions n'est que partiellement vérifiée. En effet, le temps de saisie diminue bien lors des premières sessions, mais l'apprentissage n'a pas plus d'effet que pour un clavier logiciel classique.

Après discussion informelle avec les sujets, il apparaît que si le principe de rajouter des touches à proximité est grandement apprécié, le fait que les caractères changent en fonction de la saisie du mot les perturbe énormément dans leur vitesse de saisie de texte. Le fait de proposer sur ces touches les caractères les plus probables ne semble pas être la meilleure stratégie : ni en utilisabilité, ni en gain en terme de vitesse de saisie de texte.

Travaux futurs

Nous envisageons maintenant de faire de nouveaux tests en modifiant cette fois-ci la proposition des caractères associés aux KeyGlasses. L'objectif est de permettre à l'utilisateur d'apprendre les caractères qui se trouvent sur les KeyGlasses pour que les utilisateurs puissent anticiper leur mouvement. Nous envisageons de tester deux nouvelles stratégies de

proposition de caractères :

- Proposer quel que soit le caractère saisi, toujours les mêmes caractères sur les KeyGlasses (comme c'est le cas par exemple sur le marking-menu proposé par Isokoski [5]). Cette méthode diminuera le nombre de fois où il est possible d'utiliser les KeyGlasses, mais c'est la méthode la plus simple pour apprendre ces caractères supplémentaires.
- L'autre solution est un intermédiaire entre ce que nous avons déjà réalisé et la solution d'Isokoski. Elle consiste à proposer pour un caractère donné toujours les mêmes caractères prédits. Ainsi pour chaque caractère, il y aura une configuration de caractères différente. Cela fait un peu plus de configurations à apprendre, mais il paraît possible de les apprendre.

Ainsi nous testerons ces deux possibilités pour voir quel est le meilleur compromis entre la réduction distance, le temps gagné et le temps d'apprentissage.

Une fois que nous aurons décidé de la stratégie à adopter pour les caractères associés sur les KeyGlasses, il sera intéressant de tester notre système KeyGlass sur un clavier logiciel plus complet : la limitation que nous avons faite au 26 caractères de l'alphabet latin et à l'espace, n'est pas complètement représentatif de la saisie de texte pour la langue française. C'est pourquoi la dernière étape de notre processus itératif sera l'évaluation de notre système sur un clavier complet.

REMERCIEMENTS

Je remercie Claude Dumas, directeur du département des aides techniques de l'Association Française contre les Myopathies pour m'avoir permis d'accéder à la base de données de sujets volontaires sans qui, cette expérimentation n'aurait pu avoir lieu. Par ce biais, je remercie également tous les sujets volontaires qui permettent à de telles recherches d'avancer.

REFERENCES

[1] C. Beck, G. Seisenbacher, G. Edelmayer et W.L. Zagler. First User Test Results with the Predictive Typing System FASTY. Dans actes de 9th Computer Helping People with Special Needs, 2004, pp.813-819

[2] Ch. Bérard, Clavier-écran : concevoir avec les utilisateurs, Dans actes de Handicap'04, 2004, pp.83-88

[3] P.M. Fitts. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. Dans Journal of Experimental Psychology, Vol. 47, 1954, pp.381-391

[4] J.P. Hansen, K. Torning, A.S. Johansen, K. Itoh, et A. Aoki, Gaze typing compared with input by head and hand, dans actes de the Eye tracking research & applications symposium on Eye tracking research & applications (ETRA'04), ACM Press:New York, 2004, pp.131-138

[5] P. Isokoski Performance of menu-augmented soft keyboard. Dans actes de ACM Conférence on Human Factors in Computing Systems –CHI'04, ACM Press, 2004, pp.423-430

[6] E. LoPresti, D.M. Brienza, J. Angelo, L. Gilbertson, et J. Sakai, Neck range of motion and use of computer head controls, dans actes de the fourth international ACM conference on Assistive technologies (Assets '00), ACM Press:New York, 2000, pp.121-128

[7] E. LoPresti, D.M. Brienza, J. Angelo, et L. Gilbertson, Neck range of motion and use of computer head controls, dans Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 40 , N. 3 , 2003, pp.199-212

[8] I.S, Mackenzie, et S.X. Zhang, The design and evaluation of a high-performance soft keyboard. Dans actes de the ACM Conférence on Human Factors in Computing Systems – CHI'99, ACM Press, New York, 1999, pp.25-31

[9] P. Majaranta et K.J. Räikä, Twenty years of eye typing: systems and design issues, dans actes de the symposium on Eye tracking research & applications (ETRA '02), ACM Press:New York, 2002, pp.15-22

[10] D. Maurel, N. Rossi et R. Thibault. HandiAs : un système multilingue pour l'aide à la communication des personnes handicapées. Dans actes de TALN'01, Vol.2, 2001, pp.203-212

[11] D. Niemeijer, In memoriam of Christian Bérard: Striving for effort reduction through on-screen keyboard word prediction. Dans Workshop AAATE'05, 2005

[12] M. Raynal, et N. Vigouroux, Genetic algorithm to generate optimized soft keyboard. Dans Extended Abstracts of the ACM conference on Human Factors in Computing Systems - CHI 2005, ACM Press, New York, 2005, pp.1729-1732

[13] M. Raynal, Systèmes de saisie de texts pour les personnes handicapées moteur : optimisation, interacttion et mesure de l'utilisabilité. thèse de l'université Paul Sabatier – Toulouse III, décembre 2005

[14] M. Raynal et N. Vigouroux, KeyGlasses: Semi-transparent keys to optimize text input on virtual keyboard, dans actes de 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE'05), IOS Press, 2005, pp.713-717

[15] M. Raynal, S. Maubert, N. Vigouroux et F. Vella, E-ASSISTE: A Platform Allowing Evaluation of Text Input Systems, dans actes de UAHCI'05, 2005, CD ROM

[16] R.W., Soukoreff, et I.S. Mackenzie, Theoretical upper and lower bounds on typing speed using a stylus and soft keyboard. Dans Behavior and Information Technology, Vol.14, No.6, 1995, pp.370-379.

[17] F. Vella, N. Vigouroux, et Ph. Truillet, SOKEYTO: a design and simulation environment of software keyboards, dans actes de 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE 2005), IOS Press, 2005, pp.723-727

[18] S. Zhai, M. Hunter, et B.A. Smith, The metropolis keyboard – an exploration of quantitative techniques for virtual keyboard design. Dans actes de the 13e annual ACM symposium on User Interface Software and Technology – UIST'00, ACM Press, 2000, pp. 119-128

Système de communication iconique : Reformulation avancée

Emmanuel Bellengier, Stéphane Rauzy, Julie Marty

EA 2223 COSTECH / UTC Centre P. Guillaumat B.P.60319 60203 Compiègne, Laboratoire Parole et Langage UMR 6057 CNRS 29 Bd Robert Schuman 13621 Aix-en-Provence, Société Aegys 131, Chemin des Xaviers 13013 Marseille
emmanuel.bellengier@lpl.univ-aix.fr, marty@aegys.com, stephane.rauzy@lpl.univ-aix.fr

Résumé **- Nous proposons dans cette communication une nouvelle méthode de complétion de phrases basée sur la transformation d'un message iconique en un message orthographique. Il s'agit d'augmenter une interface de communication multimodale, le logiciel Plateforme de Communication Alternative (désormais PCA) d'un module de génération de phrases en langage naturel à partir d'une séquence d'icônes. Le choix des règles de reformulation implantée dans le système propose un compromis entre des contraintes de couverture de l'espace des messages produits et des impératifs de simplicité pour l'utilisateur lors de l'ajout de nouveau matériel lexical à la base d'icônes.**

I. INTRODUCTION

Aujourd'hui, un certain nombre d'outils d'aide à la communication pour personnes handicapées sont proposés, voir notamment à ce sujet [1] et [2]. Il s'agit de machines dédiées ou d'ordinateurs intégrant dans leur forme de base un clavier virtuel qui, via un système de défilement, permet de contrôler un clavier à l'écran remplaçant le clavier physique. Si le nombre d'outils de ce type tend à s'accroître, ces solutions restent encore peu paramétrables, et toujours d'une efficacité limitée (cf. [3]) en terme de possibilités offertes à l'utilisateur : taille du lexique et adaptabilité des ressources.

Nous présentons dans cet article une amélioration significative du logiciel PCA en l'augmentant d'un module de génération de phrases en langage naturel à partir d'une séquence d'icônes, qui permet de reformuler la séquence d'icônes composant le message en une sortie en langage naturel syntaxiquement et sémantiquement correcte.

Notre approche est basée sur la volonté d'établir un compromis entre une interprétation couvrante, en terme du nombre et du type de messages effectivement reformulés, et la possibilité pour l'utilisateur généralement non expert en linguistique d'enrichir son matériel lexical par ajout d'items à la base d'icônes. Ainsi il apparaît nécessaire de faire porter sur le lexique des informations linguistiques minimales, accessibles par tous via une interface simplifiée (c'est-à-dire à la fois par l'utilisateur, sa famille ou le personnel accompagnant). Le corollaire de cette hypothèse de travail est qu'il devient nécessaire d'effectuer des choix d'interprétations pour un ensemble de situations linguistiques dites canoniques.

A. CONTEXTE GENERAL

Aujourd'hui, très peu de systèmes d'aide à la communication proposent une solution globale qui intègre un module de communication verbale et un module de communication non verbale.

Citons par exemple pour le verbal: WiViK, clavier virtuel avec prédiction et défilement en option, permettant également le contrôle du système ; Eurovocs Suite, claviers virtuels et prédiction de mots basée sur un dictionnaire contenant 35.000 formes.

Et pour la communication non verbale : Clicker 4, outil d'aide à la communication à base d'icônes ; Mind Express, un système de communication non verbale à base d'icônes qui intègre une reformulation rudimentaire. Enfin Axelia, certainement le logiciel le plus avancé pour le français, qui base sa reformulation sur l'application du modèle de la grammaire applicative et cognitive (voir à ce sujet [4]).

Il existe enfin un certain nombre d'applications expérimentales développées dans le milieu académique : par exemple, VITIPI [5], HandiAS [6] ou Kombe [7], mais qui ne sont pas véritablement distribués au grand public.

Le système que nous proposons depuis début 2004, la Plateforme de Communication Alternative (PCA), intègre un certain nombre de caractéristiques d'homogénéité et de généricité nécessaires à toute bonne communication assistée (voir [8], [9], [10], [11]).

Le logiciel PCA permet la composition assistée de messages selon deux modes principaux : le mode verbal et

le mode non verbal. Ces deux types de composition sont accessibles par le clavier, la souris, ou une procédure de défilement, selon le degré de motricité des utilisateurs.

La composition en mode verbal s'effectue à l'aide d'un clavier orthographique statique complété par un clavier dynamique de proposition de mots (voir figure 1).

Figure 1. Interface de la PCA Verbale

Le moteur de prédiction implanté dans PCA utilise un lexique très couvrant du français (320 000 formes fléchies, voir [12]) et propose une prédiction contextuelle incluant l'information sur les traits morphosyntaxiques associées aux entrées du lexique ainsi qu'un modèle utilisateur qui prend en compte les habitudes langagières de l'utilisateur par apprentissage.

La composition en mode non verbal s'effectue à l'aide d'un clavier d'icônes (voir figure 2). La base d'icônes générale partagée par tous les utilisateurs regroupe environ 750 pictogrammes qui ont été dessinés à partir d'une chartre graphique et sémantique élaborée par le Laboratoire Parole et Langage, et testée par de nombreux utilisateurs. Elle couvre des besoins communicationnels variés. La base comprend environ 200 verbes (les verbes les plus courants et des verbes spécialisés utilisés par exemple dans le domaine médical), environ 200 noms communs (désignant des objets, des lieux, des personnes, etc.), une cinquantaine d'adjectifs, les pronoms, les adverbes, les déterminants et les prépositions les plus courants, et les nombres. La base comprend de plus les icônes représentant les lettres et les phonèmes qui permettent de créer des claviers alphabétiques ou phonétiques.

Chaque utilisateur pourra ensuite créer et ajouter, via une interface facile d'accès, ses propres icônes (à partir de photos numériques par exemple).

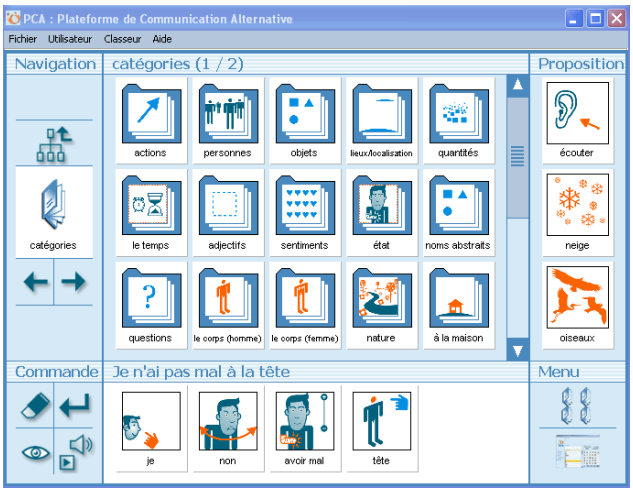


Figure 2. Interface de la PCA Icônes

B. LA QUESTION DE LA REFORMULATION

La question de la reformulation en langage naturel basé sur des icônes a été adressée par de nombreux auteurs (notamment [13]et [4]).

Le problème principal de la reformulation est la gestion simultanée de contraintes syntaxiques et de contraintes sémantiques. De plus, le générateur doit faire face à une entrée qui est de fait incomplète, certaines informations étant absentes de la séquence à traiter. Ainsi, un certain nombre de choix doivent être effectués.

Notre travail se situe dans le cadre de l'aide à la communication pour personnes handicapées, enfants comme adultes, et vise un public présentant des pathologies variées. Nos buts ne sont pas de tenter de recréer l'ensemble des opérations cognitives en jeu lors de la composition d'un message iconique, mais uniquement d'accroître la vitesse de saisie des utilisateurs et d'améliorer la qualité des messages produits.

Ainsi il s'agit de proposer une nouvelle méthode de complétion de phrases basée sur la transformation d'un message iconique en un message orthographique.

Nous utilisons une définition élargie de la notion d'icônes : Une icône sera une image, qui pourra être un pictogramme représentant une abstraction ou une photo,

associée à une légende, à un son et à un ensemble d'informations linguistiques nécessaires au processus de reformulation.

Notre objectif est de générer des expressions bien formées du langage naturel à partir d'un message télégraphique constitué d'une séquence d'icônes.

II. REFORMULATION DES SEQUENCES D'ICONES

Nous présentons dans cette section les hypothèses de travail que nous nous sommes fixés ainsi que l'algorithme de reformulation tel qu'implanté dans le logiciel PCA.

A. UNE SOLUTION INTERMEDIAIRE

D'expérience, il est indispensable que l'utilisateur d'un système de communication assistée à base d'icônes puisse enrichir son matériel lexical par des additions et/ou des modifications de la base d'icônes fournie par défaut.

L'utilisateur ou la personne l'accompagnant auront ainsi à renseigner, pour chaque nouvel item créé, les informations nécessaires au module de reformulation en langage naturel. Il est donc nécessaire de conserver une forme de simplicité dans la formulation des informations linguistiques (cf. Figure 3).

Cette possibilité offerte à l'utilisateur a un coût supplémentaire en terme d'interprétation des icônes. En effet, plus l'utilisateur est libre d'augmenter sa base d'icônes plus le système doit contraindre les interprétations afin de garder une cohérence dans la reformulation. Ceci nous a guidé vers une solution intermédiaire qui privilégie une couverturee importante de l'espace des messages potentiellement produits tout en proposant une souplesse dans l'interprétation des opérateurs déjà présents dans la base.

Nous considérons les icônes comme des sèmes intrinsèques. Chaque icône regroupe un contenu spécifique appelé noyau lexical. Le noyau lexical sera associé à un patron syntaxique qui opérera les modifications syntaxiques de manière dynamique (comme par exemple l'ajout d'un déterminant ou la flexion d'un nom en genre et en nombre).

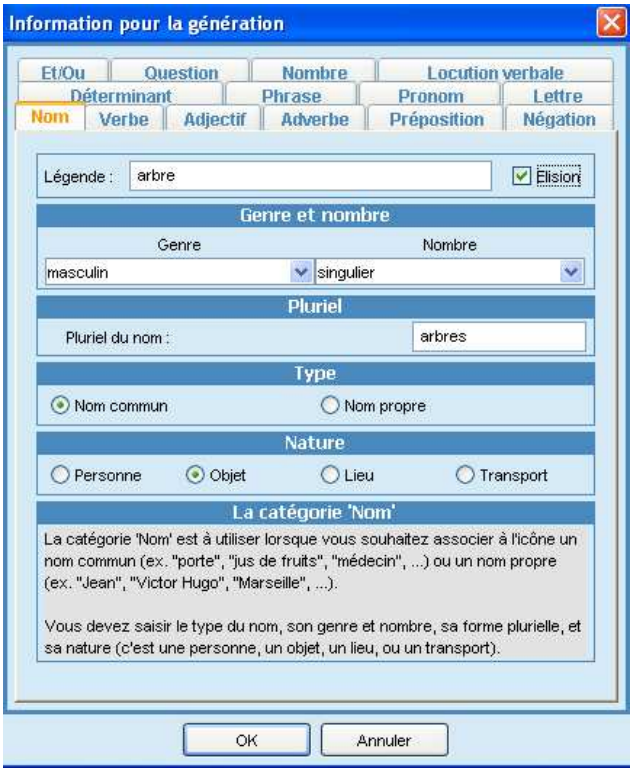


Figure 3. Interface de saisie d'une nouvelle icône

Nous proposons un algorithme de contrainte de formulation pas à pas constituant une solution incrémentale et dynamique qui permet par exemple les transformations suivantes : l'icône indiquant la référence explicite au locuteur se verra transformée en pronom personnel dans le cas d'un contexte verbal.

Notre analyse est unique dans le sens que nous ne distinguons pas une analyse syntaxique puis une analyse sémantique. Enfin nous effectuons un certain nombre d'opérations linguistiques sur les noyaux (ajout, suppression, déplacement) proche finalement des transformations en grammaire générative (cf. [14]).

B. DETAIL DE L'ALGORITHME

La chaîne de traitement entrant dans l'algorithme de reformulation peut se détailler de la manière suivante :

Etape 1 : Tout d'abord, nous repérons chaque icône de la séquence qui devient une référence dans la base d'icônes. Cette référence est traduite en une catégorie syntaxique et

sémantique.
Etape 2 : Cet ensemble de catégories est regroupé en pré-syntagmes (le pré-syntagme est une version sous déterminée du syntagme final, i.e correctement et totalement reformulé).
Etape 3 : Un patron de reformulation est appliqué à chaque pré-syntagme afin de constituer les syntagmes finaux et de sélectionner la sous-catégorisation des catégories qui constituent le pré-syntagme.
Etape 4 : Compte tenu des sous-catégorisations, les catégories syntaxiques et sémantiques primaires sont instanciées.
Etape 5 : Les règles de gestion des phénomènes linguistiques particuliers sont appliquées (élision, contractions, etc.).

Une des caractéristiques de notre algorithme réside dans le traitement des entrées non interprétables. Si une des étapes décrites ci-dessus n'a pu être réalisée, le traitement prend fin et la sortie est retournée sous forme de la séquence des noyaux lexicaux en entrée. Ainsi, à chaque ajout d'icône, l'utilisateur est averti si le message composé est valide ou incorrect.

C. PATRONS DE REFORMULATION

Nous proposons ci-dessous des détails sur les patrons de reformulation. Ceux-ci comprennent un certain nombre d'information comme des informations sur les têtes de syntagme, des dépendances pour l'accord et des dépendances entre les catégories.

Nous fournissons dans la figure 4 une partie des règles de reformulation du pré-syntagme PHRASE telles qu'elles sont implantées dans notre système. La deuxième règle stipule que si la phrase est constituée d'un pré-syntagme nominal SN en position 0 (X0) suivi d'un pré-syntagme verbal SV en position 1 (X1), suivi d'un pré-syntagme nominal SN en position 2 (X2), la phrase se réécrit SN en position 0, SV en position 1 s'accordant avec SN position 0, préposition Sp en position 2 dépendant du SV et du deuxième SN, deuxième SN en position 3.

SN SV	**X0|X1[X0]**
SN SV SN	**X0|X1[X0]|Sp[X1,X2]|X2**
SN SV SA	**X0|X1[X0]|X2[X0]**
SN SV SAdv Pro	**X0|X1[X0]|X2|Sp[X1,X3]|X3**
SN SV SAdv SN	**X0|X1[X0]|X2|Sp[X1,X3]|X3**

Figure 4. Règles de réécriture pour la phrase

Ces règles ont été isolées dans des fichiers ressources externes au programme. Cette architecture nous offre ainsi une certaine souplesse pour faire évoluer la caractérisation et le degré de couverture de l'ensemble des messages interprétables.

D. LES REGLES DE REFORMULATION

Les règles de reformulation implantées dans la PCA sont listées ci-dessous. Des exemples de messages reformulés sont présentés figure 5, 6 et 7.

Ajout d'une unité lexicale
Le déterminant devant un nom commun :
"père" + "et" + "mère" → "le père et la mère"
Le pronom sujet :
"vouloir" + "dormir" → "je veux dormir"
Une préposition entre le verbe et le complément :
"il" + "entrer" + "chambre" → "il entre dans la chambre"
La préposition *"de"* entre deux noms :
"clé" + "voiture"→ "la clé de la voiture"
La préposition *"de"* entre le nom et le pronom :
"lit" + "je"→"mon lit" (littéralement *"le lit de moi"*)
Gestion des accords
Accord déterminant-nom : *"fruits"→ "les fruits"*
Accord nom-adjectif :
"beau" + "fille" → "la belle fille"
Accord sujet-adjectif :
"Elles' + "être" + "gentil" → "elles sont gentilles"
Accord sujet-verbe :
"vous' + "vouloir" + "journal" → "vous voulez le journal"
Mise au pluriel : *"les" + "enfant" → "les enfants"*
Formation de la négation
Positionnement de la négation :
"Pierre" + "non" + "venir" → "Pierre ne vient pas"
Déclinaison des pronoms
Nominatif (pronom sujet) :
"ils" + "mange" → "ils mangent"
Accusatif (pronom COD) :
"je" + "voir" + "elle" → "je la vois"
Datif (pronom introduit par la préposition *à*) :
"je" + "parler" + "à" + "il"→ "je lui parle"

Oblique (préposition autre que *à*) :
"je" + "aller" + "chez" + "tu" → "je vais chez toi"
Gestion des phénomènes linguistiques particuliers
Elision : *"le" + "enfant" → "l'enfant"*
Contraction :
"je" + "aller" + "à" + "le" + "cinéma" → "je vais au cinéma"
Concaténation des chiffres en nombre
Concaténation et transformation en déterminant :
"je" + "avoir" + "1" + "5" + "an" → "j'ai 15 ans"
Concaténation des lettres ou groupe de lettres
Si le message est exclusivement composé de lettres :
"b" + "on" + "j" + "ou" + "r" → "bonjour"

Figure 5. Un exemple de reformulation

Figure 6. Un exemple de reformulation plus complexe

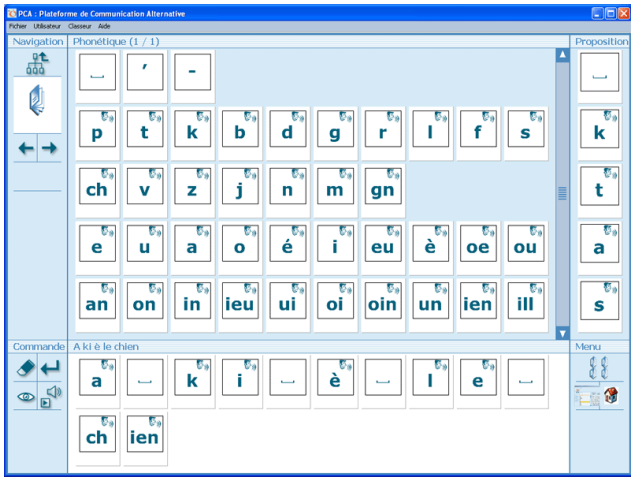


Figure 7. Clavier phonétique

CONCLUSION

Nous avons présenté dans cet article une expérience d'intégration d'un système de reformulation dans un système de communication assistée pour handicapé. Cette reformulation, basée sur la conviction qu'il est nécessaire de permettre à l'utilisateur d'ajouter lui-même simplement des icônes, ne propose que des expressions bien formées et fournit en cas d'incongruîté la liste des icones telle qu'elle a été tapé par l'utilisateur. Ce choix se justifie par le fait que notre logiciel est principalement utilisé en communication et non pas en rééducation, il est donc préférable pour l'utilisateur qu'il puisse revenir sur sa phrase plutôt qu'il soit face à une production non désirée, de plus il préférable de ne pas accroître artificiellement la charge cognitive associée au travail de formulation.
Le logiciel PCA est distribué depuis début 2004 par la société Aegys, et propose depuis septembre 2005 la nouvelle version incluant le module de reformulation. Une version de démonstration est disponible sur le site www.aegys.com

REMERCIEMENTS

Nous remercions Bénédicte Grizolle pour l'aide technique apportée à ce travail.

REFERENCES

[1] P. Vaillant, « Interaction entre modalités sémiotiques : de l'icône à la langue », Thèse de l'Université Paris XI, Orsay, 1997. France.

[2] E. Brangier, G. Gronier, « Conception d'un langage iconique pour grands handicapés moteurs aphasiques », in actes de *Handicap'2000*, Paris Porte de Versailles, 15-16 juin 2000, Paris : Ifrath, 93-100

[3] D. Maurel, B. Fourche, S. Briffault, « HandiAS : Aider la communication en facilitant la saisie rapide de textes », in actes de *Handicap' 2000*, 2000, p.87-92

[4] M. Abraham, « Reconstruction de phrases oralisées à partir d'une écriture pictographique », in actes de *Handicap'2000, European Journal of Automation*, vol. 34, num. 6-7, 2000, p. 883-901

[5] P. Boissière, D. Dours, « VITIPI : Un système d'aide à l'écriture basé sur un principe d'auto-apprentissage et adapté à tous les handicaps moteurs », in actes de *Handicap'2000*, 2000, p.81-86

[6] B. Le Pedevic « Prédiction Morphosyntaxique évolutive dans un système d'aide à la saisie de textes pour des personnes handicapées physiques », Thèse de Doctorat I.R.I.N. (No. ED-82-269), 1997

[7] R. Pasero, P. Sabatier, «Guided Sentences Composition: Some problems, solutions, and applications», in proceedings of *NLULP'95*, 1995

[8] A. Copestake, «Augmented and Alternative NLP Techniques for Augmentative and Alternative Communication», in proceedings of *ACL workshop on NLP for Communication Aids*, 1997

[9] Blache P., Rauzy S., «Linguistic resources and cognitive aspects in alternative communication», in proceedings of *SICS-8*, 2003

[10] Bellengier E., Blache P., Rauzy S., «PCA : un système d'aide à la communication alternatif évolutif et réversible», in *Actes de la conférence ISAAC 2004*, p. 78-85, 6-8 mai 2004, Neuchâtel, Suisse

[11] Blache P., Rauzy S. , «Une plateforme de communication alternative», in Actes des Entretiens Annuels de l'Institut Garches, 26-27 novembre 2004, p. 82-93, Issy-Les-Moulineaux, France

[12] VanRullen T., Blache P., Portes C., Rauzy S., Maeyhieux J.-F., Guénot M.-L., Balfourier J.-M., Bellengier E. , «Une plateforme pour l'acquisition, la maintenance et la validation de ressources lexicales», in *TALN 2005*, 6-10 juin 2005, Dourdan, France

[13] McCoy, Kathleen F., Patrick W. Demasco, Christopher A. Pennington, and Arlene Luberoff Badman.. «Some interface issues in developing intelligent communication aids for people with disabilities». In *Proceedings of the 1997 International Conference on Intelligent User Interfaces, IUI97*, Orlando, Florida, 1997

[14] Chomsky N. (1957), Syntactic structures, The Hague, Mouton & co, 1957

Disposition spatiale des touches/caractères des claviers logiciels et fatigue motrice : premiers résultats expérimentaux

Frédéric Vella, Nadine Vigouroux
Université Paul Sabatier
IRIT
Equipe DIAMANT
118, Route de Narbonne
31062, Toulouse Cedex 9
{vella, vigourou}@irit.fr

Résumé- **Cet article étudie l'utilisation de deux claviers virtuels *Annie* et *Céline* conçus par deux personnes handicapées moteurs (myopathes). Un ensemble de paramètres caractéristiques de la fatigue motrice (le nombre de caractères saisis et le temps de réaction moyen de saisie) est défini. Les performances de ces deux claviers sont comparées relativement à celles du clavier virtuel AZERTY. Des perspectives de diagnostic sont ensuite proposées.**

I. INTRODUCTION

La saisie de texte est longue, difficile pour les personnes souffrant d'un handicap moteur des membres supérieurs. Des systèmes d'aide (guide doigt, clavier ergonomique, etc.) facilitent la tâche de communication écrite. Quand ces dispositifs d'aide ne suffisent pas, des systèmes de suppléance (clavier logiciels appelés aussi claviers virtuels) avec ou sans balayage doivent pouvoir être utilisés. Nous définissons par *clavier virtuel* une représentation numérique d'un clavier physique (AZERTY, QWERTY, navigateur Internet, etc.). Cette représentation est assimilable à un système interactif disposant d'une interface visuelle comportant des boutons d'interaction. A ces derniers peuvent correspondre un ou plusieurs codes d'alphabet (caractères latins, phonèmes [22], pictogrammes [1], etc.) et/ou des touches de fonction comme dans le clavier de navigation sur Internet KeyNet [24].

La saisie sur le clavier physique AZERTY s'effectue avec 10 doigts et non à l'aide d'un dispositif de pointage comme dans les claviers virtuels : des études comparatives [26] de ces deux types de clavier ont montré que la vitesse de saisie est plus rapide sur un clavier physique AZERTY (75 mots par minute) que sur un clavier virtuel AZERTY par désignation (25 mots par minute). Selon l'atteinte motrice des utilisateurs, deux grands principes de saisie peuvent être proposés : le premier repose sur une technique de balayage direct ou indirect, comme dans Sybille [20] ou dans EDITH [3] ; le second repose sur la sélection du caractère par la désignation de celui-ci au moyen d'un dispositif de pointage (souris, trackball, suivi du regard [16], etc.).

Dans la suite de cet article nous ne nous intéresserons qu'à ce deuxième type de clavier virtuel. Longtemps, les recherches sur les Augmentative and Alternative Communication (AAC) se sont limitées à augmenter la vitesse de saisie, comme en attestent les nombreuses recherches sur les systèmes de prédiction linguistique [18], [7]. Aujourd'hui, des considérations ergonomiques et d'utilisabilité sont abordées au travers des questionnaires de satisfaction et des mesures de paramètres psychophysiques. La littérature récente [2], [17], [23] mentionne que ces claviers virtuels provoqueraient deux types de fatigue : motrice et visuelle. La fatigue visuelle est due à la visualisation des lettres sur de petites touches et/ou à la recherche de l'entité (caractère, syllabe, forme flexionnelle, etc. selon la nature du système de prédiction) dans une liste de propositions fournie par le système de prédiction. En effet, Ch. Bérard [2] et D. Neimeijer [17] ont prouvé que la présentation des listes de mots affichés modifiait l'attention visuelle et la fatigue oculaire qui en découlait.

Quand à la saisie, elle engendre une fatigue motrice due au déplacement du curseur de pointage et des actions de pression et de relâchement du bouton clic du dispositif de pointage. La plupart des claviers virtuels utilisés par la population française, comme Clavicom[1], WiVik[2], DIALO[3], sont de type AZERTY. [11] rapporte que la fatigue motrice est due aux déplacements importants du dispositif de pointage. Ce résultat montre que l'agencement des touches du clavier AZERTY n'est pas optimal pour une utilisation à un doigt. Nous postulons sur la base d'observations empiriques que la fréquence des fautes d'orthographe dues à la disposition augmente avec le degré de fatigue.

De nombreux travaux ont été effectués sur l'optimisation de l'agencement spatial des touches pour la saisie en situation de mobilité : MacKenzie & *al*. sur le clavier OPTI [14], Magnien & *al*. sur l'apport des indices visuels [15] et Zhaï & *al.* pour le clavier Metropolis [26]. Il en est de même pour la saisie de texte en situation de handicap avec les travaux de Harbusch & *al*. sur le clavier ambigu UKO [7], de Raynal & *al*.

[1] http://www.handicap_icom.asso.fr/adaptations/aides_techniques/clavicom.html http://www.wivik.com

[2] http://www.wivik.com

[3] http://www.proteor.com

avec le concept de Keyglass [18] et enfin de Boissière & *al.* avec le système d'assistance à la saisie VITIPI [5].

Vigouroux & *al*. [25] ont remarqué des différences comportementales (vitesse de saisie, difficultés motrices engendrant des fatigues différentes) dans l'utilisation d'un clavier logiciel pour deux types de populations (valides et handicapés moteurs atteints d'une myopathie). Ces claviers virtuels ont été aussi évalués *a priori* au moyen de lois psychophysiques (loi de Fitts [6], loi de Hick-Hyman [8], [9]). Les estimations théoriques de ces taux de performance du mouvement semblent être éloignées de la réalité pour les deux types de populations [25]. En effet, ces lois psychophysiques ont été validées pour des personnes valides et ne semblent pas adaptées aux personnes handicapées moteur. L'objectif de cet article est de montrer la nécessité de modéliser la fatigue dans la révision des lois psychophysiques et de la considérer dans la conception des interactions homme-machine (ici les claviers virtuels). Une question est de savoir comment la mesurer ?

Dans notre article, nous discuterons d'abord les problèmes de la non-adaptabilité des lois psychophysiques sur une population de personnes handicapées atteintes de myopathie. Ensuite, nous présenterons un protocole expérimental pour mesurer les effets de fatigue au cours d'une saisie de texte. À la suite de quoi nous commenterons les résultats.

Enfin nous conclurons par la nécessité de considérer ces types de fatigue lors des phases de conception des AAC pour la saisie de textes.

II. LOIS ET MODELES PSYCHOPHYSIQUES

A. *Présentation des lois et des modèles*

Depuis les années 50, de nombreuses recherches ont proposé des modélisations des processus humains. La première fut abordée par Hick [8] et Hyman [9] : elle concerne le temps de prédiction de sélection d'un item dans un ensemble de choix possibles (caractères ou mots par exemple). La seconde fut abordée par Fitts [6], formule (1) : elle concerne le temps pour se déplacer d'une cible à une autre. Cette dernière a été modifiée pour être adaptée à différents types de dispositifs d'entrée et de configurations spatiales par Soukoreff et MacKenzie [21]. La formule (2) permet de déterminer le temps théorique de déplacement pour aller d'une touche à une autre, en prenant en compte la probabilité du bigramme ij. La formule (2) ne considérera que les 27 caractères (26 caractères alphabétiques non accentués et le caractère espace) mais celle-ci peut être étendue aux caractères accentués.

$$MT = a + b \times log_2(2A/W) \quad (1)$$

$$MT = \sum_{i=1}^{27} \sum_{j=1}^{27} \frac{P_{ij}}{IP} \left[Log_2 \left(\frac{A_{ij}}{W_j} + 1 \right) \right] \quad (2)$$

- W_j est la largeur de la touche du clavier virtuel ;
- A_{ij} est la distance entre deux touches i et j ;
- MT est le temps de prédiction (en seconde) du mouvement. Il dépend des deux paramètres de régression a et b, déterminés empiriquement ;
- IP est l'index de performance ; il dépend de la configuration spatiale du clavier, du dispositif de pointage, de la nature de la tâche (saisie, navigation, etc.). IP est déterminé par la formule 1/b où b est le coefficient de régression caractérisant le profil moteur de l'utilisateur. Ce paramètre n'est actuellement déterminé que pour les personnes valides. Ainsi IP est un paramètre mesurant la difficulté du sujet utilisant un dispositif de pointage donné dans la réalisation du mouvement lors de l'utilisation d'un clavier virtuel.

A partir de ces deux lois, des méthodes semi-intensives (comme le Keystrokes-Level-Model (KLM) [4]) ont été élaborées.

Le modèle KLM [4] estime selon un scénario donné la durée d'une tâche à exécuter, décomposable en plusieurs sous tâches. Ce modèle est constitué des opérateurs de temps suivants :

$$T = TK + TP + TH + TD + TM + TR \quad (3)$$

où

T : temps total nécessaire à l'exécution d'une tâche; TK : temps nécessaire pour effectuer un clic; TP : temps de pointage ; TH : temps nécessaire pour saisir un dispositif ; TD : temps de déplacement de curseur d'un point à un autre ; TM : temps de l'activité mentale de l'utilisateur ; TR : temps de réponse du système. La formule (3) s'applique pour les trois catégories d'utilisateurs : débutants, expérimentés et experts valides. L'une des questions scientifiques en termes de modèles et de lois prédictives concerne leur validité dans le cas de la saisie de texte pour les personnes handicapées.

B. *Validité des lois pour les personnes handicapées moteurs*

L'expérimentation préliminaire [25] sur l'évaluation de deux claviers logiciels (T9 et AZERTY) a montré d'importantes déviations de performance (nombre de caractères par seconde, abréviation cps) pour une population de sujets valides versus personnes handicapées myopathes entre les performances théoriques et expérimentales. Nous rapportons ci-après les différences entre les résultats théoriques (**Tableau 1**) et expérimentaux d'une saisie de texte sur un clavier virtuel AZERTY, à savoir : a) respectivement -0,381 cps pour les personnes valides et +0.299 pour les personnes handicapées pour le modèle KLM (pour un profil utilisateur expert) et b) respectivement +1,18 cps pour les personnes valides contre +1,86 cps pour les personnes handicapées pour le modèle de MacKenzie [13] (loi de Fitts adaptée au dispositif) avec a=230 et b= 166 (pour une souris). Nos résultats confirment ceux rapportés par [10], [12] sur plusieurs types de populations handicapées moteurs (myopathie, tétraplégie) ; à savoir que les paramètres des lois de Fitts et du modèle KLM estiment mal les comportements moteurs et perceptifs de cette population.

Type de population	cps prédictifs		cps expérimentaux
Valide	KLM	MacKenzie [13]	1,16
	0,779	2,34	
Handicapés moteurs	Non calculé car les valeurs empiriques correspondent au profil des sujets valides		0,48

Tableau 1 : Vitesse de saisie expérimentale en comparaison avec la vitesse de saisie théorique sur le clavier virtuel AZERTY

III. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

C. *Objectif*

Ce protocole a un double objectif : le premier est de montrer que le paramètre vitesse n'est pas le seul paramètre pertinent (ou suffisant) pour évaluer une saisie de texte effectuée par une personne handicapée ; le second est de vérifier si un clavier virtuel avec un agencement spatial conçu par une personne handicapée, connaissant a priori bien ses limites motrices, engendre moins de fatigue que l'utilisation d'un clavier virtuel AZERTY.

D. *Claviers virtuels conçus*

Nous avons demandé à deux personnes handicapées moteur souffrant d'une myopathie de type amyotrophie spinale de concevoir un clavier virtuel dont la représentation spatiale devrait minimiser leurs difficultés motrices dans une tâche de saisie.

Cette conception a été effectuée au moyen de la plate forme de conception SOKEYTO [23]. Celle-ci comporte des fonctionnalités de création, de modification des briques de base (taille, couleur, code des alphabets des touches, espacements) ainsi que les lois et les modèles décrits dans la partie II de cet article.

La première personne a conçu le clavier *Annie* (mesures : écart entre les touches=0,11cm, largeur de la touche =0,64cm, longueur de la touche=0,74cm) (**Figure 1**). Suite à des entretiens, elle nous a commenté son principe d'agencement : elle a disposé au centre les caractères les plus fréquemment utilisés en essayant de respecter de manière cyclique l'ordre alphabétique. L'explication de cette disposition est due à sa difficulté de déplacement du curseur du dispositif de pointage.

La seconde personne a élaboré le clavier *Céline* (mesures : écart entre les touches=0,03cm, largeur de la touche =0,56cm, longueur de la touche=0,73cm) (**Figure 1**). Elle a disposé les caractères les plus utilisés en bas et les autres en haut. Cette organisation s'explique par la difficulté d'emmener le pointeur de la souris vers le haut.

Les deux agencements spatiaux sont supposés *a priori* limiter la fatigue motrice dans une tâche de saisie. Pour les expérimentations, nous prendrons les mêmes mesures des touches (mesures : écart entre les touches=0,19cm, largeur de la touche =0,66cm, longueur de la touche=0,82cm) pour les deux claviers à des fins comparatives des résultats d'analyse.

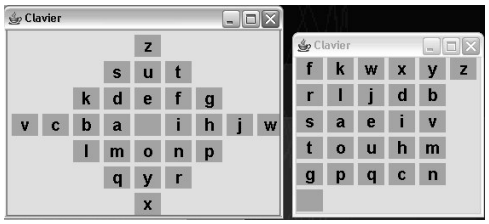


Figure 1 : le clavier *Annie* à gauche et le clavier *Céline* à droite

E. *Hypothèses*

Nous vérifierons, par les hypothèses qui suivent, que les claviers *Annie* et *Céline* sont plus adaptés aux difficultés motrices des ces deux personnes handicapées, c'est-à-dire qu'ils visent à réduire leur fatigue. Les deux paramètres définis pour cette caractérisation de la fatigue concernent : le nombre de caractères saisi et le temps de saisie pour aller d'une touche à une autre. Ce temps comprend le temps de la lecture de la touche à saisir, le temps de recherche de la touche à saisir, le temps de planification de l'activité motrice, le temps de déplacement du curseur sur la touche à saisir et enfin le temps de sélection de la touche. Il en découle les hypothèses suivantes :

Hypothèse 1 : La distance totale parcourue par le pointeur est moins importante pour les claviers *Annie* et *Céline* que pour le clavier AZERTY ;

Hypothèse 2 : La vitesse de saisie est plus grande pour les claviers *Annie* et *Céline* que pour le clavier AZERTY;

Hypothèse 3 : Le nombre de caractères saisi est plus important pour les claviers *Annie* et *Céline* que pour le clavier AZERTY ;

Hypothèse 4 : Le sujet saisit plus de caractères le matin que le soir du fait que la fatigue est *a priori* plus prononcée le soir ;

Hypothèse 5 : Le temps de saisie est moins important pour les claviers conçus par les utilisateurs que pour le clavier virtuel AZERTY ;

Hypothèse 6 : Il existe une corrélation entre le nombre de caractères saisis et les temps moyens de saisie.

F. *Profil des participants*

Deux sujets handicapés moteurs atteints de myopathie de type amyotrophie spinale participent à l'expérimentation. Le degré du handicap du sujet 1 est de niveau 3 : le niveau 3 caractérise des sujets qui ont des difficultés à soulever des objets et qui n'ont aucune mobilité des épaules. Le sujet 1 utilise quotidiennement le clavier virtuel du système Windows pour saisir du texte (c'est le concepteur du clavier *Annie*). Le degré du handicap du sujet 2 est de niveau 2 : ce niveau correspond aux sujets qui ont des difficultés à soulever des objets et qui ont une mobilité faible des épaules. Le sujet 2 utilise quotidiennement le clavier Clavicom 4.1 (c'est le concepteur du clavier *Céline*).

G. *Déroulement de l'expérimentation*

L'expérimentation s'effectue au moyen de la plate forme E-Assiste [19]. Le sujet dispose à son domicile de la partie *client* de la plate forme. Celle-ci dispose d'un bandeau de saisie qui permet de visualiser les caractères du texte à saisir et d'un clavier virtuel.

Le sujet fait deux sessions de tests : le matin et le soir (cf. **Tableau 2**) avec contre-balancement d'utilisation des claviers.

Matin	AZERTY	*sien*
	Sien	AZERTY
Soir	*Sien*	AZERTY
	AZERTY	*sien*
Jour	j	j +1

Tableau 2 : Sessions de l'expérimentation

L'expérimentation est décomposée de deux exercices. Pour le premier, l'expérience s'est déroulée sur huit jours ; le

sujet devait saisir un texte de 1 367 caractères, sans phase de repos au cours de l'exercice. Le deuxième exercice s'est déroulé sur 2 jours avec la consigne suivante : le sujet devait saisir aussi rapidement que possible un texte comportant 5 555 caractères, différent du texte de la première expérience avec arrêt lors du ressenti d'une fatigue oculaire et/ou motrice des membres supérieurs. À la fin de l'expérimentation les sujets ont rempli un questionnaire concernant les difficultés d'usage de chacun des types de claviers.

H. Variables expérimentales

Les variables d'étude concernent :

La variable « distance » : Celle-ci représente la distance totale parcourue par le pointeur lors de la saisie des mots ;

La variable « vitesse » (notée WPM signifiant mots par minute) : Cette variable est le nombre de mots (1 mot = 5 caractères) saisis par minute ;

La variable « erreur » : Celle-ci représente le nombre de caractères erronés qui sont saisis par le sujet ;

La variable « KeyStrokes Per Character » (KSPC) : Cette variable est le nombre de saisies effectuées sur le clavier virtuel. Ici le KSPC = 1, càd une touche saisie correspond à un caractère saisi. Durant toute la saisie le KSPC sera égal à 1 car les saisies utilisant les combinaisons de touches ne sont pas implémentées.

IV. RESULTATS

A. Résultats théoriques

Avec le module des lois psychophysiques de la plate forme SOKEYTO, nous avons évalué les trois claviers : AZERTY, *Annie* et *Céline* avec la formule (2). D'après la **Figure 2**, nous pouvons observer que les performances des claviers *Annie* et de *Céline* dépassent celles du clavier AZERTY. Ceci est dû aux agencements des touches plus optimisés que celui du clavier AZERTY.

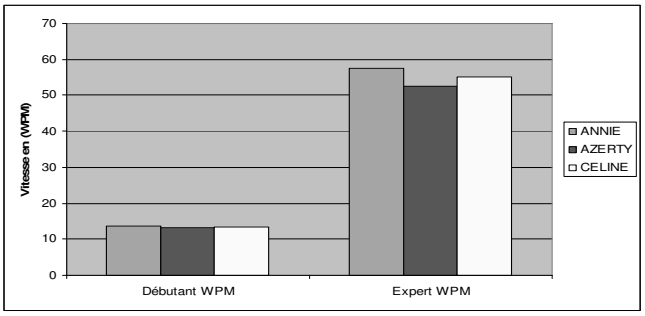


Figure 2 : Vitesse de saisie théorique (en WPM : mots par minute) concernant un utilisateur débutant ou expert pour les claviers : *Annie*, AZERTY et *Céline*

B. Premier exercice

L'hypothèse 1 est vérifiée. La **Figure 3** illustre respectivement une réduction de la distance de 17 % pour le clavier *Céline* et une de 38 % pour le clavier *Annie* par rapport au clavier AZERTY utilisé respectivement par le sujet 2 et le sujet 1. Celle-ci est due à l'optimisation de l'agencement des claviers conçus par les sujets.

Figure 3 : Distance réelle parcourue du curseur

Par contre, la **Figure 4** montre que la vitesse de saisie pour le clavier AZERTY demeure optimale. Cela est dû à la fréquente utilisation quotidienne de ce clavier par les deux sujets (connaissance de l'agencement). La vitesse théorique déterminée par la formule (2) ne correspond pas à celle de la vitesse expérimentale. Ces résultats nous font postuler que ces lois et ces modèles psychophysiques ne rendent pas bien compte des comportements cognitifs et moteurs des personnes handicapées moteur. Cette non-adaptation viendrait du fait qu'ils n'ont été conçus que pour des tâches réalisées par des personnes valides. Or ces tâches, lorsqu'elles sont effectuées par des personnes handicapées, provoquent de la fatigue musculaire.

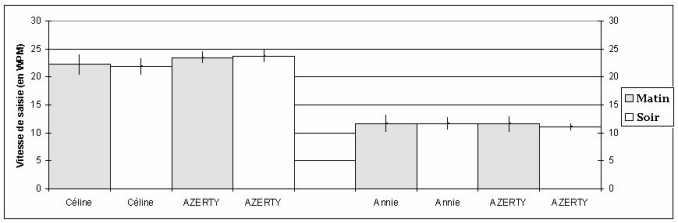


Figure 4 : Vitesse de saisie

Dans le **Tableau 3** nous observons une déviation importante entre les résultats théoriques et les résultats expérimentaux. Nous remarquons que pour le sujet 2 (utilisateur du clavier *Céline*), les valeurs expérimentales se trouvent entre les valeurs théoriques du niveau débutant et du niveau expert. Cependant, lors d'une utilisation journalière d'un clavier virtuel, le sujet 2 s'approprie la représentation du clavier et par conséquent, ses performances augmentent (≈ 21,94 WPM pour le clavier Céline contre 23,82 WPM pour AZERTY). Il en est de même pour le sujet 1 (≈ 11,60 WPM pour le clavier Annie contre 11,25 WPM pour le clavier AZERTY). Ces déviations nous suggèrent la prise en compte du degré de sévérité de la maladie dans la modélisation de Fitts. Nous constatons également l'influence nulle des sessions du matin versus du soir pour le sujet 1 et peu significatif pour le sujet 2.

			WPM théorique	
		WPM Expérimental	Débutant	Expert
AZERTY	Sujet 1	11,25	13,3	52,4
	Sujet 2	23,82		
Céline	Sujet 2	21,94	13,47	55,05
Annie	Sujet 1	11,6	13,6	52,4

Tableau 3 : Comparaison des valeurs expérimentales et théoriques

C. Deuxième exercice

Dans la **Figure 5** nous pouvons observer que les sujets ont saisi plus de caractères avec leur clavier qu'avec le clavier AZERTY.

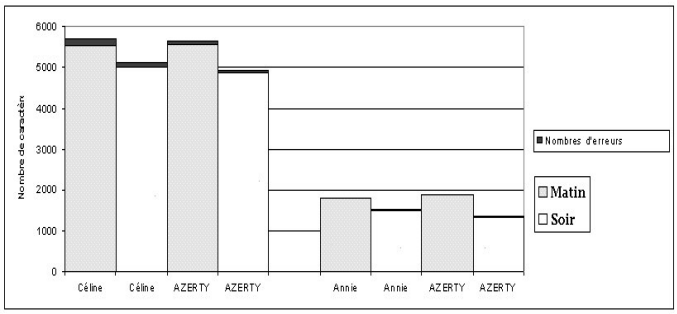


Figure 5 : Nombre de caractères saisis jusqu'au ressenti de la fatigue

Le sujet 1 a saisi 1,08 % de caractères supplémentaires avec son clavier *Annie*. Le sujet 2 a saisi 1,26 % de caractères supplémentaires avec son clavier *Céline*. Ces résultats sont peu significatifs ; néanmoins ils s'expliquent par l'adaptation personnalisée de l'agencement des claviers aux capacités motrices des utilisateurs. Ceci confirme, pour ces deux sujets l'hypothèse 3. Mentionnons que la fatigue est différente le matin et le soir. Les deux sujets saisissent moins de caractères le soir que dans la matinée comme l'hypothèse 4 l'énonçait. Par conséquent, nous observons un effet de la fatigue dû aux activités motrices de la journée et du degré de la maladie.

Nous estimons également que le temps moyen de saisie d'un caractère peut être un autre facteur de mesure de la fatigue motrice.

La **Figure 6** illustre le temps moyen de saisie d'un caractère en fonction du clavier et de la session (matin versus soir). Nous observons que l'hypothèse 5 est *a priori* fausse. Cependant ces résultats ne peuvent être interprétés de manière définitive : en effet, les sujets ne sont pas des experts de leurs claviers en ce sens qu'ils n'ont pas encore acquis une représentation mentale de leur clavier déterminé en incluant les pauses, les « vagabondages du pointeur du dispositif pour les phases de relaxes ». Nous pouvons aussi mentionner la corrélation qui existe entre le degré d'atteinte de la maladie du sujet et le temps moyen de saisie de caractères (quasiment un rapport de 2 entre le sujet *Céline (*degré 2) *et le sujet Annie* (degré 3*).* Cette même constatation peut être faite pour le nombre de caractères saisis (cf. **Figure 5***).*

Figure 6 : Temps moyen de la saisie d'un caractère

Dans la **Figure 7** nous visualisons un extrait de saisie de texte effectué par un sujet.

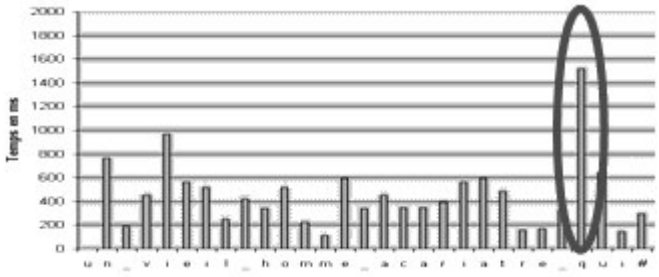


Figure 7 : Temps de réaction pour aller d'une touche à une autre

Ce temps de réaction est variable selon la séquence de lettres. La Figure 7 illustre le temps important de saisie de la lettre *q*. Pour observer ce phénomène nous avons pris la fonctionnalité de ***rejeu*** de la plate forme E-Assiste [19]. Cette fonction permet de visualiser *en temps réel* le parcours du pointeur au cours de la saisie. La visualisation du déplacement du pointeur pour la saisie de la lettre *q* a fait ressortir le phénomène suivant : à savoir que le sujet baladait son pointeur de part et d'autre du clavier virtuel. La raison de ce comportement expliquée par le sujet, est l'engourdissement de la main du sujet. D'autres situations concernent des phases de repos du sujet. Tous les temps très supérieurs au temps moyen de saisir feront l'objet de diagnostics fins.

D. Résultats du questionnaire

Les deux sujets ont mentionné que la fatigue concernant l'utilisation du clavier virtuel AZERTY se traduit par un manque de précision dans les déplacements du curseur et par des erreurs plus nombreuses. Les sujets 1 et 2 ont aussi déclaré que le temps de saisie d'un caractère est plus long et qu'ils ressentent des problèmes de tension articulatoire. Pour les deux sujets, elle est due : a) à l'amplitude du déplacement du curseur et b) à la direction de déplacement du dispositif. Le sujet 1 a aussi ajouté que le fait d'effectuer une pression sur le clic souris et d'avoir une période trop longue est aussi une source de fatigue. Par contre, le ressenti concernant l'utilisation du clavier Annie et du clavier Céline est partagé. Le sujet 1 (le concepteur du clavier *Annie*) a signalé une satisfaction concernant l'utilisation de son clavier du fait de sa préférence par rapport à AZERTY et à l'économie de déplacement du curseur que lui procure ce dernier. A contrario, le sujet 2 (le concepteur du clavier *Céline*) est non satisfait de son clavier du fait de la difficulté de l'utilisation du couple clavier/dispositif et de l'habitude du clavier AZERTY. Une nouvelle représentation du clavier est en cours de « redesign » suite aux retours d'observation de cet exercice.

V. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Dans cet article, nous avons montré que les lois psychophysiques ne traduisent pas bien le comportement des personnes handicapées. Nous pensons en conséquence, que des adaptations sont encore nécessaires pour prendre en compte dans les lois et les modèles psychophysiques les facteurs de fatigue (temps de l'exercice, degré de la maladie, type de handicap moteur, etc.). Cette expérimentation, bien que très

partielle dans le temps et sur le nombre de sujets nous invite à poursuivre cette investigation de recherche. Il en ressort que la fatigue peut être mesurée, soit de manière macroscopique avec le nombre de caractères saisis sans activité de repos motrice, soit de manière microscopique avec le temps moyen de saisie d'un caractère et l'analyse des stratégies mises en œuvre. Les perspectives à mettre en place sont d'implémenter ces deux mesures sur la plate forme E-Assiste. Nous procéderons aussi à une analyse des causes possibles des temps de saisie importants (phase de repos du sujet, problème de spatialisation ou encore besoin d'activité motrice de détente).

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient très chaleureusement les sujets *Annie* et *Céline* d'avoir pris beaucoup de leur temps de leur vie pour participer à notre étude. Ils nous ont également permis de bien analyser leurs besoins et leurs demandes en matière d'AAC.

BIBLIOGRAPHIE

[1] M.Y. Abraham, « Des Pictogrammes pour communiquer », SETIT 2003, Actes Sciences Electroniques Technologies de l'Information et des Télécommunications, Published on CD-ROM, Sousse (Tunisie), 17-21 Mars 2003.

[2] Ch. Bérard, "Clavier-écran : concevoir avec les utilisateurs", Handicap 2004, Paris, pp. 83-88, 17 & 18 Juin 2004.

[3] G. Bourhis, P. Pino, A. Leal-Olmedo,,"Aide à la communication pour personnes handicapées : modélisation de l'interaction homme-machine »,Revue d'Interaction Homme-Machine, vol.3, n°2, 2002, pp.135-148.

[4] S. K. Card, T. P. Moran, A. Newell, "Computer text-editing: An information processing analysis of a routine cognitive skill" Cognitive Psychology, 12, pp. 32-74, 1980.

[5] Ph. Boissière, D. Dours, "A Proposal of an Evaluation Framework for Writing Assistance Systems: Application to VITIPI", Proceedings of 8th International Conference on Computer Helping People with special needs (ICCHP 2002), Linz, Autriche, pp. 276-278, 15-20 juillet 2002.

[6] P.M. Fitts, "The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of the movement", Journal of experimental psychology 47, pp.381-391, 1954.

[7] K. Harbusch, S. Hasan, H. Hoffmann, M. Kühn, B. Schüer, "Topic- and Author-Specific Suggestion Lists for Typing with Ambiguous Keyboards", in the Proceedings of the Recent Advances in Natural Language Processing (RANLP 2003), Borovets, Bulgaria , 2003.

[8] W. E. Hick, "On the rate of gain of information", Quarterly Journal of Experimental Psychology, 4, pp. 11-26, 1952.

[9] R. Hyman, "Stimulus information as a determinant of reaction time", Journal of Experimental Psychology, n°45, pp. 188-196, 1953.

[10] S. Keates, J. Clarkson, P. Robinson, "Investigating the applicability of user models for motion-impaired users", Proceedings of Assets 2000: Fourth International ACM Conference on Assistive Technologies; pp. 129-36, Nov 20-22 2000.

[11] G.W. Lesher, B.J. Moulton, "A method for optimizing single-finger keyboards." Proceedings of the RESNA 2000 Annual Conference, pp 91-93, 2000.

[12] E. F. LoPresti, D. M. Brienza, J. Angelo, L. Gilbertson, "Neck range of motion and use of computer head controls Assistive Technology" Sciences, Pittsburgh, PA; Koester Performance Research, Ann Arbor, MI; Department of Bioengineering and Rehabilitation Science and Technology Department, University of Pittsburgh, 5040 Forbes Tower, Pittsburgh, PA, 2003.

[13] I.S. MacKenzie, "Fitts' law as a research and design tool in human-computer interaction", Human-Computer Interaction, 7, Moscow, pp.91-139, 1992.

[14] I. S. MacKenzie, S. Z. Zhang, "The design and evaluation of a high performance soft keyboard", Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI '99, pp. 25-31. New York: ACM, 1999.

[15] L. Magnien, J-L. Bouraoui, F. Vella. « Utilisation d'indices visuels pour l'aide à la saisie de texte sur PDA. » Dans : 15èmes Conférence Francophone sur l'Interaction Homme-Machine (IHM 2003), Caen, 24 novembre 28 novembre 2003. ACM, IBSN: 1-58113-803-2/03/0011, New York, pp. 252-255.

[16] P. Majaranta, I.S. MacKenzie, A. Aula, K.J Räihä, "Metrics for text entry research: Auditory and visual feedback during eye typing", Proceedings of the ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - CHI 2003, pp. 766-767. New York: ACM, 2003.

[17] D. Niemeijer, « In memoriam of Christian Bérard: Striving for effort reduction through on-screen keyboard word prediction", Assistive technology: from virtuality to reality - 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE 2005), Lille, France,. A Pruski, H Knops (Eds.), IOS Press, ISBN 1-58603-543-6, http://www.irit.fr/aaate2005wk/, 6 septembre - 9 septembre 2005.

[18] M. Raynal, N. Vigouroux, "KeyGlasses: Semi-transparent keys to optimize text input on virtual keyboard", Assistive technology: from virtuality to reality - 8th European conference for the advancement of assistive technology in europe (AAATE 2005), Lille, France,. A Pruski, H Knops (Eds.), IOS Press, ISBN 1-58603-543-6, pp. 713-717, 6 septembre - 9 septembre 2005.

[19] M. Raynal, S. Maubert, N. Vigouroux, F. Vella, L. Magnien, "E-Assiste: A platform Allowing Evaluation of Text Input System", 3rd Int. Conf. on Universal Access in Human-Computer Interaction (UAHCI 2005), Las Vegas, USA, Lawrence Erlabaum Associates (LEA), ISBN 0-8058-5807-5, 22 juillet 27 juillet 2005, p. CDRom.

[20] I. Schadle, B. Le Pevedic,, J-Y..Antoine, F. Poirier, « Sybillettre : système de prédiction de lettre pour l'aide à la saisie de texte », TALN'2001, atelier thématique "Handicap et Ingénierie Linguistique, Tours, France, vol 2., pp. 233-242, 2001.

[21] R. W. Soukoreff, I.S. MacKenzie, "Theoretical upper and lower bounds on typing speed using a stylus and soft keyboard", Behavior & Information Technology, 14, pp. 370–379, 1995.

[22] F. Vella, N. Vigouroux, Ph. Truillet. « An User-Centered Approach for Designing CLAPOTI: an Assistive Technology Designed for Speech and Motor Disorders", AAATE Conference 2003 (Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe), Dublin, Ireland, IOS Press, ISSN 1383-813X, Oxford, England, pp. 289-293, 31 août 3 septembre 2003.

[23] F. Vella, N. Vigouroux, Ph. Truillet, "SOKEYTO: a design and simulation environment of software keyboards", (Assistive Technology - Assistive technology from virtuality to reality AAATE'05, Lille (France), pp. 723-727, 6-9 septembre 2005.

[24] F. Vella, A. Collignon, A. David, V. Chabbert, N. Vigouroux. « Pour une meilleure utilisabilité des pages Web par des handicapés moteurs : modèle de Fitts et méthodes de conception centrée-utilisateur ». Dans : 17ème Conf. francophone sur l'Interaction Homme-Machine (IHM 2005), Toulouse, 27 septembre 30 septembre 2005. ACM Press, ISBN 1-59593-192-9, pp. 239-242.

[25] N. Vigouroux, F. Vella, Ph. Truillet, M. Raynal, "Evaluation of AAC for text input by two populations: normal versus handicapped motor persons", 8th ERCIM UI4All, Vienna (Österreich), Adjunct Proceedings, 14 pages, 28-29 June 2004.

[26] S. Zhai, , M. Hunter, B.A. Smith. "The Metropolis Keyboard - an exploration of quantitative techniques for virtual keyboard design.", Proceedings of The 13th Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology (UIST). San Diego, California: ACM. pp. 119-218, 2000.

Altérations de la communication dialogique

Le statut de la langue dans la palliation des troubles de la parole

Maryvonne ABRAHAM, Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne, et Laboratoire Langue, Logique, Informatique , Communication et Cognition, UMR CNRS Paris 4 Sorbonne, *maryvonne.abraham@enst-bretagne.fr*

Résumé Les situations de communication difficile ou absente sont nombreuses, et peuvent être dues à des troubles plus ou moins sévères de la vision, de l'audition, de la parole, ou des fonctions mentales. Les troubles affectant ces quatre fonctions peuvent être cumulatifs, il peut de plus s'y superposer des handicaps moteurs des membres supérieurs, qui augmenteront les difficultés à trouver une palliation, qui ne peut être séparée du système perceptuo-cognitif.

Si l'on souhaite améliorer ou traduire dans la langue de la communauté les différentes langues ou écritures substitutives (langue des signes, écritures pictographiques) utilisées dans une palliation particulière, il faut construire de bons modèles linguistiques cognitifs formalisables, préalables à des aides techniques de qualité, valorisantes pour les utilisateurs.

Mots-clés : palliation de communication interpersonnelle ; palliation de l'oralité ; anticipation d'écriture ; écritures pictographiques ; pictogrammes ; langue des signes ; systèmes linguistiques.

I. INTRODUCTION : PROBLEMATIQUE DES HANDICAPS DE COMMUNICATION

Les situations de communication difficile ou absente sont nombreuses, et peuvent être dues à des troubles plus ou moins sévères de la vision, de l'audition, de la parole, ou des fonctions mentales. Les troubles affectent la perception ou la production , ou des fonctions plus difficiles à cerner en cas de traumatisme crânien. Des organes de réponse défectueux : voix inaudible, atteinte laryngée, souffle insuffisant, paralysie faciale, empêchent l'articulation … Si l'on n'entend pas, ou si l'on entend mal, l'information oralisée perçue est erronée et la réponse est inadaptée ; elle produit souvent chez l'interlocuteur l'impression , erronée, d'un défaut mental, alors que le raisonnement fonctionne bien, mais sur un environnement construit à partir d'informations mal captées. Une mauvaise perception visuelle peut conduire à « voir » (imaginer ?) des entités qui n'existent pas, ou, du point de vue de la graphie, à lire autre chose que ce qui est écrit, donc à « mal comprendre » des informations visuelles. Certains troubles de communication peuvent être reliés à des altérations physiques localisées du cerveau. Dans tous les cas, le problème devient : quelle est la représentation mentale construite, comment la connaître, la faire s'exprimer dans la langue de tous?

Les altérations peuvent s'additionner ou se combiner, rendant caduques certaines solutions palliatives : comment, par exemple, aider une personne sourde et aveugle à communiquer ? Il peut de plus se superposer aux troubles perceptuo-cognitifs des handicaps moteurs des membres supérieurs, qui augmenteront les difficultés à trouver une palliation.

La palliation du handicap de communication ne peut être séparée du système perceptuo-cognitif. Pallier les troubles de perception et de production demande de simuler et de calquer le système perceptuo-cognitif, qui s'interface avec la perception et la production. Entre les systèmes artificiels et les systèmes humains, ce n'est pas une analogie d'organes, mais de fonctions qui peut être faite. Dans certains cas une réparation ou une amplification de la sensibilité lésée est possible, dans de nombreux autres cas, il faut imaginer une réponse nouvelle, qui devra être compatible avec l'ensemble du système, et ne pas y introduire d'incohérences nouvelles. Certaines palliations, déjà opérationnelles, pourraient recevoir des améliorations qui les rendraient plus confortables ; d'autres demandent des recherches plus approfondies, en particulier toutes celles qui concernent le système langagier, que l'on croit simple, à tort, parce que nous le pratiquons spontanément.

Si l'on souhaite construire une aide technique destinée à pallier ou à augmenter une communication altérée, une connaissance et une bonne description fonctionnelle des altérations et de leurs conséquences doivent être faites. Il ne s'agit pas de remplacer l'utilisateur ni de raisonner à sa place, il s'agit de l'aider à communiquer à l'aide d'une écriture. L'écriture habituelle est alphabétique. Cette écriture permet d'utiliser les synthèses de parole à partir de texte *(Text to Speech, TTS)*. Si elle est connue, elle peut être aidée par des systèmes d'anticipation[1], et reste une bonne solution, éventuellement couplée à une synthèse de parole. Si l'écriture alphabétique n'est pas connue, on tente d'utiliser des pictogrammes

[1] Il en existe de plusieurs sortes : voir les travaux en France de N.Vigouroux, J.-Y.Antoine, en particulier.

qui représentent des mots du lexique. Si l'on souhaite, à partir des pictogrammes, utiliser une synthèse de parole (qui «lit automatiquement» des textes), lire des mots du lexique ne suffit pas. Les ensemble de pictogrammes actuellement disponibles et les machines qui les utilisent ne visent pas la langue mais un niveau assez général mal déterminé compatible avec l'anglo-américain. L'adaptation des produits faits pour l'anglo-américain souffre d'incohérences cognitives, aussi bien au niveau de la grammaire que des représentations ou de l'utilisation des pictogrammes. Il faut se garder d'amalgamer la parole, la grammaire, le dictionnaire de mots ou de concepts et leurs écritures, en particulier les pictogrammes, que l'on a souvent la naïveté de croire plus simple que l'écriture alphabétique des sons, parce qu'ils représentent directement le désigné, ce qui n'est vrai que dans certains cas. Il n'y a pas de consensus concernant l'utilisation des codes pictographiques. En particulier, si l'on vise une insertion sociale, il est important de ne pas les utiliser pour inventer un langage : pour parler à qui, avec qui?

II. PROPOSITION DE PROGRAMME COGNITIVO-LINGUISTIQUE

Utiliser une TTS nécessite évidemment d'écrire les phrases[2] textuelles, donc d'avoir pu apprendre à écrire (ou au moins à lire). Une écriture pictographique substituée à l'écriture habituelle, doit : i) pouvoir rendre compte de la langue ; ii) être réécrite correctement en texte, sans que l'utilisateur ait à contrôler cet écrit.

Dans une grand nombre de situation de paroles altérées, la partie linguistique est très sous-estimée, réduite à un lexique simpliste (gêné par la polysémie), à une grammaire assimilée à de la syntaxe, à la phrase considérée comme une simple suite de mots. Si des pictogrammes désignent des mots, le problème de la polysémie se complique d'une interprétation multiple d'une même image. La nécessité de modèles linguistiques computationnels au niveau de la recherche en traitement automatique de la langue naturelle, devient essentielle. La fin des années 1980 a vu les recherches s'organiser autour des sciences cognitives, réunissant des spécialistes en linguistique, psychologie, philosophie, mathématique et informatique dans le but de construire de meilleurs modèles sémantiques de la langue naturelle.

Substituer à l'écriture alphabétique une écriture pictographique impose aussi de s'interroger sur la manière dont nous produisons nos discours . On peut penser que nous choisissons nos mots dans notre lexique mental, que nous les écrivons en les organisant suivant la grammaire de notre langue pour « mettre en phrases » notre pensée. D'après [Le Ny 141] , le processus de lecture se déroule de la façon suivante : « l'activation de la représentation de la *forme* du mot produit l'activation de la *signification* du mot. (…) cette succession de deux processus, reconnaître la forme du mot, puis activer sa signification, est un mécanisme fondamental : il se reproduit des centaines, des milliers de fois, de façon répétitive, pour chacun des mots de l'énoncé soumis à compréhension. Cela se fait en interaction avec les autres traitements, notamment syntaxiques et inférentiels , qui concourent à la construction du sens . »

Dans notre projet, la forme du mot n'est plus l'encodage du son mais le schéma représentant l'un des désignés par ce mot. Suivons [Le Ny, 141 :142] : « Dans la production de la parole ou l'écriture on retrouve un fonctionnement grosso modo symétrique : il faut y distinguer la production de ce que le locuteur « veut dire » , activité cognitive mystérieuse, mais qui a dans le temps l'allure d'un flux de sens ce que l'on appelle communément la pensée , puis la réalisation de cette intention de parole par la mise en phrases et notamment la sélection des mots qui vont être prononcés. L'accès aux mots et à leur forme , à partir de ce que l'on veut dire, c'est à dire des significations encore informulées qui préexistent à la parole détermine la prononciation de ces mots. »

Le problème qui nous occupe revient finalement à calquer le lexique mental où les mots écrits sont remplacés par des dessins, schémas des entités représentées, afin de l'utiliser dans la construction de phrases de texte. Si nous devons construire une aide technique qui utilise une écriture pictographique, le lexique mental contient les mots écrits sous forme de pictogrammes et non sous forme alphabétique (qui écrit le son des mots, qui correspond donc à la parole). La substitution d'écriture repose sur l'hypothèse d'une voie de lecture différente : ainsi , les pictogrammes qui s'adressent à la perception visuelle devraient renvoyer plus directement à l'entité désignée par le mot, connu mais impossible à dire.

Le lexique nécessaire à une conversation utile peut comporter un millier de mots ou plus. Il est donc préférable que les pictogrammes soient motivés pour que leur apprentissage soit facilité. Suivant les catégories syntaxiques de la langue, la représentation des mots pose différents problèmes. Nous allons présenter quelques-uns de ces problèmes, en montrant l'importance de la catégorie syntaxique pour construire des phrases de la langue.

[2] Une phrase vocale est bien plus qu'une suite de phonèmes.

III. LA LANGUE

Les écritures d'une langue

Dans la substitution de l'écriture alphabétique par des pictogrammes, il faut s'entendre sur le statut des pictogrammes, et sur leur représentation. Il en existe un grand nombre, aucun ensemble n'emporte l'adhésion totale des utilisateurs et des thérapeutes. Une des principales raisons est qu'ils dépendent des procédés perceptuo-cognitif de lecture de leurs utilisateurs. *Communimage* présente un lexique figuratif, qui revient à un code de « mots-clés ». Réduits à un étiquetage du lexique, les codes pictographiques restent pauvres, peu intéressants pour une réelle communication concernant des personnes au mental mental intact qui souhaitent s'exprimer par de vraies phrases.

Aide à l'écriture alphabétique

Des accidents peuvent survenir chez des personnes qui ont su maîtriser leur langue, lire et écrire. C'est en particulier le cas des aphasiques par suite de traumatismes crâniens[3], et des victimes d'accidents vasculaires cérébraux[4]. Lorsque la communication par l'écriture habituelle est préservée, elle reste le meilleur support, même contrainte par des techniques épelantes, associées à des prédictions de mots.

Ecriture pictographique de la langue

Bliss et *Word Strategy* (utilisés en palliation) ne sont pas des codes, mais sont des écritures de la langue : *Bliss* est une écriture conceptuelle (mais comment atteindre automatiquement le texte ?) ; *Word Strategy*, construit à partir de l'anglo-américain, demande une charge mnésique importante, avec un lexique construit sur des concepts discutables et une grammaire réduite à un dictionnaire de transformations morphologiques, qui impose de connaître l'écriture alphabétique pour être utilisé au mieux.

Linguistique cognitive

« Toutes les analyses sémantiques d'orientation cognitive , qu'elles soient psychologiques, linguistiques, de philosophie du langage, ou d'intelligence artificielle (traitement automatique du langage naturel) , insistent sur le fait que le sens n'est en aucune façon directement donné dans l'énoncé : il doit être construit par l'auditeur ou le lecteur. Le sens est toujours une interprétation de l'énoncé. Cette construction est opérée par un traitement mental si complexe que certains auteurs l'appellent un « calcul » du sens . » [Gineste-Le Ny, 101] . Pour faciliter cette construction, le projet e-picto[5] propose une « machine à écrire du texte» qui s'appuie sur une interface qui présente, sous forme de pictogrammes, un lexique et des fonctions de grammaire. Les pictogrammes sont autant que possible motivés, présentés en catégories structurées ; la grammaire sémantique est présentée sous forme d'opérations qui construisent les formes morphologiques ; une interface organise les accès au lexique ; un système d'accès à cette interface[6] permet au scripteur d'écrire la séquence pictographique voulue en conservant l'ordre des mots dans la phrase, réalisant ainsi la partie de la grammaire qui encode par des places les rôles interprétatifs; un analyseur-générateur de phrases reconstruit le texte en français pour la TTS.

Les catégories syntaxiques et les opérateurs de la langue

Les grammaires catégorielles font apparaître des catégories syntaxiques plus fines que celles données par les grammaires de langue [Desclés, 1990 : 84-92]. La connaissance de ces catégories est nécessaire pour construire une phrase ; la catégorie syntaxique indique de plus les rôles sémantiques possibles d'un mot, et ses possibilités flexionnelles.

Le tableau ci-dessous présente dans une grammaire catégorielle les types syntaxiques de quelques catégories syntaxiques du français , formés selon la règle suivante : **Si N et S sont des opérateurs, alors ONS est un opérateur qui attend un opérande de type N pour former un résultat de type S.** [Desclés, 1990 : 88-90]. D'après ce tableau, nous voyons qu'un grand nombre de mots du lexique jouent le rôle d'opérateurs dans la langue, et que les opérandes simples sont représentés par les noms. Dans l'apprentissage de la langue par les enfants, la désignation du stable par les noms constitue une première étape, suivie de l'acquisition des mots qui permettent d'exprimer le changement (verbes, adjectifs, … qui, dans le tableau, sont typés comme des opérateurs). Notre interrogation porte sur la meilleure manière de présenter à l'écran comme un « calque du lexique mental » les mots qui désignent

[3] Les cas de traumatisme crânien sont très complexes ; certaines zones du cerveau ne remplissent plus leur fonction. Très schématiquement, suivant la zone atteinte, on peut s'attendre à des productions a-grammaticales ou à un lexique très perturbé. Voir les travaux de J.L.Nespoulos.

[4] L'aide humaine, plus chaleureuse, est appréciée, cf. *le scaphandre et le papillon*, de J.D.Bauby. Des machines à prévisions de mots avec système épelant associé à une possibilité d'interrompre la séquence épelée sont proposées dans ces cas. Nous restons très réservés concernant la prédiction de phrase, dépendante du contexte, qui constitue un problème d'une autre nature.

[5] Développé à l'ENST-Bretagne, le projet e-picto de modélisation cognitive de la langue est industrialisé sous le nom d'*Axelia*.

[6] Dans les cas ordinaires, la souris pointe, mais les cas où la souris n'est pas utilisable sont fréquents. Dans les cas de totale paralysie, la solution passe par un balayage des pictogrammes, qui doit simuler le parcours cognitif que fait l'utilisateur, associé à un système d'interruption du balayage bien calibré temporellement.

le stable et les opérateurs. Nous faisons actuellement l'hypothèse que la catégorisation syntaxique correspond à une notion cognitive première, en lien avec la perception du stable , opposé à l'évolutif ; cette catégorisation se réalise dans la langue, à un premier niveau, par les noms (le stable) et les opérateurs (l'évolutif). Les organisations par domaines sémantiques (qui ne traversent pas les catégories syntaxiques) se situent à un deuxième niveau.

Catégorie syntaxique	Type syntaxique	Exemples
Noms	N	Chaise, chaussée, …
Syntagmes nominaux clos	N*	Jean, le chat, …
phrases	S	Jean roule
Verbes intransitif	ON*S	courir
Verbes transitifs	ON*ON*S	sortir quelque chose
Articles	ONN*	le, la , les, un
Adjectif	ONN	petit, blanc
Adverbe (déterminant de verbe)	OON*SON*S	lentement
Adverbe (déterminant de phrase)	OSS	malheureusement
Conjonction de phrases	OSOSS	et, parce que
Prépositions (transpositions)	ON*OON*SON*S	sur, vers, dans

Les noms (et plus généralement les syntagmes nominaux clos) peuvent occuper des places d'arguments du verbe. Généralement, les verbes réalisent les opérations de prédication. Les prépositions du français spécifient les verbes, et introduisent un nouveau paramètre du verbe, augmentant l'arité du prédicat complexe résultant. Dans certaines phrases, un verbe peut recevoir les rôles syntaxiques d'un nom (comme paramètre en position sujet ou complément) , tout en conservant ses propres attributs syntaxiques. Le verbe change alors de type, et devient un syntagme nominal clos, de type N* .

Les adjectifs sont des opérateurs déterminants des noms. Leur représentation imagée nécessite un support « stable », argument de l'opération.

Comme nous l'avons vu, un verbe ou un adjectif peuvent être employés dans une phrase comme noms, sans « hériter » de tous les comportements syntaxiques des noms : le verbe ne peut prendre le pluriel , il reste à l'infinitif, et selon sa position dans la phrase, il y joue un rôle d'ordinaire tenu par un nom : *le boire et le manger, fumer n'est pas bon pour la santé,* … Les adjectifs peuvent se comporter comme des noms, et recevoir des marques de genre : le petit, la grosse, les distraits , ... Ainsi, un même schéma de base sera lu à travers une opération de catégorie syntaxique ; il ne s'agit pas d'une lecture plurielle d'un même pictogramme mais bien d'une opération de changement de type syntaxique sur un mot, ce que les exercices d'apprentissage font couramment réaliser aux apprenants. Ces changements de catégories sont des opérations, que nous réalisons mentalement. La reconstruction automatique de la phrase exige de préciser cette opération réalisée mentalement dans le processus langagier. L'opération est représentée par un pictogramme surchargé d'un changement de couleur correspondant au changement de catégorie, puisque nous avons convenu que les couleurs sont des marqueurs de la catégorie syntaxique.

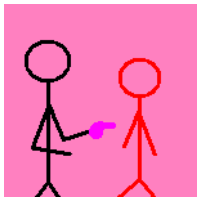
Entre lexique et grammaire

L'exemple *les juments vertes* montre deux opérations successives appliquées au groupe nominal : changement de genre et passage au pluriel, que l'on peut noter comme une combinaison d'opérations appliquées successivement :

[Pluriel] ([vers-féminin] ([cheval] [vert]))

La construction des pictogrammes met en évidence le statut ambiguë de certains mots grammaticaux du français, qui sont le résultat de plusieurs opérations successives. Prenons un exemple parmi les adjectifs possessifs : *ta lettre* : le mot *ta* résulte de la concaténation f(personne(y) , nombre(y)) g(genre (x), nombre(x)), avec : personne(possesseur=2) ; nombre(possesseur)= singulier) ; f(2,singulier)= *t*.

Genre(lettre)=féminin ; nombre(lettre)=singulier ; g(féminin , singulier)=*a*.



Le pictogramme résultant de la combinaison d'opérations sera par exemple celui ci : le fond rose indique le genre féminin singulier du possédé ; le possesseur est représenté en rouge, et désigné par le locuteur ; la désignation indique la 2ème personne. Dans ce mot, la relation la plus importante est celle qui lie le possesseur et le possédé. Les possibilités de relations sont exprimées par les mots suivants :

{{mon ma mes}, {ton ta tes} , {son sa ses} , {notre nos}, {votre vos} , {leur leurs}}.

Dans ces listes, nous remarquons que le genre est moins lexicalisé que ne le sont la relation possesseur – possédé et le nombre. Le cas du genre, différent suivant les langues pour une même entité, est plus un attribut syntaxique que sémantique, et paraît un peu moins important à exprimer puisqu'il n'est pas marqué au pluriel en français. Suffirait-il alors, dans la reconstruction du texte, de ne marquer que la relation possesseur-possédé, et le nombre, en automatisant la gestions du genre, puisque le genre, attaché syntaxiquement comme attribut du nom, fait partie du réseau du nom, et ne peut être modifié pour un item nominal donné ? Cela reviendrait à ne plus distinguer au niveau des pictogrammes, par exemple, *mon* de *ma*, *ton* de *ta*, *son* de *sa*.

IV. PRESENTATION DE LA LANGUE ET DU LEXIQUE A L'ECRAN

Représentation des mots

La langue est structurée. Un mot représente le désigné par son écriture alphabétique (qui encode sa prononciation) , mais la connaissance de la langue associe à l'écriture du mot son nom, son genre, sa catégorie syntaxique et les règles qui en découlent. Cette connaissance peut se représenter :

<nom du mot, genre, catégorie syntaxique, règles flexionnelles, représentation visuelle, signification (abstraite ou en contexte ?) > .

Le fait de substituer à l'écriture du son désignant le mot une écriture pictographique introduit une démarche cognitive nouvelle pour construire une phrase. C'est d'ailleurs bien pour cette raison que l'on choisit de le représenter par un pictogramme, en faisant l'hypothèse que cette « voie de lecture » sera plus efficace que la voie qui associe au mot l'écriture du son qui lui correspond. Un obstacle apparaît : quelle représentation choisir pour un mot polysémique ? Un archétype, un prototype, un meilleur représentant ? Faut-il aussi représenter les autres entités désignées par le même mot ? Pour répondre à ces questions, demandons-nous comment sont lus les pictogrammes : sont-ils décodés ou bien appris par cœur ? Suivant les capacités visuelles, la charge mnésique, et les procédés d'interprétations mis en œuvre, les pictogrammes ne seront pas construits sur des principes identiques, et ne viseront pas les mêmes catégories d'utilisateurs. Ils constituent une écriture palliative adaptée à certaines personnalités, qui ont leur propre mode de perception de représentation et d'action. En aucun cas un ensemble de pictogrammes ne peut viser l'universalité, puisque les lecteurs n'en ont pas tous la même lecture. (U.Eco :[7]).

Le dictionnaire

Le dictionnaire en son entier ne peut être proposé sur une seule page à l'écran, il faut donc trouver des principes organisateurs, à l'intérieur de chaque catégorie syntaxique. Nous avons proposé de constituer, dans chacune des catégories syntaxiques, des micro-domaines sémantiques (MDS) hérarchisés[7]. Suivant le volume du vocabulaire, le nombre de niveaux peut devenir élevé. Mais est-il judicieux de proposer une hiérarchie de MDS , sorte d'ontologie , dans laquelle chaque niveau contient des mots très peu fréquemment utilisés , avec le risque de brouiller la recherche du mot à l'écran, et d'augmenter le nombre de clics pour atteindre un mot placé à un niveau inférieur ? Cette question est d'autant plus importante que les représentations de mots proches sémantiquement dans un même MDS devraient ne se différencier que par quelques traits, brouillant l'identification des mots les plus fréquents. Il est donc important de s'intéresser à la fréquence d'emploi des différents mots pour construire les pages d'écran (MDS) les plus fréquemment sollicitées [Le Ny :143].

Nous avons souligné plus haut l'importance de la catégorie syntaxique des mots dans l'organisation de la phrase. Cette catégorisation doit donc apparaître clairement dans la présentation du lexique à l'écran ; par conséquent, si l'on souhaite rassembler des mots appartenant à différentes catégories syntaxiques sur une même page d'écran, l'information catégorielle liée au mot (et à son rôle potentiel) doit être indiquée sur le pictogramme, par exemple par un cadre coloré. Cette information joue le rôle de fonction d'accès à la catégorie.

A l'usage, il existe deux modes de lecture du dictionnaire: soit pour découvrir et apprendre le vocabulaire, soit pour communiquer, en lisant pour parler. La présentation de la suite de pictogrammes à l'écran doit faciliter le parcours lié à leur recherche au moment de l'écriture. Dans le cas de l'apprentissage, une présentation en tableau peut se lire en parcourant et contrôlant successivement chaque item, ligne par ligne ou colonne par colonne, ou bien de manière plus globale, en ne contrôlant que les pictogrammes dont la signification ne paraît pas claire. Lorsque le lexique est utilisé pour la communication, son rôle revient à une sorte de calque du lexique mental, où les pictogrammes ne sont que des indicateurs de signification, qui doivent être retrouvés très rapidement pour l'efficacité de la communication.

[7] Les catégories sémantiques ne traversent pas les catégories syntaxiques.

Une nouvelle version du projet A3000 propose optionnellement une présentation de cellules hexagonales contiguës (une cellule a six voisins et la relation de voisinage est conservée si l'on change la taille des cellules, propriété qui n'est pas conservée dans le cas des tableaux rectangulaires). Cette présentation , dense, demande une réflexion sur l'organisation cognitive des cellules qui puisse permettre un parcours[8] visuel optimal pour trouver rapidement le mot cherché.

V. CONCLUSION : INTERET DE LA LINGUISTIQUE COGNITIVE

Nous avons voulu montrer dans cet article quelques particularités sémantiques du langage, importantes dans le cas de reconstruction de la langue pour des personnes sans parole et sans atteinte mentale, désireuses de réellement s'exprimer. Pour ces personnes, une aide technique doit tenir compte des caractéristiques suivantes: i) une langue ne se réduit pas à un lexique monosémique ; ii) la grammaire ne se réduit pas à de la syntaxe : elle encode de la sémantique, mise en jeu dans la construction de phrases ; iii) les pictogrammes peuvent être interprétés ou appris par cœur . Afin de ne pas surcharger la mémoire, nous privilégions la lecture interprétative. Pour une représentation formelle juste des mots dans la langue, la représentation graphique des pictogrammes est considérée comme cognitivement juste si elle est interprétée comme l'écriture du mot correspondant du lexique.

VI. REMERCIEMENTS

Une partie de cette recherche a été subventionnée par le contrat A3000 du programme Nouveaux Usages des TIC, du Ministère délégué à la Recherche.

VII. BIBLIOGRAPHIE

1. Benveniste E.– Problèmes de linguistique générale. – Paris, GALLIMARD, t1, t2., 1996.
2. Chomsky N. – Piaget J., *Théories du langage théories de l'apprentissage. Le débat entre Jean Piaget et Noam Chomsky,* Seuil, Paris, 1979.
3. Chomsky N.– *Structures syntaxiques*, Paris, 1979.
4. Chomsky, N. , *Réflexions sur le langage*, Champs Flammarion, Paris, 1981.
5. Cordier, F. « Compréhension et production de verbes: les études de psychologie du développement » . *Cahiers de recherche linguistique LanDisCo*, n°12, CNRS, Nancy, pp. 39-48 , 1998.
6. Desclés J.P., *Le courrier du CNRS.* – Les représentations cognitives dans l'analyse des langues. N° 79, p. 67 oct. 1992.
7. Desclés, J.P. , *Langages applicatifs, langues naturelles et cognition* . Hermès, Paris , 1990 .
8. Eco, U. *La recherche de la langue parfaite dans la culture européenne*, Seuil, 1994
9. François J. 1990 Dehnière, G.– *Langages : cognition et langage.* N° 100, décembre 1990.
10. Fondation Frederik Bull , *Cahiers de la Fondation Frederik Bull*, « Informatique et Handicaps », n°4, décembre 1982.
11. Fuchs, C. (sous la direction de) *La linguistique cognitive*, Ophrys, 2004.
12. Gabus J.C., Fondation Suisse pour les Téléthèses « Aides techniques à la communication des personnes sans langage verbal ; le point de la situation », *Actes du 3e congrès international d'Autisme-France,* Nice, 1995.
13. Ginest, M.D., Le Ny, J.-F. *Psychologie cognitive du langage* , Dunod, Paris, 2002.
14. Hagège C.– *la structure des langues.* Paris, P.U.F., 1982.
15. Haton J.P. , Haton, M.C., *l'intelligence artificielle*, PUF, 1993.
16. Jackendoff, R. *Semantics and Cognition* . MIT Press, Cambridge, 1983.
17. Le Ny, J.F. *Comment l'esprit produit du sens*, Odile Jacob, Paris, 2005.
18. Picoche Jacqueline, *Structures sémantiques du lexique français*, Nathan, France, 1986.
19. Winograd T., – *Language as a cognitive process.* – Addisson – Wesley Reading, 1982.

[8] Pour le moment, ce parcours s'effectue en spirale dans le sens rétrograde.

Objectivation des réglages de l'implant Cochléaire à partir des ASSR.

Mikael Ménard, Lionel Collet, Christian Berger-Vachon

Hôpital Edouard Herriot, Pavillon U, 5 place d'Arsonval - 69437 LYON cedex 03
Laboratoire MXM, Chemin Saint Bernard, 06224 Vallauris.
mmenard@olfac.univ-lyon1.fr

Résumé

Objectif : *L'objectif de cette étude et de voir si nous pouvons obtenir de façon objective des données nécessaire au réglage de l'implant cochléaire Digisonic de MXM à l'aide de la méthode des ASSR.*
Méthode : *Nous avons cherché à mesurer l'artéfact engendré par la stimulation des électrodes de l'implant MXM Digisonic SP. Nous avons réalisé des mesures ASSR directes sur l'implant placé dans un bac rempli de liquide physiologique pour mesurer le signal émis par l'implant. Nous avons alors comparé les réponses ASSR obtenues avec les réponses enregistrées chez des sujets implantés et normo-entendants. Nous avons ensuite cherché à savoir si il existait une corrélation entre l'amplitude ASSR et la sonie d'un sujet. Tout d'abord, nous avons cherché l'intensité en dB correspondant à différents niveaux de sonie (fort, faible…) de façon subjective, puis nous avons relevé l'amplitude des réponses ASSR correspondant à ces différentes intensités.*
Résultats : *Comme nous l'avons montré dans une étude précédente la stimulation électrique délivrée par les électrodes de l'implant n'interfère pas ou trop peu avec la réponse physiologique cherchée dans le recueil. De plus, nous obtenons une bonne corrélation entre la sonie d'un sujet et l'amplitude de la réponse ASSR.*
Conclusion : *La possibilité de mesurer des ASSR chez la personne porteuse d'un implant cochléaire ainsi qu'une bonne précision de ces mesures nous donne un outil pouvant se révéler particulièrement utile dans l'aide au réglage de l'implant. Pouvoir évaluer les seuils auditifs ainsi que la courbe de sonie du sujet nous donne des paramètres important dans le réglage de l'implant cochléaire.*

I. Introduction

Le réglage de l'implant cochléaire consiste à déterminer pour chaque électrodes de l'implant les niveaux d'énergie qui produiront une sensation auditive ainsi que la fonction liant le niveau d'énergie émis avec l'intensité du son. Ces réglages sont réalisés par un audioprothésiste et nécessite la collaboration du sujet implanté. Malheureusement, des difficultés apparaissent dans le cas d'un enfant en bas âge ou d'une personne ne pouvant interagir correctement avec le praticien. L'obtention des données nécessaires au réglage de façon objective serait d'une grande aide en améliorant le confort, la précision ainsi que la régularité des mesures. L'enregistrement des potentiels évoqués auditifs (PEA) [3], la mesure NRT, sont des méthodes parmi d'autres qui permettent cette exploration objective. C'est dans ce cadre de mesure objective que se place la technique des Auditory Steady State Respsonses (ASSR) que nous utiliserons ici. La technique de mesure des ASSR est basée sur l'évaluation statistique des réponses électrophysiologiques évoquées par un ou plusieurs sons présentés simultanément. Ces réponses sont présentent dans l'électroencéphalogramme, et l'utilisation d'un moyennage et d'une analyse en fréquence permettent de dissocier et de faire ressortir la réponse.
L'implant cochléaire est utilisé pour des personnes ayant une perte auditive importante ne pouvant pas être compensée par une aide auditive dite « classique ». L'implant cherche à reproduire le mécanisme de décomposition fréquentielle de l'oreille. Nous trouvons dans cet implant deux grandes parties. Tout d'abord la partie externe qui est chargée de capter les sons externes et de les décomposer en bandes de fréquences. Cette partie externe communique avec la partie interne à l'aide d'une liaison radiofréquence qui franchit la barrière cutanée par induction électromagnétique. La partie interne est composée de 20 électrodes réparties le long de la cochlée. Chacune de ces électrodes code et réagit à une bande de

fréquence différentes et réglable. Chaque électrode de l'implant vient stimuler une zone particulière de la cochlée et produit donc une sensation de hauteur différente. Toutes ces électrodes placées le long de la cochlée permettent de recréer la décomposition fréquentielle normalement effectuée par le système auditif en stimulant directement le nerf auditif.

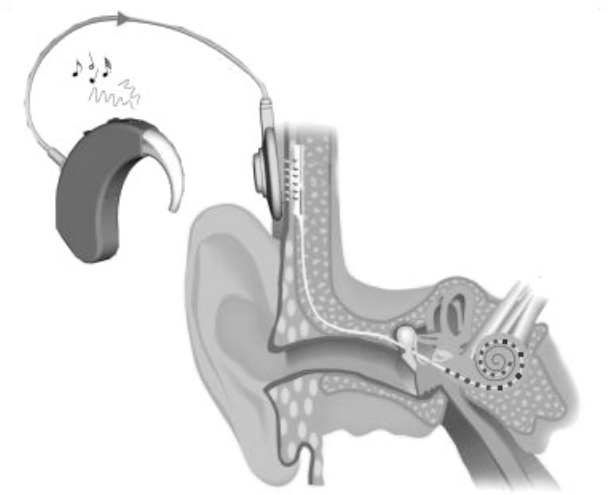


***Figure 1** : Principe de l'implant cochléaire. Le son est capté par la partie externe et est envoyé aux électrodes placées dans la cochlée.*

La mesure électrophysiologique chez le sujet porteur d'un implant se heurte à un problème évident. En effet les électrodes de l'implant pour stimuler le nerf auditif émettent un courant électrique qui peut être capté par les électrodes de recueils et qui peut donc perturber l'enregistrement EEG. Nous avons montré dans une précédente étude que l'artefact de l'implant dans le cas des ASSR n'interférait pas sur la réponse et que la mesure était tout à fait valide [1]. Pour compléter cette étude nous avons cherché ici à montrer le réel impact de la stimulation de l'implant en mesurant directement le signal émis par l'implant au cours d'une mesure des ASSR.

Nous avons montré au cours de cette précédente étude la bonne relation entre le seuil de détection (intensité minimal entraînant une sensation auditive) réels des sujets implanté et le seuil objectif trouvé à l'aide des ASSR. Le réglage de l'implant nécessite de connaître les seuils pour chaque électrode, mais requière également de connaître la sonie du sujet pour chaque électrode. Il est important de savoir « comment » est perçu un son au niveau de l'intensité pour réaliser un bon réglage. Nous avons donc cherché ici à savoir si l'on pouvait trouver une relation liant la sonie d'un sujet et la variation de la réponse ASSR en fonction de l'intensité du son présenté.

Cette étude vise donc à confirmer la possibilité de mesurer chez la personne implantée des ASSR et à utiliser au mieux les données enregistrées pour en tirer des informations objectives relatives au réglage de l'implant.

II. Méthode Objective, les ASSR.

La mesure des ASSR consiste à recueillir les réponses électrophysiologiques évoquées par une ou plusieurs fréquences porteuses présentées simultanément et modulées chacune à des fréquences spécifiques, comprise entre 10 et 150Hz. Chacune des fréquences porteuses représente une fréquence testée chez le sujet. On peut choisir des fréquences porteuses comprises entre 0.25 et 16 KHz. La réponse à chacune de ces porteuses est identifiée spécifiquement à la fréquence à laquelle le son a été modulé. La présence d'une réponse ou non à la fréquence de la modulante dans le spectre de l'EEG nous renseigne sur l'audition du sujet testé. Par réponse, on entend un « pic » à la fréquence de modulation qui ressort du spectre moyen de l'EEG [4].

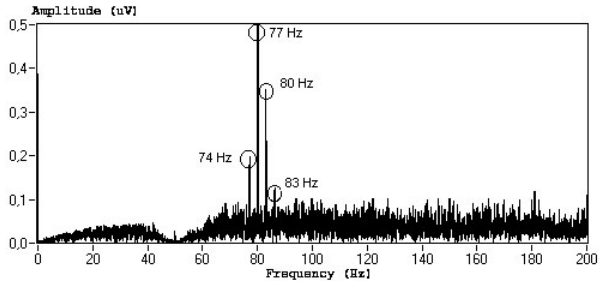


***Figure 2** : Spectre EEG moyen obtenu pour 4 fréquences modulées en amplitude. L'intensité des pics relevés à chacune des fréquences de modulation, correspondant aux fréquences porteuses.*

Pour l'étude des ASSR nous utilisons le système Master de la société Bio-Logic [5]. Le stimulus auditif délivré au cours de notre étude se compose d'une fréquence porteuse de 500 ou 2000 Hz modulée en amplitude à environ 80 Hz. La profondeur de modulation du signal est de 100%. La fréquence porteuse vient stimuler un lieu tonotopic précis de la cochlée, comme en audiométrie tonale classique. Les fibres nerveuses de la cochlée, stimulées par la porteuse « suivent » les variations d'amplitude de cette fréquence tant que celles-ci ne sont pas trop rapides (limite du phase-locking). Dans le cas des ASSR la variation d'amplitude est une sinusoïde ayant pour fréquence, la fréquence de modulation. C'est ce codage de l'amplitude par le système auditif que l'on cherche à mesurer et évaluer dans le recueil EEG.

Dans le cas de l'implant cochléaire, ces fréquences porteuses viennent stimuler une électrode unique et différente chez le sujet. Nous ne parlerons plus alors par la suite de fréquence de stimulation mais d'électrode stimulée. L'intensité de stimulation en dB HL varie au cours des expériences et est validée par le système Master.

Simultanément à la stimulation, un recueil EGG est réalisée à l'aide d'électrodes placées sur la tête du sujet de tel sorte que l'on a le + placé au vertex, le – sur la nuque et la masse positionnée sur le front. Les signaux ainsi obtenus sont envoyés au système MASTER. Celui-ci permet

ensuite d'analyser la réponse EEG dans le domaine fréquentiel afin de distinguer les réponses aux stimuli, du bruit de fond de l'EEG (Figure 2). Les résultats de mesures successives sont alors moyennés et une analyse statistique décide de la significativité des réponses.

III. Etude stimulation de l'implant.

A. Matériels et méthodes.

La stimulation par l'implant pourrait entraîner un artéfact lors de la mesure de l'EEG. Il nous faut pouvoir identifier la part de la réponse induite par la stimulation et la part de réponse electrophysiologique. Précédemment nous avons montré en étudiant la non linéarité de la réponse que celle-ci était bien une réponse electrophysiologique. Il est intéressant de compléter cette étude en étudiant la part artéfactuelle induite par la stimulation électrique. Pour cela deux études seront mises en place.

Tout d'abord nous réaliserons une étude sur l'implant seul afin de mesurer la réponse artéfactuelle. Pour cela la partie externe de l'implant Digisonic MXM sera reliée au système MASTER en lieu et place du contour d'oreille habituel captant le son environnant. Les électrodes de la partie interne de l'implant sont elles plongées dans du liquide physiologique avec les électrodes de recueil. L'implant est alors stimulé par le signal ASSR généré (fréquence porteuse modulée) à différents niveaux d'amplitude et ce pour différentes positions d'électrodes de recueil. Nous obtenons alors après moyennage uniquement la partie de la réponse induite par la stimulation de l'implant.

La deuxième étude se fera sur des sujets implantés ayant une de leurs électrodes qui ne produit pas de sensation auditive. En effet, il arrive parfois que certaines électrodes de l'implant une fois implantées ne produisent pas de sensation auditive. Non pas quelles soient défectueuses mais peut être mal positionnées par rapport au nerf auditif par exemple. L'étude consiste donc à stimuler normalement le sujet implanté à différentes intensités de stimulation et de relever à l'aide de l'EEG l'artéfact induit par cette stimulation. On aura alors sur le recueil uniquement la part artéfactuelle de la réponse.

Nous pourrons alors comparer l'amplitude des réponses artéfactuelles avec l'amplitude des réponses obtenus chez le sujet normo-entendant et implanté.

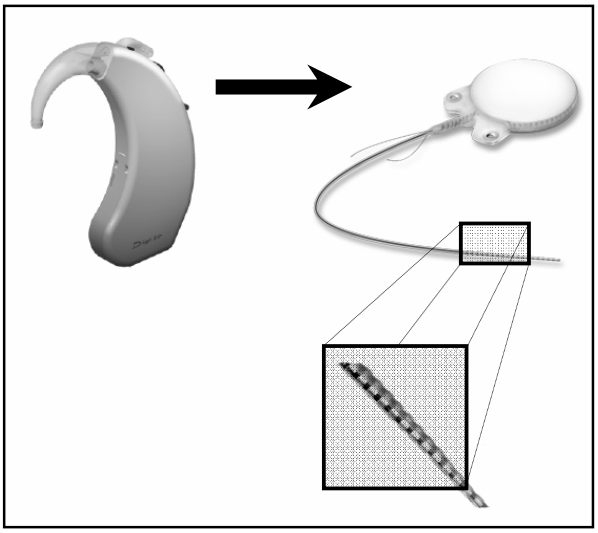


Figure 3 : *Implant Cochléaire. La partie externe à gauche capte et décompose le signal avant de l'envoyer à la partie interne à droite. Celle-ci répartie le signal reçu sur les différentes électrodes implantées dans la cochlée (zoom, sur les électrodes implantées).*

B. Résultats.

L'étude concernant l'artéfact lié à la stimulation électrique de l'implant, cherche à montrer que les données enregistrées sont bien utilisables dans un cadre audiométrique. L'objectif étant de montrer que par moyennage l'artéfact généré par l'implant ne perturbe pas ou peu la réponse. Car la stimulation électrique de l'implant émet bien un signal capté par les électrodes de mesures (figure 4).

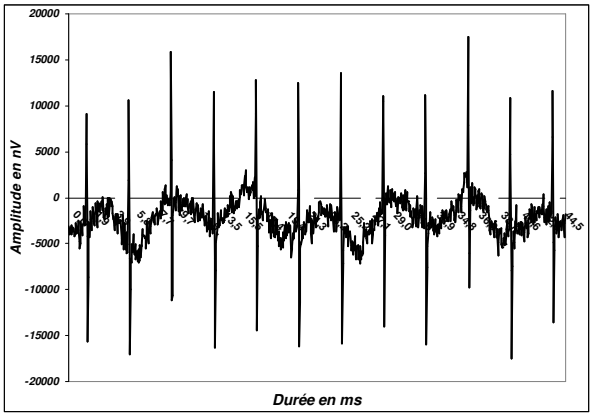


Figure 4 : *Trace temporelle de la stimulation de l'implant.*
Sur une durée de 45 ms (correspondant à un peu moins de 4 périodes du 80 Hz) on voit les différents pulses émis par une électrode de l'implant afin de coder la stimulation ASSR (1000 Hz modulé à 80 Hz).

Chaque pulses émis par l'implant a une amplitude élevée. Mais après moyennage et dans la fenêtre d'acquisition choisie (45 ms : correspondant à environ 4 périodes de la modulante) la réponse s'atténue. Elle ne disparaît pas complètement mais obtient un niveau faible (figure 5). Si

l'on compare l'amplitude de la stimulation en gris à l'amplitude de la réponse obtenue chez un normo-entendant en noir, on constate une grande différence. Il existe un rapport de 10 entre la réponse physiologique et l'artefact généré par l'implant. Deux points permettent d'accentuer encore cet écart.
Tout d'abord, les réponses ASSR obtenues chez des sujets implantés ont une amplitude beaucoup plus élevée que chez le normo-entendant. Cette différence s'explique par la plus grande synchronisation et le plus grand nombre de fibres nerveuses excitées lors de la stimulation électrique de l'implant.

Ensuite, il faut garder à l'esprit que l'artéfact de l'implant est ici mesuré dans des conditions favorisant son apparition. Le bocal de liquide physiologique a un volume faible comparé à la tête d'un sujet. De plus le liquide lui même ne peut modéliser correctement la complexité de la tête humaine et de tous les éléments qui la composent. Dans le cas d'un sujet, la réponse artéfactuelle aurait été encore plus faible.

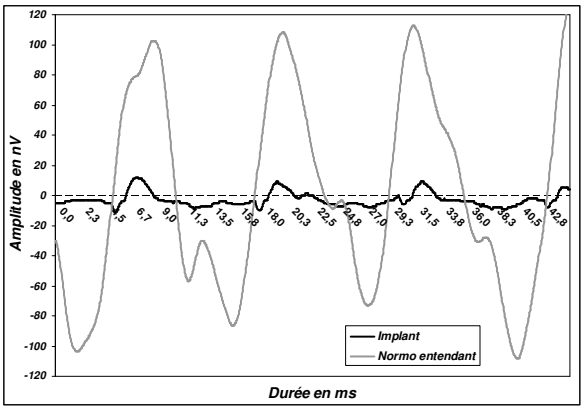


Figure 5 : *Traces temporelles après 3000 moyennages de la stimulation de l'implant (en gris) et de la réponse physiologique chez un normo entendant (en noir). On retrouve sur ces 45 ms, un peu moins de 4 périodes de la modulante (80 Hz), codées dans un cas par l'implant et dans l'autre par le système auditif. Le rapport des amplitudes (x10) montre que la réponse ASSR mesurée chez l'implanté et bien une réponse physiologique et non un artéfact lié à la stimulation de l'implant.*

Toutes ces constatations mettent en avant la différence de rapport d'amplitude existant entre la réponse physiologique ASSR et l'artéfact de l'implant. Cela nous valide donc bien l'utilisation de cette méthode et nous permet d'utiliser les données ASSR recueillies.

IV. Etude de la sonie.

A. Matériels et méthodes.

L'objectif de cette étude a été de comparer la fonction de sonie du sujet avec l'amplitude des réponses ASSR à deux fréquences particulières de 500 et 2000 Hz et de voir si l'on trouve une relation entre ces deux données et ainsi pouvoir en déduire objectivement les seuils nécessaires au réglage de la prothèse.
Dix sujets normaux entendants ont participé à l'étude. L'étude devant se poursuivre avec des sujets malentendants et implantés. Nous avons cherché de façon subjective la fonction de sonie des sujets aux deux fréquences de test. Pour cela nous avons reproduit la méthode utilisée et mise en place par Allen et col. en 1989 [2]. Cette méthode consiste à mesurer la dynamique en dB du sujet aux fréquences voulues et à présenter des intensités comprises dans cette dynamique que le sujet devra classer sur une échelle à 7 niveaux allant de "très faible" à "très fort" en passant par "confortable". On peut après plusieurs présentations évaluer l'intensité en dB correspondant à chaque niveaux. Dans une seconde partie, nous avons enregistré l'amplitude de la réponse ASSR pour différentes intensités de stimulation correspondant chacune à un niveau de sensation mesuré dans la première partie. Nous pouvons alors comparer l'amplitude ASSR mesurée à la sensation perçue par le sujet et analyser si il existe une relation.
L'originalité de cette étude tient au fait qu'elle s'attarde à étudier l'amplitude de la réponse, alors que jusqu'à présent les travaux sur les ASSR se contentaient principalement d'identifier ou non la présence d'une réponse.

B. Résultats.

L'objectif de cette expérience est d'établir une relation entre les résultats obtenus avec la méthode de Allen (LGOB), et ceux obtenus avec les ASSR. Ce lien n'a cependant été établi ici qu 'avec des sujets dits « normo-entendants ». Or, le but final étant d'améliorer le réglage des aides auditives, il faudrait alors refaire la procédure avec des personnes malentendantes, afin de voir si la corrélation LGOB-ASSR est toujours valable.

On a tout d'abord pu observer, pendant l'enregistrement des données, que la durée d'acquisition des réponses était plus longue pour les basses intensités, que se soit à 500 Hz ou à 2000 Hz. Cela pourrait s'expliquer par le fait que la modulation de fréquence à basses intensités, entraîne une activation plus faible du nerf auditif, produisant une réponse électrique dans le recueil EEG moins ample. Pour discerner cette fréquence (de modulation) il faut alors d'autant plus réduire le bruit de fond dû à l'activité neuronale d'où des temps d'acquisition plus longs. Le pourcentage de réponses ASSR obtenu n'est d'ailleurs pas de 100 %. Pour un niveau d'intensité correspondant à « très faible » il n'est que de 50%, il passe à 100% pour des intensités égales ou supérieures au niveau « confortable ».

Afin de comparer les résultats entre eux, on les a remis à l'échelle, c'est-à-dire que l'on a pris pour chaque sujets et fréquences testés la plus grande réponse obtenue que l'on a fixé à 100. Les autres amplitudes des réponses sont alors fonction de ce maximum. A la vue des résultats obtenus on peut dire que la fréquence du stimulus n'influe pas sur la

variation de l'amplitude de la réponse ASSR, et pas non plus l'intensité de chaque niveau de sonie. Ce qui nous permet bien de traiter tout les résultats ensemble.

On peut représenter les résultats d'amplitude ASSR obtenus en fonction de l'intensité de stimulation (figure 6) ou bien encore des niveaux de sonie (figure 7). Le coefficient R^2 calculé nous donne le degré de corrélation entre deux éléments mis en rapport. Ainsi, le coefficient R^2 pour l'amplitude de réponse par rapport à la sonie est de 0,83 ; et R^2 pour l'intensité par rapport à la sonie est de 0,73. Comme, plus ce coefficient est proche de 1, plus la corrélation entre les deux éléments est vraie. Nous pouvons dire que l'amplitude de la réponse ASSR est mieux corrélée avec la sonie. Visuellement on voit bien que la réponse ASSR en fonction de sonie est plus linéaire et ce surtout pour les intensités élevées. On peut imaginer que la réponse soit complètement linéaire. Ce qui voudrait dire qu'a faibles intensités, les réponses ASSR sont perturbées par le bruit EEG. Mais on voit sur la figure 7 que la linéarité de la réponse en pointillé entraînerait une réponse minimum à un niveau de sensation faible. Ce qui est faux. Il existe bien deux parties distinctes dans la variation de la réponse ASSR, pouvant être expliqué par le rôle des cellules ciliées externes. Cette constatation pourrait se révéler intéressante dans la détection du seuil de confort des sujets.

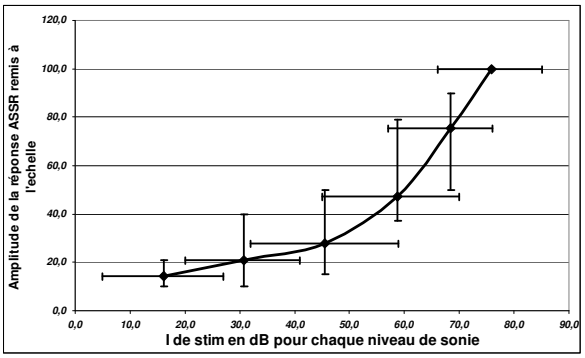


Figure 6 : *Amplitude de la réponse ASSR en nV remise à l'échelle en fonction de l'intensité de stimulation .Pour tout les sujets et les deux fréquences de test.*

Par conséquent, dans un cadre audiométrique, la valeur de l'amplitude ASSR peut renseigner sur la sensation (sonie) perçue par le sujet. Cette donnée se révèle encore plus intéressante dans l'optique du réglage des aides auditives, où la sensation perçue par le patient est primordiale.

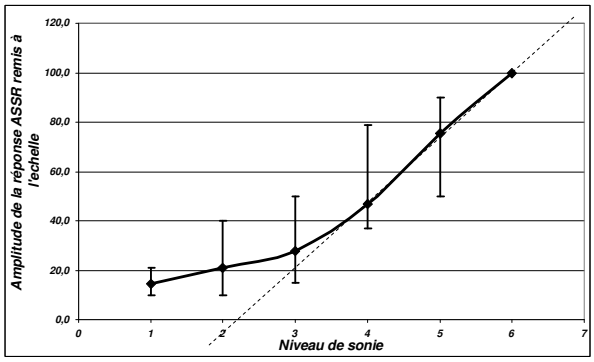


Figure 7 *Amplitude de la réponse ASSR remise à l'échelle en fonction de la sonie.0 : Inaudible, 1 :très faible, 2 :faible, 3 :confortable -, 4 :confortable, 5 :confortable+, 6 :fort, 7 :très fort.*
En pointillé la droite correspondant à une réponse parfaitement corrélée avec la sonie.

V. Conclusion.

Au cours de cet étude, nous avons mis en évidence la possibilité d'utiliser la mesure des ASSR dans le cadre de l'implant cochléaire DIGISONIC SP en montrant le caractère non-artéfactuel du signal recueilli et en complétant une étude précédente. En comparant la fonction de sonie avec la variation de l'amplitude de la réponse en fonction de la sensation perçue, nous avons trouvé une bonne corrélation, laissant envisager une utilisation des ASSR dans l'aide au réglage de l'implant.
Le fait de pouvoir obtenir objectivement des données importantes au réglage de l'implant, laisse envisager la possibilité du réglage automatique de l'implant.

Références.

[1] Menard M, Gallego S, Collet L. Auditory Steady-State response evaluation of auditory thresholds in cochlear implant patients. *International Journal of Audiology* 2004 ; 43 : 1-5

[2] Allen JB, Jeng PS. Loudness growth in 1/2-octave bands (LGOB) ; a procedure for the assessment of loudness. J Acoust Soc Am 1990 ; 88 : 745-53.

[3] Gallego S, Garnier S, Micheyl C, Truy E, Morgon A. Loudness growth functions and EABR characteristics in Digisonic cochlear implants. *Acta Otolaryngol* 1999 ; 119 : 234-8.

[4] Picton TW, John MS, Purcell DW, Dimitrijevic A. Human auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology* 2004 ; 42 : 177-219.

[5] John MS, Picton TW. MASTER : a Windows program for recording multiple auditory steady-state responses. *Computer Methods and Programs in Biomed* 2000 ; 61:125-150.

Classification des potentiels évoqués par corrélation de Pearson dans une interface cerveau-ordinateur

François Cabestaing*, Theresa Vaughan†, Dennis McFarland†, Jonathan Wolpaw†
*Laboratoire d'Automatique, Génie Informatique & Signal, CNRS UMR-8146,
Université des Sciences et Technologies de Lille, 59655 Villeneuve d'Ascq CEDEX. (fcab@ieee.org)
†Laboratory of Nervous System Disorders, PO Box 509, Wadsworth Center, NYSDOH,
Empire State Plaza, Albany, NY 12201-0509

***Abstract*— Dans cette communication, nous décrivons et évaluons les performances d'une technique d'apprentissage des coefficients d'un classifieur linéaire utilisé dans une interface cerveau-ordinateur. Les signaux de l'électroencéphalogramme d'un individu sont analysés au moyen de cette technique afin de mettre en évidence les réponses de ce dernier à des stimuli visuels. Le traitement et la classification des signaux sont utilisés afin d'implanter un système de communication palliative permettant à l'individu d'épeler des mots. Les performances de la méthode de classification ont été évaluées par une expérimentation sur huit personnes.**

I. Introduction

Une interface cerveau-ordinateur (BCI : Brain Computer Interface) est un système qui permet la communication directe, sans nécessiter d'intervention musculaire, entre une personne et un ordinateur. Cette technique vise principalement à permettre à des personnes souffrant d'un handicap neuromusculaire sévère de communiquer avec leur entourage. Pour les personnes verrouillées dans leur corps (locked-in), suite à une perte complète du contrôle de l'activité musculaire, le BCI est la technique de communication assistée qui semble la plus prometteuse. Certains patients atteints de maladies dégénératives comme la SLA (Sclérose Latérale Amyotrophique), lesquels perdent toute mobilité volontaire dans les phases ultimes de la maladie, ont expérimenté cette technique. Dans le monde, on considère que plusieurs millions de personnes pourraient bénéficier des systèmes BCI.

Le schéma de principe d'un BCI est présenté sur la figure 1. L'activité cérébrale de l'individu est mesurée par le biais de signaux électriques, captés soit sur le cuir chevelu (EEG : Électroencéphalogramme), soit à la surface du cortex (ECoG : Électrocorticogramme), soit encore directement sur les neurones (SNA : Single Neuron Activity). Les signaux enregistrés sont traités par le système, lequel traduit ensuite l'activité cérébrale détectée en ordres qui pourront être transformés en actions par l'ordinateur.

L'équipe du "Laboratory of Nervous System Disorders" au Wadsworth Center du Département de la Santé de l'état de New York aux USA a proposé de nombreux paradigmes permettant d'utiliser au mieux les informations extraites des signaux d'un électroencéphalogramme (EEG) afin de réaliser un BCI [1]. Une première approche consiste à analyser l'amplitude des rythmes liés normalement à l'activité musculaire,

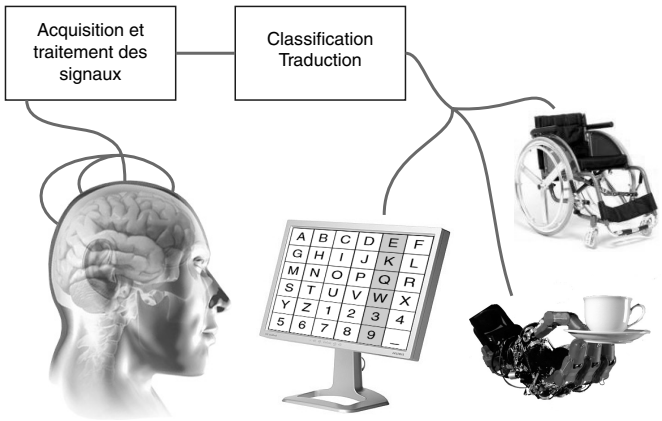


Fig. 1. Schéma de principe d'une interface cerveau-ordinateur

lesquels sont détectés principalement dans les aires sensorimotrices du cortex [2]. Par exemple, l'amplitude du rythme μ est modifiée lorsqu'un individu bouge, mais également lorsqu'il imagine qu'il réalise un mouvement. Après un entraînement, souvent assez long, un utilisateur peut apprendre à contrôler l'amplitude de ses rythmes sensorimoteurs afin de contrôler le BCI. Cette approche a été utilisée par l'équipe du Wadsworth Center afin de permettre le contrôle d'un curseur se déplaçant sur l'écran de l'ordinateur, en une ou plus récemment deux dimensions.

Une autre approche possible pour réaliser un BCI, qui a été proposée initialement par Farwell et Donchin, consiste à détecter dans les signaux d'EEG les potentiels évoqués (ERP : Event Related Potentials) par des stimuli perçus par l'individu [3]. En particulier, les ERP de type P300, qui apparaissent lorsque l'individu réagit de façon cognitive et volontaire à un stimulus visuel, auditif ou tactile, ont été largement utilisés pour contrôler des BCI. L'intérêt des BCI exploitant les ERP est qu'ils ne nécessitent pas de phase d'apprentissage de la part de l'utilisateur, puisque ces réponses sensorielles sont innées. Les potentiels P300 sont évoqués principalement lorsque l'individu réagit à un stimulus rare apparaissant sporadiquement parmi des stimuli plus courants (Oddball paradigm [4]).

Un paradigme visuel ingénieux, respectant la condition liée à la rareté du stimulus, consiste à présenter à l'utilisateur une matrice de symboles et à lui demander de focaliser son

attention sur l'un d'entre eux (cf. figure 2). Durant l'essai, les lignes et les colonnes de la matrice sont intensifiées dans un ordre aléatoire et l'utilisateur doit compter le nombre d'intensifications affectant le symbole sur lequel il se focalise. L'intensification d'une ligne ou d'une colonne constitue le stimulus de base, les stimuli rares correspondant à l'intensification de la ligne et de la colonne contenant le symbole d'intérêt. Chez la majorité des individus, les stimuli rares évoquent un ERP de type P300, qui peut être détecté par le BCI. Ce paradigme a été exploité par de nombreuses équipes afin de constituer un BCI permettant d'épeler des mots.

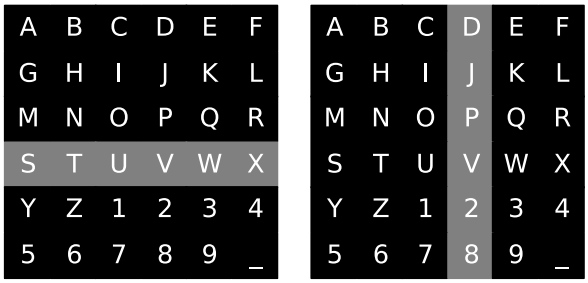


Fig. 2. Matrice de symboles, ici alphanumériques, dont les lignes et les colonnes sont intensifiées individuellement de façon aléatoire durant une séquence

Les stimuli rares, qui correspondent à une intensification de la ligne ou de la colonne contenant le symbole sur lequel l'utilisateur focalise son attention, entraînent l'apparition d'un ERP, qu'il s'agit de détecter dans les signaux. La détection d'un ERP permet ensuite de remonter au stimulus qui a entraîné son apparition, lequel est qualifié de stimulus cible. Les stimuli périodiques, qui correspondent à des lignes ou des colonnes ne contenant pas le symbole sélectionné, sont qualifiés de non-cible. Les signaux d'EEG sont enregistrés en continu, chaque signal étant échantillonné et numérisé afin d'être traité par le système. L'ensemble des valeurs de tous les signaux, dans une fenêtre de durée limitée débutant à l'instant d'intensification d'une ligne ou d'une colonne, est appelée réponse temporelle à un stimulus.

Dans ce travail, nous nous intéressons à la détermination du type de stimulus, cible ou non-cible, ayant mené à l'enregistrement d'une réponse temporelle donnée. Dans la première partie de l'article, nous montrons qu'une technique de classification linéaire permet d'atteindre cet objectif. Nous rappelons le principe des classifieurs linéaires et expliquons pourquoi les techniques standard d'apprentissage posent problème dans notre application. Dans la deuxième partie, nous montrons comment les coefficients d'un classifieur linéaire peuvent être déterminés par une analyse statistique des réponses temporelles contenues dans un ensemble d'apprentissage limité. Enfin, dans la dernière partie, nous présentons les résultats de classification obtenus grâce à la méthode proposée sur des données expérimentales enregistrées sur huit individus.

II. Technique de classification

Dans cette partie, nous décrivons la technique utilisée pour déterminer le type de stimulus, cible ou non-cible, au moyen des échantillons de la réponse temporelle. Le vecteur poids d'un classifieur linéaire est déterminé à l'aide d'une technique simple mais efficace, dans laquelle les axes de l'espace des attributs sont traités indépendamment les uns des autres.

A. Classifieur linéaire

Dans le cas de deux classes, un classifieur linéaire est une fonction $h(\cdot)$ définissant une injection entre l'espace des attributs $\mathcal{X}$, un sous-ensemble de $\mathbb{R}^n$, et l'ensemble des étiquettes $\mathcal{Y} = \{-1, +1\}$. Elle est définie au moyen d'un vecteur poids $\boldsymbol{w} \in \mathbb{R}^n$ et d'un décalage $b \in \mathbb{R}$, par l'expression :

$$h(\boldsymbol{x}) = \text{sign}(\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{x} + b) = \begin{cases} +1 & \text{if} \quad \boldsymbol{w}^T\boldsymbol{x} + b > 0 \\ -1 & \text{if} \quad \boldsymbol{w}^T\boldsymbol{x} + b < 0 \end{cases} . \tag{1}$$

$\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{x} + b = 0$ est l'équation d'un hyperplan qui divise $\mathbb{R}^n$ en deux sous-espaces correspondant aux classes. Par exemple, avec $n = 2$ un classifieur linéaire est défini par une droite qui divise le plan en deux demi-plans, comme indiqué sur la figure 3.

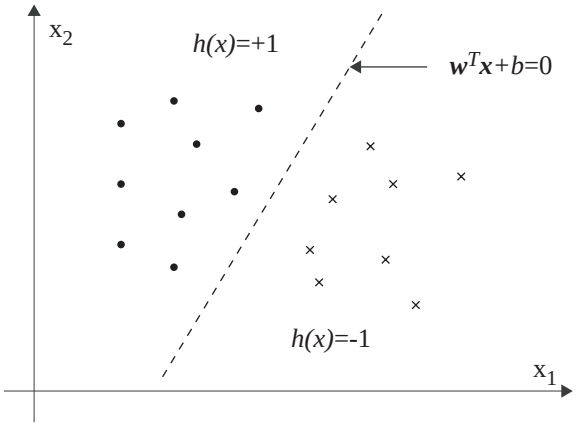


Fig. 3. Classifieur linéaire 2D, séparation des éléments en deux classes

Dans notre cas, l'objectif de la classification est de déterminer, à partir des réponses temporelles enregistrées sur l'ensemble des électrodes, si le stimulus correspond à une cible ou pas. Considérons les réponses moyennes à des stimuli cible et non-cible enregistrées sur l'électrode Cz, représentées sur la figure 4. Au vu de ces courbes, il apparaît clairement que seuls certains échantillons de la réponse temporelle sont significatifs pour discriminer le type de stimulus. Si les deux valeurs, sur les réponses moyennes cible et non-cible, sont égales pour un même échantillon, ce dernier ne peut pas être utilisé pour déterminer le type de stimulus. En revanche, si les deux valeurs sont différentes, l'échantillon correspondant peut être utilisé pour les discriminer, à condition toutefois que la variance associée reste faible.

De ce fait, un classifieur linéaire basique peut être défini sur la base d'un nombre limité d'échantillons, repérés comme significatifs sur certaines électrodes spécifiques [3]. Le vecteur poids du classifieur est déterminé de façon empirique en utilisant les réponses moyennes aux stimuli cible et non-cible. Par exemple, on peut utiliser les échantillons du signal fourni par l'électrode Cz entre 200ms et 600ms après le stimulus,

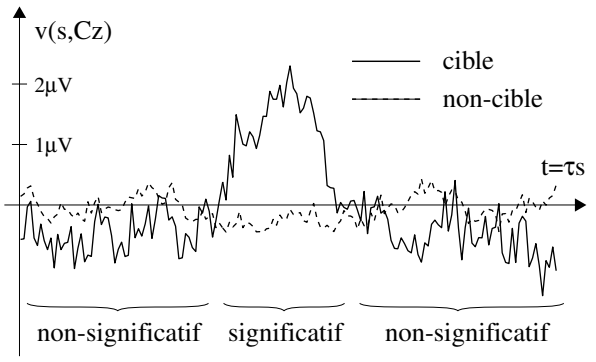


Fig. 4. Réponses moyennes à des stimuli cible et non-cible, relevées sur l'électrode Cz de l'EEG

car elle permet de détecter des potentiels évoqués (ERP : Event Related Potential) de type P300. Statistiquement, pour un ERP de type P300, l'échantillon prend une valeur plus élevée pour un stimulus cible que pour un stimulus non-cible. Dans ce cas, on affecte une valeur positive au poids appliqué à cet échantillon, afin d'obtenir un terme également positif dans le produit scalaire $\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{x}$ de l'équation (1). Les échantillons significatifs et les coefficients associés doivent être déterminés pour chaque individu, du fait de la haute variabilité des localisations spatiales et temporelles des ERP.

Plutôt que de sélectionner des échantillons particuliers, nous proposons d'utiliser tous les échantillons de tous les signaux comme attributs dans le classifieur linéaire. La réponse temporelle à un stimulus est alors représentée par un vecteur, noté $\boldsymbol{x}$, à $n_e \times n_s$ coordonnées, incluant tous les échantillons de tous les signaux. n_e est le nombre d'électrodes installées sur le bonnet d'EEG, chacune délivrant un signal numérisé en n_s échantillons. Avec un taux d'échantillonnage τ, la durée d'une réponse temporelle enregistrée vaut dans ce cas n_s/τ. Par exemple, avec 64 électrodes numérisées à 300Hz, une réponse d'une seconde est décrite par un vecteur à 19200 coordonnées. Il faut souligner qu'avec cette représentation, l'ordre temporel des échantillons est perdu, puisque les coordonnées d'un vecteur ne sont pas ordonnées.

B. Inconvénients des techniques d'apprentissage

Dans le cas supervisé, les paramètres d'un classifieur sont appris en utilisant un ensemble d'apprentissage, composé de paires $(\boldsymbol{x}_i, y_i) \in \mathcal{X} \times \mathcal{Y}$ d'éléments $\boldsymbol{x}_i$ de l'espace des attributs pour lesquels les étiquettes y_i sont connues. Cet ensemble est utilisé dans sa totalité par les techniques d'apprentissages globales (batch), ou élément par élément par les techniques itératives (online). Le lecteur peut se référer à [5] pour une présentation détaillée des techniques d'apprentissage.

L'analyse discriminante de Fisher est la méthode de référence pour l'apprentissage de type batch [6]. Tous les échantillons de l'ensemble d'apprentissage sont projetés sur la droite orthogonale à l'hyperplan défini par $\boldsymbol{w}$, afin de définir les deux ensembles $m^+ = \{\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{x_i} \mid y_i = +1\}$ et $m^- = \{\boldsymbol{w}^T\boldsymbol{x_i} \mid y_i = -1\}$ correspondant aux deux classes. En se référant à cette droite, les deux classes sont bien séparées lorsque les deux barycentres sont éloignés alors que les variances des positions dans les deux ensembles sont faibles. Afin de déterminer le meilleur hyperplan de séparation, Fisher propose de maximiser le critère :

$$J(\boldsymbol{w}) = \frac{[\text{avg}(m^+) - \text{avg}(m^-)]^2}{\text{var}(m^+) + \text{var}(m^-)} \ , \tag{2}$$

dans laquelle avg$(\cdot)$ et var$(\cdot)$ représentent respectivement la valeur moyenne et la variance des positions de tous les points d'un ensemble.

Parmi les méthodes d'apprentissage itératif, la plus simple et la plus largement utilisée est la technique d'apprentissage du perceptron, décrite par Rosenblatt [7]. Les éléments de l'ensemble d'apprentissage, qui dans ce cas n'est pas obligatoirement défini a priori, sont utilisés les uns après les autres afin de mettre à jour le vecteur poids du classifieur linéaire. Notons $\boldsymbol{w}_k$ le vecteur poids estimé en utilisant les k premiers éléments de l'ensemble d'apprentissage, et $\widehat{y}_k$ l'estimation de la classe obtenue grâce à $\boldsymbol{x}_k$. Si le classifieur fait une erreur pour l'un des éléments de l'ensemble d'apprentissage, c'est à dire si la valeur prédite $\widehat{y}_k$ est différente de la valeur réelle y_k, le vecteur poids est mis à jour en utilisant la règle :

$$\boldsymbol{w}_{k+1} = \boldsymbol{w}_k + \eta y_k \boldsymbol{x}_k \ , \tag{3}$$

dans laquelle η est une constante appelée taux d'apprentissage.

Ces méthodes d'apprentissage très connues, et celles qui leur sont équivalentes, ne sont pas adaptées dans notre cas, soit parce qu'elles nécessitent un nombre trop important de calculs, soit parce que l'ensemble d'apprentissage ne contient pas assez d'éléments. En effet, l'ensemble d'apprentissage contient un nombre limité, habituellement quelques centaines, de réponses associées à un type de stimulus, alors que l'espace des attributs est de dimension bien supérieure, de l'ordre d'une dizaine de milliers. Maximiser le critère discriminant de Fisher nécessite de calculer une matrice de corrélation croisée, matrice carrée de taille $n_e n_s \times n_e n_s$, et de l'inverser. Ce calcul nécessiterait des heures de traitement pour une matrice carrée de taille 19200×19200 même sur un ordinateur puissant, et le résultat serait probablement non significatif du fait de l'accumulation, durant l'algorithme itératif d'inversion de la matrice, des inévitables imprécisions de calcul. D'autre part, pour les méthodes d'apprentissage itératif, se pose le problème de la taille limitée de l'ensemble d'apprentissage. Apprendre plusieurs milliers de coefficients par une méthode itérative nécessite au minimum un nombre comparable d'éléments dans l'ensemble d'apprentissage. On considère souvent qu'il faut disposer de dix fois plus d'échantillons que de coefficients à apprendre, ce qui est loin d'être le cas dans notre application.

III. Technique de réglage proposée

Le coefficient de corrélation de Pearson, habituellement noté r, est un outil d'analyse statistique que nous utilisons pour vérifier si un échantillon d'une réponse temporelle est significatif. Ce coefficient, qui mesure la corrélation entre deux séries $X = x_i,\ 1 \leq i \leq n_i$ et $Y = y_i,\ 1 \leq i \leq n_i$, est calculé

au moyen de l'équation :

$$r = \frac{n_i \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{\sqrt{[n_i \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2]\,[n_i \sum y_i^2 - (\sum y_i)^2]}}\,. \qquad (4)$$

r reflète le degré de proportionalité entre les deux séries par une valeur comprise entre -1 et $+1$. Si toutes les valeurs de la première série sont strictement proportionnelles à celles de la seconde, r vaut $+1$ ou -1. Si les valeurs des deux séries ne présentent pas de corrélation, r est égal à zéro.

Notons n_i le nombre d'éléments dans l'ensemble d'apprentissage et Y la série de valeurs $y_i,\ 1 \leq i \leq n_i$ définissant le type de stimulus pour chaque élément, avec $+1$ pour un stimulus cible et -1 pour un stimulus non-cible. $X(s,e)$ est la série de valeurs $x_i(s,e), 1 \ \leq i \leq n_i$, prises dans les n_i réponses temporelles par l'échantillon particulier s du signal de l'électrode e. Nous calculons le coefficient de corrélation de Pearson $r(s,e)$ entre les séries $X(s,e)$ et Y selon l'équation 4. Plus la valeur absolue de $r(s,e)$ est élevée, plus l'échantillon correspondant est discriminant en ce qui concerne le type de stimulus. Cette propriété se vérifie par exemple sur la courbe de la figure 5, laquelle représente les valeurs des coefficients $r(s,e)$ pour tous les échantillons s de l'électrode e=Cz.

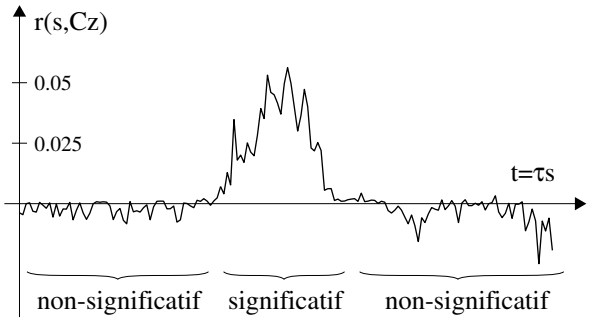


Fig. 5. Coefficient de corrélation de Pearson en fonction du temps, électrode Cz

Plutôt que de sélectionner les échantillons les plus significatifs de la réponse temporelle, nous utilisons tous les coefficients $r(s,e)$ en tant que coordonnées du vecteur poids $\boldsymbol{w}$ d'un classifieur linéaire défini sur un espace d'attributs de dimensions $n_e \times n_s$. Si un échantillon est significatif, sa valeur sera multipliée par un coefficient non nul et accumulée. D'autre part, la valeur de cet échantillon dans la réponse moyenne à un stimulus cible peut être soit inférieure soit supérieure à la valeur du même échantillon dans la réponse moyenne à un stimulus non-cible. Le signe de $r(s,e)$ permet de tenir compte de cette propriété, puisque le produit $r(s,e)x(s,e)$ est statistiquement positif pour un échantillon d'une réponse cible.

Cette technique de réglage des coefficients du classifieur, qui est une approche de type batch, utilise de façon indépendante l'information contenue sur chaque axe de l'espace des attributs. Elle est très efficace en termes de temps de calcul, puisque sa complexité est en $o(n)$, où n est la dimension de l'espace des attributs. En comparaison, les techniques batch standard, comme la maximisation du discriminant de Fisher, ont une complexité en $o(n^3)$. Cependant, il faut noter que cette méthode ne permet pas d'aboutir à une solution qui maximiserait un quelconque critère d'optimalité, ce qui n'en fait pas à proprement parler une technique d'apprentissage.

IV. Évaluation des performances et discussion

A. Acquisition des données expérimentales

Huit personnes (six hommes et deux femmes d'âges compris entre 24 et 50 ans) ont utilisé le système BCI afin de fournir les données utilisées dans cette expérimentation. Certains avaient déjà utilisé un BCI, mais aucun n'avait d'expérience particulière avec un système exploitant les ERP. Les données, acquises durant cinq sessions indépendantes pour chaque utilisateur, ont été enregistrées dans des conditions expérimentales identiques, sur une durée totale de plusieurs mois.

L'utilisateur était assis en face d'un moniteur vidéo afin d'observer directement la matrice de symboles alphanumériques présentée à la figure 2. Il devait focaliser son attention sur un symbole particulier et compter le nombre d'intensifications de ce caractère cible. Toutes les données ont été collectées dans le mode qualifié de recopie, dans lequel le symbole cible est spécifié par l'ordinateur. Durant chaque session, l'utilisateur devait épeler neuf mots ou séries de symboles, à savoir les huit mots uniques de la phrase « The quick brown fox jumps over the lazy dog » et un nombre de trois chiffres. Ces séries ont été choisies afin de balayer au mieux tous les symboles présentés dans la matrice. Les colonnes et les lignes étaient intensifiées pendant 100 millisecondes avec une périodicité de 175 millisecondes. Pour une lettre, chaque colonne et chaque ligne de la matrice étaient intensifiées 15 fois, dans un ordre aléatoire, ce qui correspond à 180 stimuli dont 30 étaient des cibles.

Les signaux d'EEG étaient captés au moyen d'un bonnet (Electro-Cap International Inc.) intégrant 64 électrodes organisées selon la nomenclature internationale 10-20. Toutes les électrodes étaient référencées par rapport au lobe de l'oreille droite et mises à la terre sur le mastoïde droit. Les signaux étaient amplifiés d'un facteur 20.000 (amplificateur SA Electronics), filtrés par un passe-bande $0{,}1 - 60$Hz, échantillonnés à 240Hz et enregistrés. Tous les aspects liés à la collecte de données et à la génération de stimuli étaient gérés par le logiciel BCI2000 [8].

B. Protocole de validation et de comparaison

Nous considérons que le potentiel évoqué par un stimulus doit apparaître dans les 800 millisecondes suivant le stimulus afin qu'il soit significatif. Cette durée correspond à 192 échantillons par électrode lorsque le signal est numérisé à 240Hz. Quand on prend en compte les 64 électrodes, cela amène le système à traiter 12288 éléments caractéristiques pour chaque réponse. Dans la plupart des autres méthodes de classification des réponses, la première étape consiste à éliminer des dimensions dans l'espace des attributs afin de permettre un apprentissage des paramètres du classifieur. La réduction de dimension est obtenue en sous-échantillonnant les signaux, soit dans le domaine temporel, soit dans le domaine spatial, soit dans les deux domaines simultanément.

Afin de vérifier le bien-fondé de ces sous-échantillonnages et de valider simultanément notre méthode de classification, nous avons analysé les données dans les quatre configurations suivantes :

1) en utilisant les 12288 dimensions de l'espace initial des attributs, soit 64 électrodes à 240Hz.
2) en considérant seulement 8 électrodes, sélectionnées par les experts comme les plus susceptibles de contenir des ERP, afin de limiter à 1536 les dimensions de l'espace.
3) en sous-échantillonnant les signaux à 20Hz, grâce à un filtrage passe-bas et à une décimation, ce qui ramène le nombre d'attributs à 1024.
4) en utilisant simultanément les deux réductions précédentes, soit 8 électrodes échantillonnées à 20Hz, afin d'obtenir uniquement 128 attributs.

Comme nous disposions des données de cinq sessions pour chaque individu, plusieurs combinaisons d'apprentissage et de test étaient envisageables. Nous avons retenu deux options, l'une consistant à apprendre les paramètres du classifieur sur les données de la première session et à les tester sur les quatre sessions restantes, l'autre à apprendre les coefficients sur chaque session et à les tester uniquement sur la session suivante. Dans ces conditions, nous disposons de sept couples (apprentissage, test) pour chaque individu. Pour un apprentissage, toutes les réponses disponibles dans la session sont utilisées, soit 35 symboles à raison de 180 stimuli par symbole, ce qui correspond à 6300 éléments dans l'ensemble d'apprentissage

La performance de la technique d'analyse proposée a été évaluée en déterminant le taux de bonne classification pour chacun des couples (apprentissage, test) décrits précédemment. Nous avons également étudié l'évolution du taux de bonne classification en fonction du nombre de stimuli analysés, lequel dépend du nombre d'intensifications de chaque ligne et chaque colonne (compris entre un et quinze).

C. Résultats d'apprentissage

Un exemple de résultat d'apprentissage, pour une unique session d'un individu dans les quatre configurations de l'espace des attributs, est présenté dans la figure 6. Chaque image représente le vecteur poids du classifieur, la dimension horizontale correspondant au numéro d'échantillon dans le temps, la dimension verticale au numéro d'électrode, et le niveau de gris de l'image à la valeur absolue du poids déterminé pour l'axe correspondant de l'espace des attributs. Plus le niveau de gris se rapproche du blanc, plus le poids est élevé, ce qui signifie que l'axe correspondant de l'espace est significatif en terme d'information discriminante.

On vérifie aisément sur ces images que certains échantillons de la réponse temporelle sont très discriminants, aux alentours du soixante-cinquième à 240Hz et du sixième à 20Hz. Ces échantillons correspondent assez précisément à un décalage de 300 millisecondes, ce qui confirme leur relation avec des ERP de type P300. On constate également que la diminution de résolution, soit spatiale, soit temporelle, permet d'aboutir

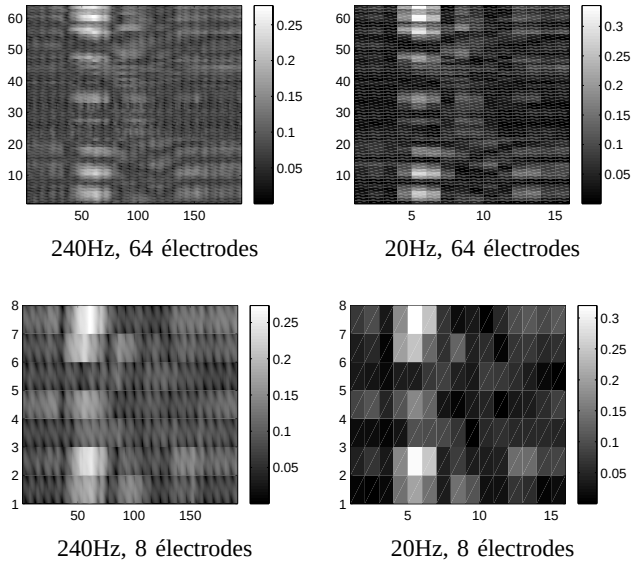


Fig. 6. Résultats d'apprentissage dans quatre configurations. Le vecteur poids du classifieur est représenté par une image : l'abscisse est le numéro d'échantillon, l'ordonnée le numéro d'électrode, le niveau de gris est proportionnel à la valeur absolue du coefficient

à des vecteurs poids dont les représentations ont des allures très similaires quand ils sont représentés par une image.

D. Taux de classification correcte

Le taux de classification correcte permet de vérifier le bon comportement de la méthode d'apprentissage proposée. Dans la table I, nous indiquons les taux de classification correcte obtenus pour les huit individus (A-H) avec les sept couples (session d'apprentissage, session de test) disponibles. On constate que la méthode permet d'obtenir des taux de classification correcte très satisfaisants, bien qu'ils soient fortement liés à l'aptitude de l'individu. Il n'y a pas d'évolution significative du taux au cours des sessions, ce qui confirme que l'apparition des ERP est un processus inné peu influencé par l'apprentissage.

	1->2	1->3	1->4	1->5	2->3	3->4	4->5
A	66,67	55,56	44,44	36,11	69,44	41,67	41,67
B	78,38	75,68	71,05	72,97	59,46	78,95	64,86
C	86,11	80,56	83,33	88,89	66,67	88,89	88,89
D	66,67	86,11	75	30,56	75	72,22	36,11
E	97,22	96,55	97,22	97,22	100	100	100
F	62,16	77,42	57,89	78,38	83,87	68,42	83,78
G	86,11	80,56	100	91,67	88,89	97,22	94,44
H	66,67	63,89	16,67*	83,33	72,22	11,11*	83,33

TABLE I

TAUX DE CLASSIFICATION CORRECTE (EN %) POUR CHAQUE INDIVIDU EN FONCTION DU COUPLE (SESSION D'APPRENTISSAGE, SESSION DE TEST)

* DURANT LA SESSION 4, L'INDIVIDU H N'A PAS PARFAITEMENT MAINTENU SON ATTENTION SUR LA TÂCHE

Sur la figure 7, nous avons représenté l'évolution du taux de classification correcte en fonction du nombre de séries d'intensification utilisé pour la reconnaissance. On vérifie que le taux augmente avec le nombre de séries, ce qui s'explique aisément par l'effet d'atténuation du bruit lorsqu'on réalise une moyenne sur plusieurs mesures. On constate également la disparité existant entre les individus en termes d'ERP,

puisque certains sont capables d'atteindre des taux excellents, de l'ordre de 70 à 100%, avec seulement six séries d'intensifications, alors que pour d'autres l'évolution du taux en fonction du nombre d'intensifications est très progressive.

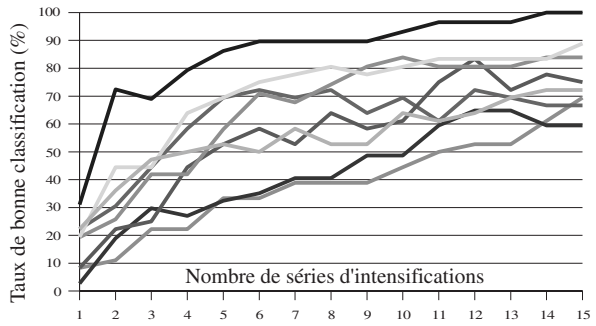


Fig. 7. Évolution du taux classification correcte en fonction du nombre d'intensifications

Comme nous l'avons indiqué précédemment, la méthode a été appliquée sur des données dans quatre configurations de résolution spatiale et temporelle. On peut ainsi comparer les taux de classification correcte obtenus en fonction de la dimension de l'espace des attributs. Le résultat de cette comparaison est synthétisé dans le tableau II, qui présente l'évolution du pourcentage moyen de classification correcte pour chaque individu sur toutes les sessions lorsqu'on passe d'une configuration de résolution à une autre.

	A	B	C	D	E	F	G	H
Changement du nombre d'électrodes (64->8), taux d'échantillonnage constant								
	Variation moyenne du taux par rapport au tableau I							
64->8 (240)	+10,19	-4,46	+8,89	+10,79	+2,73	+12,21	+4,92	+8,47
64->8 (20)	+9,02	-5	+8,99	+8,86	+3,77	+12,17	+5,79	+7,46
Changement du taux d'échantillonnage (240->20), nombre d'électrodes constant								
	Variation moyenne du taux par rapport au tableau I							
240->20 (64)	+0,53	-1,29	-2,75	-1,75	-3,09	-2,44	-3,25	-0,53
240->20 (8)	-0,63	-1,83	-2,65	-3,68	-2,05	-2,48	-2,38	-1,53

TABLE II

VARIATION DU TAUX DE CLASSIFICATION CORRECTE (EN %) EN FONCTION DU CHANGEMENT DE RÉSOLUTION SPATIALE ET TEMPORELLE

Considérons d'abord l'intérêt du changement de résolution spatiale. La sélection d'électrodes permet une augmentation très significative du taux de classification correcte pour sept des huit individus, allant jusqu'à une amélioration de 12% pour l'individu F. Nous pensons que cette amélioration est due à la diminution du bruit introduit par les électrodes non significatives, lesquelles ne sont pas totalement éliminées par la méthode d'apprentissage qui n'est pas optimale. En revanche, pour l'individu B, le passage à huit électrodes entraîne une détérioration de $4,5$% du taux de classification correcte. La diminution a priori du nombre d'électrodes prises en compte est donc justifiée, si elle est réalisée en fonction des caractéristiques de l'individu.

Considérons ensuite l'intérêt de la réduction de résolution obtenue par sous-échantillonnage temporel des signaux. On constate qu'elle entraîne globalement un détérioration du taux de bonne classification, même si cette détérioration reste limitée à environ 3% avec nos données expérimentales. Cela tend à prouver l'intérêt de conserver tous les échantillons initiaux des signaux comme attributs traités par le classifieur. Le sous-échantillonnage élimine, de façon non adaptée à l'individu, des informations disponibles initialement dans les signaux. Il est plus judicieux de laisser la technique d'apprentissage se charger de cette sélection des données significatives.

V. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons décrit une technique de classification des réponses temporelles à des stimuli visuels qui peut aisément être intégrée dans une interface cerveau-ordinateur. Sa complexité algorithmique est faible par rapport aux techniques d'apprentissage plus complexes décrites dans la littérature. D'autre part, elle peut traiter les signaux bruts issus du système d'acquisition, sans qu'il soit nécessaire de diminuer a priori la quantité d'informations par un sous-échantillonnage des données. Nous avons montré, sur des données expérimentales, qu'en diminuant le nombre d'électrodes utilisées dans l'étape de classification on peut améliorer le taux de bonne classification de façon notable, mais que la diminution de la cadence d'échantillonnage entraîne au contraire une diminution de ce taux.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient la Région Nord-Pas de Calais, le FEDER, l'IRRH (Institut Régional de Recherche sur le Handicap), l'Institut National de la Santé des USA (NIH, subventions NICHD HD30146 et NIBIB/NINDS EB00856) et la fondation James S. McDonnell. Ils remercient particulièrement le Dr. Elizabeth Winter Wolpaw pour l'aide apportée à l'amélioration du manuscrit.

REFERENCES

[1] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, T. M. Vaughan, and G. Schalk, "The Wadsworth Center brain-computer interface (BCI) research and development program," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 11, no. 2, pp. 1–4, 2003.

[2] J. R. Wolpaw and D. J. McFarland, "Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans," *Proceedings of the National Academy of Science of the USA*, vol. 101, no. 51, pp. 17 849–17 854, 2004.

[3] L. A. Farwell and E. Donchin, "Talking off the top of your head : A mental prosthesis utilizing event-related brain potentials," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 70, pp. 510–513, 1988.

[4] D. Friedman, Y. M. Cycowicz, and H. Gatea, "The novelty P3 : an event-related brain potential (ERP) sign of the brain's evaluation of novelty," *Neuroscience & Biobehavioral Reviews, Elsevier*, vol. 25, pp. 355–373, 2001.

[5] R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork, *Pattern Classification, second edition*. Wiley-Interscience Publication, 2000.

[6] R. A. Fisher, "The statistical utilization of multiple measurements," *Annals of Eugenics*, vol. 8, pp. 376–386, 1938.

[7] F. Rosenblatt, "The perceptron : a probabilistic model for information storage and organization in the brain," *Psychological Review*, vol. 65, pp. 386–408, 1958.

[8] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J. R. Wolpaw, "BCI2000 : A general-purpose brain-computer interface (BCI) system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, pp. 1034–1043, 2004.

Accessibilité à l'information mathématique : le système LAMBDA

Benoît Encelle, Nadine Baptiste-Jessel
Institut de Recherche en Informatique de Toulouse
IRIT, 108 Route de Narbonne, Toulouse, 31400 Toulouse, FRANCE
encelle@irit.fr, baptiste@irit.fr

***Abstract*- Le système LAMBDA propose une plate-forme d'édition de documents mathématiques directement accessible et utilisable par un grand nombre de personnes. Pour améliorer l'accessibilité à l'information mathématique, certains principes généraux de communication ont été identifiés et appliqués au cours de la réalisation du système LAMBDA.**

I. INTRODUCTION

LAMBDA[1] est un nouveau système de gestion de documents scientifiques utilisant des périphériques Braille et une synthèse vocale pour présenter l'information à l'utilisateur.

Tenant compte des recherches et des recommandations issues des projets similaires [1], le principal atout du projet LAMBDA est de proposer une plate-forme d'édition de documents mathématiques directement accessible et utilisable par un grand nombre de personnes, quelle que soit leur nationalité, leur activité (enseignant/étudiant) ou leur handicap (voyant/non voyant).

Pour améliorer l'accessibilité à l'information, sa communication entre personnes voyantes et non voyantes, certains principes ont été développés et appliqués au cours de la réalisation du système LAMBDA.

De ce fait, nous proposons au cours de cet article, de décrire ces principes généraux de communication et leurs applications au système LAMBDA. Pour cela, nous distinguons deux parties : la première, expose le principe de communication d'une information entre non voyants et son application au projet LAMBDA, la deuxième, celui de communication d'une information entre non voyants et voyants et son application à LAMBDA.

[1] LAMBDA (*Linear Access to Mathematic for Braille Device and Audio-synthesis* - Accès Linéaire aux mathématiques à l'aide de Périphériques Braille et d'une synthèse vocale) est un projet de recherche financé par l'Union européenne ayant pour objectif de créer un système intégré d'écriture et de lecture de documents mathématiques à l'usage des étudiants non voyants. Le projet LAMBDA a été soutenu par l'Union européenne dans le cadre du programme IST - *Information Society Technologies: Action Line: Persons with special needs, including the disabled and the elderly - Systems for independent living.*

II. PRINCIPE DE COMMUNICATION ENTRE NON VOYANTS

A. *Accès à l'information*

De manière générale, les non voyants, pour accéder à l'information textuelle, utilisent une technologie d'assistance appelée « lecteur d'écran ». Ce type de technologie présente l'information sous forme vocale et/ou tactile (Braille) et s'avère performant pour rendre une information textuelle directement accessible aux non voyants. En ce qui concerne les informations graphiques telles que les formules mathématiques (ou les partitions musicales, etc.), une étape de mise sous forme linéaire est nécessaire pour qu'elles puissent correctement être présentées en Braille et/ou à l'oral. Actuellement, au vu des différents codes mathématiques Braille, les principes de linéarisation de l'information ne sont pas identiques pour tous les pays, ce qui rend difficile la conversion d'un code à un autre. Par conséquent, ce manque de cohérence entre codes limite l'échange de documents et donc leur accessibilité.

B. *Un code unique*

Dans le cadre de LAMBDA, nous avons, pour tenter de répondre au problème d'accessibilité des expressions mathématiques, créé un code linéaire pour les représenter, identique pour tous les pays.

Ce code unique doit, dans la mesure du possible, favoriser une écriture compacte et explicite d'une expression mathématique pour faire en sorte que sa lecture soit la plus brève et la plus « parlante » possible.

En outre, ce format devra essentiellement encoder la sémantique métier, mathématique, d'une expression mathématique afin de pouvoir en fournir plusieurs « présentations » (i.e. en noir, en Braille, à l'oral). Cette condition garantit un certain niveau d'accessibilité à l'information [2].

C. *Des présentations multiples*

Pour qu'une information mathématique puisse être accessible à un grand nombre de personnes, en fonction de leur handicap ou de leur nationalité, plusieurs vues ou « présentations » de cette information doivent être disponibles.

Dans le cas des personnes non voyantes, une notation en Braille et/ou une présentation vocale de l'information sont nécessaires à sa compréhension.

Un non voyant préféra également que l'information soit décrite à l'aide d'un des codes mathématiques Braille de son pays (i.e. 6 points ou 8 points s'il existe) et oralisée dans sa langue maternelle.

Par conséquent, une information, pour pouvoir être efficacement communiquée à un non voyant, doit pouvoir être déclinée, présentée, à l'aide du code Braille et de la langue de son lecteur.

III. COMMUNICATION ENTRE NON VOYANTS : APPLICATION AU PROJET EUROPEEN LAMBDA

Pour répondre aux exigences précédentes (cf. partie II), nous avons, pour améliorer l'accessibilité des documents mathématiques aux non voyants, défini un code (i.e. format) unique capable de représenter la sémantique d'une information mathématique de manière compacte et explicite. Pour décrire ce code, nous allons préciser la stratégie choisie de linéarisation des expressions mathématiques. Ensuite, nous énoncerons les multiples présentations dont bénéficie une information mathématique encodée à l'aide de ce format.

A. *Un code unique : le code LAMBDA*

La mise sous forme linéaire d'éléments mathématiques bi-dimensionnels (fractions, matrices) peut poser certains problèmes d'ambiguïté. En effet, une linéarisation « telle quelle » d'une fraction peut être ambiguë.

Considérons la fraction suivante : $\frac{x+1}{x}$ *(A)*

Imaginons que la linéarisation de *(A)* soit, de manière intuitive, « x+1/x ». Cette expression linéaire n'a pas la même sémantique mathématique que *(A)*, signifiant, en respectant la priorité des opérateurs, l'expression $x+\frac{1}{x}$.

Pour pouvoir linéariser correctement *(A)*, la notation française des mathématiques en Braille utilise la notion de blocs pour délimiter les opérandes d'un opérateur.

Un « bloc » est à interpréter comme une mise entre parenthèses. Ainsi, la linéarisation de *(A)* sera sémantiquement équivalente à *(x+1)/x*. L'ambiguïté précédente est donc levée.

Toutefois, cette logique d'utilisation de blocs pour linéariser une expression peut s'avérer verbeuse, puisque, si le dénominateur est également composé, la linéarisation de la fraction serait de type « (numérateur)/(dénominateur) » et nécessiterait 5 caractères Braille (2*2 pour délimiter les blocs + 1 pour identifier l'opérateur). De ce fait, la lecture d'une opération peut paraître relativement longue et une autre stratégie de linérarisation, plus compacte, peut être envisagée (cf. ci-dessous).

De même, avec la stratégie de linéarisation en « blocs », le lecteur ne pourra identifier que l'objet *x+1* est un numérateur qu'à la lecture du signe « / ». De cette manière, l'interprétation correcte d'un objet plus complexe tel que $\frac{\frac{x+y}{2+y}}{4}$, écrit sous forme linéaire à l'aide de blocs comme ceci : « ((x+y)/(2+y))/4 », nécessite une lecture de type « allers-retours » pour correctement relier un opérateur à ses opérandes. Par opposition, un lecteur voyant déterminera directement, grâce à notation bi-dimensionnelle (i.e. ici, grâce à la barre horizontale de fraction), l'opérateur et ses opérandes.

Par conséquent, pour tenter de résoudre ces inconvénients de verbosité et de manque d'information sémantique sur l'objet mathématique en cours de lecture, une stratégie de linéarisation, autre que celle employant des « blocs », a été développée pour le code LAMBDA.

Pour en présenter sa logique, nous indiquons la linéarisation d'une fraction complexe[2], qui est la suivante :

// numérateur | dénominateur \\

Les caractères « // », « | », « \\ » signifient respectivement :

- « // » : début de fraction avec numérateur et/ou dénominateur composé(s)
- « | » : séparateur entre opérandes
- « \\ » : fin de fraction composé

Ainsi, la linéarisation d'une fraction complexe nécessiter 3 caractères au lieu de 5 pour une linérisation à l'aide de blocs. En outre, le sens mathématique des objets est directement renseignée : ceci évite une lecture de type « allers-retours », ralentissant l'interprétation de l'expression lue.

Du fait du caractère linéaire de la lecture en Braille, la plupart des codes Braille pour les mathématiques distingue deux notations pour un opérateur donné, suivant que ses opérandes sont composés ou non. Ces distinctions augmentent la lisibilité du texte mathématique. De ce fait, sa lecture et sa compréhension n'en seront que plus rapide. Le code LAMBDA encode directement ce type de distinction.

[2] Une fraction est dite complexe si son numérateur et/ou son dénominateur est composé.

B. *Des présentations multiples*

Pour que l'information au format du code LAMBDA soit accessible à un grand nombre de personnes non voyantes, quelques soient leur nationalité ou leur niveau de connaissances, les présentations suivantes de celle-ci peuvent être obtenues (cf. figure 1) :

- Notation en Braille de l'information

  Pour chaque pays, nationalité, deux présentations peuvent être obtenues :

  – Notation en Braille 8 points

  L'avantage d'un code Braille 8 points par rapport à un code 6 points est de pouvoir décrire une information de manière plus concise (i.e. moins de caractères Braille sont nécessaires). Par conséquent, la lecture d'une information décrite en 8 points sera plus rapide. C'est pour cette raison que, pour chaque pays, lorsque cela était nécessaire, un code mathématique Braille 8 points a été défini en concordance avec le code 6 points déjà existant. De cette manière, un utilisateur connaissant le code 6 points de son pays pourra, sans trop d'efforts, comprendre les expressions mathématiques écrites à l'aide du code 8 points dérivé et être ainsi plus « performant ».

  – Notation en Braille 6 points

  Afin de ne pas rebuter l'utilisateur non voyant novice, le texte mathématique écrit en code LAMBDA peut également être présenté à l'aide du code Braille mathématique 6 points qui lui est familier. Cette mesure a pour objectif de favoriser l'adoption de l'éditeur LAMBDA par les non voyants connaissant le code 6 points de leur pays.

- Oralisation de l'information

Pour chaque langue et pour chaque élément mathématique (e.g. opérateurs), deux possibilités d'oralisation sont disponibles :

– Oralisation verbeuse ou complète

Cette oralisation est facilement intelligible mais requiert un certain temps de prononciation. De ce fait, les utilisateurs novice préférerons ce type d'oralisation.

(A) sera oralisée de la manière suivante :

« début de fraction x+1 barre de fraction x fin de fraction. »

– Oralisation courte ou abrégée

Plus courte que la précédente, elle est destinée à être employée par des utilisateurs « experts ». *(A)* sera oralisée comme ceci : «fraction x+1 barre fraction x fin fraction».

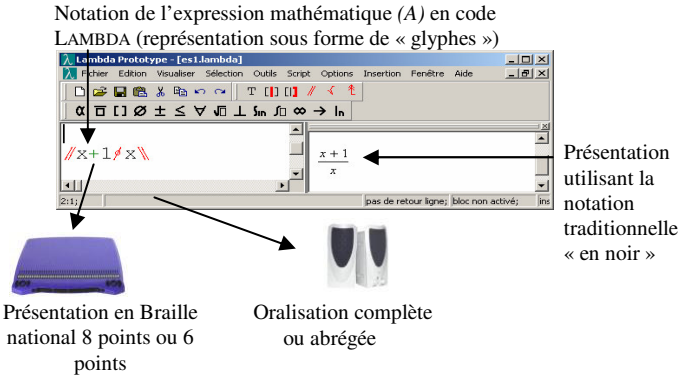


Fig. 1. Les présentations multiples d'une expression mathématique écrite en code LAMBDA.

IV. PRINCIPE DE COMMUNICATION ENTRE VOYANTS ET NON VOYANTS

A. *Un processus de conversion de codes*

De manière générale, les personnes voyantes et non voyantes doivent disposer d'un moyen de communication, d'échange de leurs travaux. Dans un contexte d'apprentissage, les professeurs voyants doivent donner aux élèves non voyants leurs supports de cours et leurs exercices sous une forme qui leur est intelligible.

De la même manière, les professeurs voyants doivent avoir accès « à un moindre coût » aux travaux accomplis (i.e. documents rédigés) par leurs élèves non voyants afin de pouvoir les corriger.

Du fait que les voyants et non-voyants utilisent des notations différentes pour coder l'information mathématique, les applications informatiques employées par ces personnes pour écrire, manipuler ce type d'information sont également différentes.

Par conséquent, une même information mathématique va, en fonction de l'application utilisée pour son écriture, être encodée à l'aide de formats différents.

De ce fait, les processus de conversion entre ces différents formats vont permettre l'échange d'information entre voyants et non voyants.

B. *Format d'encodage des mathématiques pour les voyants*

En ce qui concerne les personnes voyantes, elles emploient en grande majorité des applications dites WYSIWYG (*What You See Is What You Get)* pour composer visuellement leurs documents. Ce genre d'application fournit une interface graphique intuitive, dans le sens où l'utilisateur voit directement à l'écran à quoi ressemblera son document imprimé.

L'édition WYSIWYG de formule mathématique (éditeurs tels que *WebEq*[3] ou *Microsoft Equation Editor* [4]) propose à l'auteur de documents, pour écrire ses

expressions mathématiques, une panoplie de symboles mathématiques issus de la notation traditionnelle « en noir ». De ce fait, ce type d'éditeur encode bien souvent l'information mathématique à l'aide d'un format « *orienté présentation* », de manière à décrire précisément les aspects typographiques, la notation graphique, employés par l'auteur du document. L'interprétation de cette notation permettra au lecteur d'en reconstruire son sens *métier*, c'est à dire mathématique.

En utilisant un tel format d'encodage, un auteur de documents est libre d'introduire « *à la volée* » sa propre notation pour représenter un (nouvel) objet mathématique. De cette façon, un même objet pourra être visuellement décrit de plusieurs manières : selon ses préférences, l'auteur de documents emploiera une des notations préexistantes ou créera la sienne pour représenter graphiquement un tel objet.

Par exemple, trois notations, présentations, ont été recensées pour représenter graphiquement un objet de type coefficient binomial.

a) $\binom{n}{k}$ b) C_k^n c) ${}_nC_k$

Actuellement, le format *MathML de Présentation* du W3C [5] est bien souvent employé pour encoder finement la notation graphique utilisée pour décrire une information mathématique.

C. *Format d'encodage des mathématiques pour les non-voyants*

Du fait du caractère unidimensionnel des périphériques tactiles Braille (i.e. une seule ligne de caractères Braille peut être affichée à un instant donné), les non voyants, comme nous l'avons vu en partie II, ont besoin d'une notation, d'une écriture linéaire des expressions mathématiques.

Pour aboutir à une notation linéaire compacte d'une expression mathématique, seul son sens métier, mathématique, est encodé : les intentions de présentation, jugées superflu, sont mises de côté.

De ce fait, une seule « notation » sera permise pour représenter un concept, un objet mathématique précis.

Le format *MathML de Contenu* du W3C [5], par exemple, peut être employé pour décrire le sens métier d'une information mathématique.

D. *Conclusion*

Il apparaît que des processus de conversion entre des formats d'encodage « *orientés présentation* » de l'information et d'autres, encodant son sens « *métier* », doivent être développés pour favoriser la communication entre personnes voyantes et non voyantes.

V. COMMUNICATION VOYANTS / NON-VOYANTS : APPLICATION AU PROJET EUROPEEN LAMBDA

Pour favoriser la communication entre des auteurs/lecteurs de documents mathématiques voyants et non voyants, des fonctions d'importation, d'exportation d'informations mathématiques décrites à l'aide de différents formats (orientés présentation ou sémantique métier) ont été implémentées dans l'éditeur LAMBDA.

Pour présenter ces fonctionnalités d'import/export, nous commencerons, en première partie, par donner une vue d'ensemble des différents formats supportés pour ensuite les introduire succinctement. Ensuite, une deuxième partie détaillera la stratégie optée pour l'architecture, l'enchaînement des étapes de conversion permettant l'importation et l'exportation de ces formats.

A. *Formats importés et exportés par l'éditeur LAMBDA*

La figure 2 présente les formats supportés par l'éditeur LAMBDA.

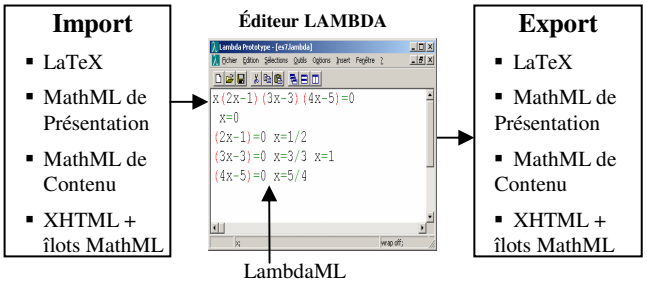


Fig. 2. Formats importés et exportés par l'éditeur LAMBDA

Le format LambdaML

Conformément aux considérations développées en section IV.C, le format *MathML de contenu*, encodant la sémantique métier d'une information, paraît, à première vue, indiqué pour l'encodage des expressions mathématiques écrites à l'aide de l'éditeur LAMBDA. Toutefois, pour tenir directement compte des considérations de notation spécifiques au Braille mathématiques développées en III.A, nous avons préféré développer notre propre format (i.e. le code LAMBDA), pour représenter une expression mathématique écrite à l'aide de l'éditeur. *LambdaML* est la syntaxe XML du code LAMBDA et est le format natif de l'éditeur.

À part l'encodage direct de ce type de considérations propres au Braille, le format *LambdaML* ressemble très fortement au format *MathML de contenu*. De ce fait, le processus de conversion entre ces deux formats n'est pas difficile à effectuer.

Le format MathML (Contenu et Présentation)

Selon la recommandation MathML 2.0[5], « *MathML est une application XML pour décrire une écriture mathématique et pour en capturer à la fois la structure et le contenu.*»

Pour répondre à ces besoins, *MathML* fournit deux sous-formats pour l'encodage d'une information : le *MathML de présentation*, d'une part, décrit une expression mathématique de manière visuelle. Le *MathML de contenu*, d'autre part, permet une description du sens mathématique, métier d'une expression.

Le format LaTeX

Le format *LaTeX* de description de formules mathématiques est orienté présentation. Pour une plus ample description, le lecteur pourra se reporter à [6].

Le format XHTML + îlots MathML

L'éditeur LAMBDA offre la possibilité d'importer et d'exporter des documents au format *XHTML + MathML*. Au sein de ce type de document, les expressions mathématiques sont représentées sous la forme d'îlots *MathML* (*MathML islands*) et le texte est décrit à l'aide des éléments classiques de typographie *(X)HTML*.

L'exportation sous cette forme d'encodage du texte mathématique permet une large diffusion de l'information puisque les navigateurs actuels, tels que *Mozilla Firefox* ou *Internet Explorer*, sont à même de l'afficher en employant la notation traditionnelle « en noir ».

B. *Stratégie et architecture des modules d'importation/d'exportation de l'éditeur LAMBDA*

Dans l'optique de limiter la tâche de développement de processus de conversion entre formats mathématiques, la stratégie proposée pour l'importation et l'exportation consiste à réutiliser ceux déjà existant. De ce fait, l'architecture d'importation/d'exportation de l'éditeur LAMBDA est la suivante (figure 3):

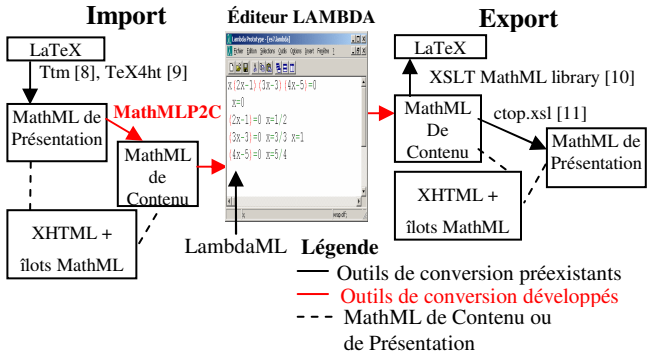


Fig. 3. Architecture des processus de conversion de l'éditeur LAMBDA

Au vu de ce schéma, l'idée est de considérer, en import comme en export, le format *MathML de Contenu* comme un pont entre les formats « extérieurs » et celui de l'éditeur LAMBDA (i.e. *LambdaML*).

VI. CONVERSION ENTRE FORMATS « ORIENTES PRESENTATION » ET « ORIENTES SEMANTIQUE METIER »

Nous proposons de décrire, au cours de cette section, le processus de conversion entre un format d'encodage de l'information orienté présentation (*MathML de présentation*) et un autre encodant la sémantique métier de cette dernière (*MathML de contenu*). Comme nous l'avons indiqué en partie IV, ce type de conversion permet de communiquer des informations écrites par un voyant à un non voyant.

A. *Principe*

D'un point de vue global, la conversion d'une information « *de présentation* » vers son équivalent « *métier* » est difficile à réaliser de manière entièrement automatique [7] pour les raisons suivantes :

1. Parfois, certains opérateurs sont « invisibles ».

   Exemple:

   Solution: dans le cas présent, déterminer les opérateurs de multiplication.

   Certains formats de présentation, tel que *MathML de présentation*, permettent de préciser ce type d'opérateurs [5] : le problème est donc évité.

2. Plusieurs notations (i.e. présentations) peuvent être associées à un même objet mathématique.

   Exemple: Coefficient binomial: $\binom{n}{k}$ vs. C_k^n vs. ${}_nC_k$

   Solution: identifier, pour chaque concept mathématique, ses différentes notations.

3. Une seule notation peut correspondre à plusieurs objet mathématique.

   Solution: ce problème constitue la difficulté majeure du processus de conversion, nous allons par conséquent le développer plus amplement.

B. *Ambiguïté lors de l'interprétation d'une notation*

Parfois, une même notation peut être comprise de plusieurs manières en fonction de son contexte d'interprétation.

Concernant l'expression mathématique utilisant la notation traditionnelle, nous prendrons les exemples suivants pour illustrer notre propos: $5a^2b^3 + 4cd + d^2$

- Considérons l'expression $a + b$: l'opérateur '+' correspond-il à une somme arithmétique ou à un « ou » logique ?
- Considérons l'expression m^3: la question est de savoir si le caractère « ^{3} » représente la puissance troisième de m, un volume exprimé en mètres cubes ou, plus simplement, un indice supérieur.

Solution

Pour réduire les interprétations possibles d'une notation mathématique et ainsi éviter ces problèmes d'ambiguïtés lors de la conversion, l'idée est de préciser le contexte « métier » de l'information, du document source, avant conversion.

C. *Le module de conversion MathMLP2C*

Pour intégrer un processus de conversion d'une information de présentation vers son équivalent « métier »

au sein de l'éditeur LAMBDA, les principes et solutions exposés précédemment ont été mis en œuvre pour la réalisation du processus de conversion *MathMLP2C* (voir figure 3). *MathMLP2C* permet la conversion d'une information de type *MathML de présentation* vers une information de type *MathML de contenu*.

Pour disposer d'un tel outil de conversion « contextuelle », plusieurs ensembles de règles de transformation, représentant des « sous-contextes » mathématiques, ont été définis. Ensuite, le contexte mathématique global d'une information est indiqué par l'utilisateur avant conversion en classant, par ordre de priorité, les différents « sous-contextes » mathématiques qui le composent.

Ces ensembles de règles correspondent à des unités de conversion contextuelle. Une unité de conversion contextuelle est associée à un domaine spécifique des mathématiques. Des unités de conversion contextuelle pour les domaines suivants ont été développées : arithmétique, calcul, géométrie, algèbre linéaire, logique, théorie des ensembles et statistique.

VII. CONCLUSION

Le projet LAMBDA a pour objectif d'améliorer l'accessibilité à l'information mathématique. Pour cela, un éditeur de documents mathématiques, accessible et utilisable par un grand nombre de personnes, indépendamment de leur handicap, de leur origine, a été développé. Pour qu'un tel système puisse être réalisé, certains principes de communication ont dû être respectés.

Pour augmenter les possibilités de communication entre personnes non voyantes de différentes nationalités, un format de codage de l'information mathématique, tenant compte des caractéristiques de description de l'information propres aux différentes écritures Braille possibles, a été mis en place. Une information qui respecte ce format pourra ainsi être déclinée, présentée, sous forme d'un texte Braille encodé selon les règles du Braille mathématique français, italien, allemand, etc. . De la même manière, cette même information pourra également être présentée oralement, à l'aide d'une synthèse vocale, dans la langue maternelle de son lecteur.

Pour favoriser la communication d'informations mathématiques entre personnes voyantes et non-voyantes, des fonctionnalités d'importation et d'exportation de l'information, sous différents formats, doivent être développées. Voyants et non voyants n'utilisent pas les mêmes applications informatiques pour créer ou lire de l'information mathématique, sa présentation étant respectivement soit visuelle, soit tactile et/ou sonore. Par conséquent, les formats d'encodage de l'information, en fonction du type de l'application employée, ne vont pas être les mêmes: des processus de conversion entre ces différents formats doivent être développés. Après avoir exposé les différents types de format d'encodage d'une information mathématique : format de présentation et format métier, nous détaillons ceux supportés par l'éditeur LAMBDA et indiquons la stratégie de conversion choisie pour les importer et les exporter.

Les formats de présentation encodent l'information mathématique sous sa forme visuelle (i.e. notation traditionnelle en noir). Par opposition, ceux qualifiés de « métier » encodent la sémantique de l'information (i.e. du domaine : mathématique par exemple). La conversion d'une information « de présentation » vers une information « métier » est un processus difficile à réaliser et nécessite une « contextualisation » de l'information de départ. Après avoir présenté les principes et les problèmes d'une telle conversion, nous présentons l'outil MathMLP2C de l'éditeur LAMBDA. Cet outil réalise ce genre de conversion en transformant une information de type présentation (MathML de présentation) vers une information métier (MathML de contenu). La stratégie de contextualisation de l'information de présentation choisie dans MathMLP2C est alors exposée. Cette stratégie impose de contextualiser un document dans son ensemble et pourrait être améliorée pour traiter un document mathématique hétérogène (i.e. composé de contextes mathématiques différents).

REFERENCES

[1] Lambda Project Consortium, Analysis of existing works about mathematics for the blind, 2003
http://www.lambdaproject.org/Materiale/82/SdA.zip

[2] W3C,Web Content Accessibility Guidelines 1.0 (WCAG),1999
http://www.w3.org/TR/WCAG10/

[3] Design Science, WebEQ.
http://www.dessci.com/en/products/webeq/

[4] Microsoft, Microsoft Equation Editor,
http://www.microsoft.com/Education/InsertEquation.asp

[5] World Wide Web Consortium (W3C), Mathematical Markup Language (MathML) Version 2.0, 2003
http://www.w3.org/TR/MathML2/

[6] Lamport, L., *LaTeX document preparation system*, 1985, http://www.latex-project.org/

[7] Kohlhase, M., MathML: Presenting and Capturing Mathematics for the Web, S. 39,
http://www.w3.org/Math/Documents/mathml-tutorial.pdf

[8] Hutchinson I., TtM - a TeX to MathML translator, http://hutchinson.belmont.ma.us/tth/mml/

[9] TeX4ht: LaTeX and TeX for Hypertext
http://www.cse.ohio-state.edu/~gurari/TeX4ht/mn.html

[10] Yaroshevich,Vasil I., XSLT MathML Library,
http://xsltml.sourceforge.net/

[11] David Carlisle, XSLT stylesheets for MathML,
http://www.mathmlconference.org/2002/presentations/carlisle/materials/Overview-tech.html

Conception d'un moteur de recherche accessible aux personnes déficientes visuelles : recommandations et premières versions

G. Michel, R. Masson
E.T.I.C. Université de Metz, Ile du Saulcy
57045 Metz Cedex France

Abstract- Notre étude se propose de donner aux personnes handicapées visuelles un outil de recherche sur le Web adapté à l'utilisation des technologies d'assistance leur permettant d'obtenir des résultats plus lisibles, plus compréhensibles en un mot plus "utilisables", avec une perte de temps minimale. Notre système se substitue aux interfaces des moteurs de recherche classiques, d'une part, pour simplifier et améliorer l'efficacité de l'interaction, d'autre part pour classer les résultats de la recherche dans l'ordre décroissant de leur accessibilité.

1. INTRODUCTION

Si la recherche sur le Web est pour un grand nombre de personnes plutôt aléatoire, elle devient très problématique pour les personnes à besoins spécifiques. Non seulement les moteurs de recherche ne fournissent pas toujours les résultats attendus, mais encore ils ne permettent pas leur interprétation correcte pour les personnes qui utilisent des technologies d'assistance destinées à compenser leur handicap. Les concepteurs de sites Web sont davantage concentrés sur l'aspect visuel de leur site que sur leur utilisabilité ou leur accessibilité [1]. En ignorant les modes d'accès alternatifs ils rendent leurs sites partiellement ou totalement inaccessibles aux déficients visuels [2]. Des efforts certains ont été faits pour améliorer l'accessibilité du Web sous l'impulsion du W3C, des instituts de recherches et des différentes associations engagées dans le monde du handicap [3][4][5]. Une profusion de recommandations existe dans la littérature et de nombreux sites Web proposent des guides à l'usage des développeurs de sites. Mais comme nous le verrons, il existe encore peu de sites accessibles aux déficients visuels, et pas d'outils de recherche permettant de les retrouver. Notre étude se propose d'apporter sa contribution pour combler ce déficit au travers de la création de recommandations et de la conception d'un outil de recherche personnalisé.

2. METHODOLOGIE

La conception de notre système de recherche a été le fruit d'une démarche qui nous a conduit à définir des recommandations puis à les traduire en spécifications pour la conception de notre outil logiciel. Les différentes étapes de notre travail ont été les suivantes :

- Une étude bibliographique conduite tout au long du projet.
- Une étude empirique réalisée sur les principaux moteurs de recherche mettant en évidence leurs problèmes d'accessibilité.
- Une enquête réalisée sur 33 personnes aveugles avec pour objet de connaître leurs difficultés de navigation lors de l'utilisation de moteurs de recherche**.**
- La définition de recommandations pour le design des interfaces de notre système de recherche ainsi que celles destinées à classer les sites par accessibilité.
- La définition des spécifications à la base de la réalisation de notre agent logiciel (que nous décrirons plus loin). Une première version a été réalisée [6], puis plusieurs versions successives dont la dernière version a été présentée dans [7].
- Plusieurs inspections expertes, dont la dernière réalisée en 2005, sur les principaux moteurs de recherche dont nous donnons le résultat plus loin. Ces évaluations nous ont permis de compléter nos recommandations.
- Des tests utilisateurs effectués pour chaque version de l'outil de recherche : un résumé des derniers tests est présenté à la fin de cet article.

3. LES HANDICAPES VISUELS ET L'ACCES AU WEB

Bien que le web soit pour les déficients visuels une énorme chance d'accéder à l'information, et donc de mieux s'intégrer socialement, il existe encore peu de sites accessibles [2], [8], [9]. Cependant, nous pouvons constater ces dernières années que quelques efforts ont été faits au niveau de l'accessibilité en particulier pour les sites publics. Cependant, ils restent limités et bien peu de sites passent les tests de conformité du W3C/WAI. Par exemple au Québec, une étude réalisée en décembre 2003 [10] met en lumière un niveau d'accessibilité pour les personnes handicapées particulièrement désolant pour la grande majorité des 200 sites Web évalués (84% ont été qualifiés de faible, très faible ou nul). Plus récemment un rapport publié en 2005 [11] concernant un test réalisé sur 436 sites publics européens montre que seuls 3% de ces sites sont totalement conformes au niveau A du WCAG. L'accessibilité étant devenue une obligation légale (au niveau national comme au niveau européen), il reste à espérer que la situation évolue dans les prochaines années. Pour ce qui concerne les sites privés, tout reste encore à faire.

4. LES MOTEURS DE RECHERCHE

Etat de l'art des moteurs de recherche

La pertinence des résultats des moteurs de recherche s'est grandement améliorée ces dernières années. Cependant, il reste beaucoup à faire pour améliorer l'utilisabilité et l'accessibilité des moteurs de recherche [12][13][14][15]. Pour ce qui concerne les personnes déficientes visuelles, la personnalisation des outils de recherche en fonction des caractéristiques personnelles de l'utilisateur a fait l'objet de relativement peu de recherches [16]. Aucun moteur ne permet encore de définir des critères personnels prenant en compte les capacités ou incapacités de chacun. Il est notamment impossible de rechercher des sites en fonction de leur accessibilité. En conséquence, pour les déficients visuels, la recherche d'informations reste très incertaine : trop de résultats, très peu de sites accessibles, peu de résultats pertinents. Quelques systèmes de recherche ont été développés ces dernières années pour les déficients visuels comme Seti ou Speegle. Cependant, aucune évaluation de l'accessibilité des sites retournés n'a été réalisée.

Problématique liée aux moteurs de recherche chez les aveugles

Ivory et al. [17] démontrent dans leur étude réalisée auprès de déficients visuels et de voyants que les personnes aveugles mettent deux fois plus de temps que les personnes "voyantes" pour explorer le résultat d'une recherche et qu'il leur faut trois plus de temps pour chercher une information dans une page Web. Tous les participants de cette étude, "voyants" ou non, souhaitent avoir la possibilité de spécifier des critères permettant d'avoir une action sur le tri des résultats et leur classement. Une autre étude [16] établit que si 67% des "voyants" n'ont pas de difficultés pour choisir les mots-clé appropriés c'est vrai pour seulement 38% des personnes aveugles. Pour les aveugles, la difficulté réside dans la lecture des résultats (46% contre 15% chez les voyants) et dans l'accès aux interfaces. En conséquence, seulement 38% des aveugles trouvent l'information recherchée contre 90% pour les "voyants". Si 92% des "voyants" pensent que les moteurs de recherche sont d'une utilisation facile, les aveugles sont seulement 7% à penser de même. Les auteurs ajoutent que l'interface joue un rôle crucial dans l'utilisation correcte et efficace du moteur de recherche.

Il ressort de nos travaux que les problèmes principaux rencontrés par les aveugles lorsqu'ils utilisent des moteurs de recherche sont :

- La surcharge cognitive : d'une part, le nombre de résultats est trop nombreux et comme il n'est pas possible pour les aveugles de parcourir les résultats visuellement, ils ne peuvent pas pré-sélectionner les liens intéressants. D'autre part, les lecteurs d'écran lisent des éléments qui n'apportent pas d'information utile (puces, noms de fichier des images…).
- La mauvaise accessibilité de l'interface : les champs utilisés pour saisir la recherche sont souvent sans label et il est difficile de déterminer quel contenu il sont supposés recevoir. La séquence d'affichage des éléments de chaque résultat est une contrainte car il oblige l'internaute aveugle à revenir en arrière pour activer le lien correspondant au site qu'il souhaite consulter. Google (ou Yahoo) affiche, en effet, les résultats de la manière suivante : le lien, le contexte de la recherche, l'URL (non cliquable) puis d'autres liens comme les liens en cache, les pages similaires …
- Les résultats pas toujours pertinents **:** les sites trouvés par les moteurs n'ont souvent que peu de rapport avec la question posée et les résultats pertinents ne sont pas toujours en tête de liste. Cet aspect est particulièrement pénalisant et décourageant. Si aucun résultat n'est trouvé dans les 3 ou 4 premiers sites, la recherche est abandonnée.
- Les résultats inaccessibles : les sites sélectionnés ne sont que très rarement accessibles quand bien même ils seraient pertinents.
- Les textes (résumés) sous les liens peu clairs, le problème des liens morts, liens en double.

Enfin, il existe d'autres problèmes d'accessibilité classiques, connus pour une majorité de sites Web et que l'on retrouve dans les moteurs de recherches tels que les problèmes de navigation, de perte d'information ou d'interactions difficiles, voire impossibles.

Tous ces obstacles rencontrés par les aveugles dans l'utilisation des moteurs de recherche expliquent leur réticence à les utiliser.

Inspection experte des moteurs de recherches les plus courants

Cette inspection experte a été réalisée sur les 3 moteurs de recherche grand public les plus utilisés en France qui sont les suivants : Google (81,2%), Yahoo (5,8%), Voilà (4,5%) [18]. L'ergonomie de ces moteurs de recherche est très variable, mais tous présentent de nombreuses erreurs ergonomiques limitant leur accessibilité. Nous ne présenterons ici que certains résultats de l'inspection de Google.

Google reste le plus utilisable avec son interface très allégée et sa simplicité d'utilisation. Si l'on confronte Google aux tests de conformité du W3C en matière de respect des standards HTML, nous constatons cependant quelques dérives qui peuvent poser des problèmes pour l'accessibilité de ce moteur (tables utilisées pour la mise en page et non pour des tableaux de données, balises de présentation dans le corps de la page, utilisation de balises déclassées, langue non identifiée, DTD – "Document Type Définition" non identifiée …). Concernant la page de résultats, la figure ci-dessous décrit son rendu vocal. Ce sont les liens sponsorisés qui sont lus en premier en lecture vocale, ce qui n'est généralement pas le souhait des utilisateurs. A noter également que pour chaque résultat la présence de la taille du fichier, du lien "en cache" et du lien "pages similaires" alourdissent la lecture.

Accessibilité recherche Google

Lien connexion, *lien graphique* pour afficher la page d'accueil de Google

Web, *lien* images, *lien* groupes, *lien* annuaire, *lien* actualités, *lien* plus

Rechercher *édition accessibilité*

Rechercher *bouton*, *lien* recherche avancée, *lien* préférences

Rechercher dans, *bouton radio coché* Web *un de trois*, *bouton radio non coché* pages
francophones *deux de trois*, *bouton radio non coché* pages France *trois de trois*

Webs résultats un dix sur un total d'environ six millions neuf cent quatre-vingt dix mille pour *accessibilité* zéro virgule zéro six secondes

Tableau avec quatre colonnes et six rangées

Liens commerciaux

Attribut souris lien monte escalier ACORN spécialiste du monte escalier partout en France www.acornstairlifts.com
…
Lien plongez dans l'accessibilité

Donne des conseils pratiques pour réaliser des sites Web accessibles au plus grand nombre en mettant l'accent sur l'intérêt des standards

www *point* la-grange *point* net *barre oblique* accessibilité *barre oblique*

9 K *lien* en cache *lien* pages similaires …
…

Figure 1 : Exemple de "rendu" vocal de la page "résultats" de Google sur une requête contenant le mot-clé "accessibilité" avec le lecteur vocal Jaws.

5. RECOMMANDATIONS

Recommandations générales

Pour créer ou rendre des sites Web accessibles à tous les publics il est indispensable de réaliser ou de prendre en compte :

- La mise en conformité avec les standards W3C (HTML 4.01 Strict ou XHTML 1.0 Strict)
- La mise en conformité avec les niveaux 1, 2, 3 des recommandations W3C/WAI
- Le respect des recommandations en matière d'ergonomie du Web [19].

Les points principaux de ces mises en conformité sont :

- L'adaptabilité du contenu en fonction des différents environnements techniques (système d'exploitation, résolution d'écran…).
- Toute information doit être disponible sous forme de texte (toujours pour éviter une perte d'information), il faut notamment ajouter des alternatives textes aux éléments graphiques comme les images (attribut "alt")
- Utiliser les feuilles de style (CSS, XSL) pour séparer le contenu de sa présentation et permettre ainsi à des technologies d'assistance d'exploiter ce contenu.
- Pour les nouveaux sites, privilégier l'utilisation de XHTML pour une plus grande pérennité des sites et une meilleure évolutivité (utilisation des technologies XML possible).
- Choisir des DTD de type strict pour s'assurer du respect d'une syntaxe.

Les critères ergonomiques à respecter sont les suivants :

- Organisation simple, claire et cohérente
- Navigation : fournir des mécanismes de navigation et des systèmes de guidage
- Contenu : ne pas surcharger les pages et privilégier le contenu réellement informatif. Ce contenu doit être perçu par tous, compréhensible par un maximum d'utilisateurs, plusieurs types d'interactions doivent être possibles (souris, clavier…) et il doit être robuste (lisibilité des contenus avec des technologies d'assistance et avec les navigateurs actuels et futurs).

Recommandations spécifiques aux interfaces de moteurs de recherches

Leporini [16] donne huit principes permettant d'améliorer l'utilisabilité de l'interface :

- La zone de saisie de la requête et les options de recherche doivent être facilement localisées et correctement labellisées
- Les résultats de la recherche doivent être mis en valeur (utilisation de niveaux d'entêtes)
- Les résultats doivent venir immédiatement après la notification du résultat
- Les liens sponsorisés doivent être migrés vers une table séparée
- Des liens d'aide et de navigation doivent être ajoutés (positionnement direct sur les résultats, retour à la zone de saisie de la requête …)
- Assigner une échelle d'importance aux éléments pour accélérer le positionnement sur les éléments importants (par la fonction TAB INDEX)
- Un son pourrait être utilisé pour indiquer le succès ou l'échec de la recherche
- Les feuilles de style auditives CCS2 devraient être utilisées

Nos recommandations (dont certaines recoupent celles de Leporini)

Interface de saisie de la requête :

- Arrangement des composants :
  - les fonctions complémentaires (liens images, actualités …) doivent être après la zone de saisie de la requête
  - les liens sponsorisés doivent être positionnés en dernier
- Labellisation de la zone de saisie de la requête
- Validation du formulaire : par entrée ou par activation d'un bouton

Page résultats :

- Prévoir une séquence des éléments adaptée à la lecture vocale par un arrangement logique des composants :
  - les fonctions complémentaires (comme la recherche avancée…) doivent être migrées en fin de document

– mettre en tête le plus important : le rappel de la requête puis immédiatement les résultats
  - les liens sponsorisés doivent être positionnés en dernier
  - l'ordre de présentation de chaque résultat doit être compatible avec un accès séquentiel (lecture vocale) : lien en dernière position
- Faciliter la navigation :
  - en structurant le document : utiliser les balises <h1> <h2> … pour permettre la lecture des titres en début de lecture par le lecteur d'écran (permet un écrémage) – à utiliser pour les liens également car le déplacement se fait par la touche TAB
  - en ajoutant des mécanismes pour se positionner : ajouter des "accesskey" pour permettre un positionnement dans les parties importantes du document : début de la page de résultats, retour à la page de saisie de la requête, accès direct au premier résultat
- Prévoir un guidage : en fournissant un "fil d'ariane" : permet d'indiquer où on se trouve dans l'arborescence et ou on peut aller.
- Alléger l'interface pour diminuer la surcharge cognitive : en limitant le nombre d'éléments de l'interface : pas de liens en cache, ou autres informations comme liens similaires, publicités …
- Fournir un contenu pertinent aux résumés sous les liens résultats : utiliser le contenu des meta-données lorsqu'elles sont présentes et valides
- Feedback à l'affichage de la page "résultats" ou en cas d'échec de la recherche : signal sonore différent
- Guidage et Feed-back vocal pendant la phase de recherche et de classement des sites par le moteur afin que l'utilisateur soit informé de ce qui se passe.

Classement des résultats

- Classement des sites par ordre d'accessibilité dans la page "résultats" : cette recommandation qui n'est pas liée à l'interface consiste à sélectionner et classer les résultats en fonction de leur conformité aux directives concernant l'accessibilité des sites Web, c'est ce que nous avons inclus dans les spécifications de l'outil que nous avons développé.

6. SPECIFICATIONS D'UN AGENT DE PERSONNALISATION DES MOTEURS DE RECHERCHE

La dernière version de notre système de recherche date de 2005, c'est de cette version dont nous traitons maintenant les spécifications. Nous avons conçu une interface aussi allégée que possible (pas d'information inutile, pas de liens commerciaux, pas de liens multiples, pas d'éléments graphiques perturbant la lecture vocale) et déterminé le profil utilisateur "aveugle" en prenant en compte un maximum de critères liés à l'utilisation d'une revue d'écran. D'autres profils seront ajoutés ultérieurement, notamment les profils "mal voyants" et "seniors" avec un ensemble de nouveaux critères liés d'une part principalement à des difficultés de perception des caractères et des couleurs, d'autre part à des limitations cognitives dues à l'âge (problèmes de concentration...).

Le principe de base de notre outil est de retraiter les résultats des moteurs de recherche, **dans le cas présent : Google**, pour fournir une liste courte de résultats classés par niveau d'accessibilité. Pour éviter d'avoir en tête de classement des sites effectivement très accessibles mais très peu pertinents nous avons introduit un coefficient de pondération des résultats prenant en compte la pertinence des sites dans le classement. Les critères retenus pour déterminer le niveau d'accessibilité sont issus des recommandations publiées par le W3C et d'autres organismes indépendants comme Braillenet [20]. Dans sa version actuelle, notre agent traite 25 critères pour produire une note d'accessibilité globale pour chaque page analysée. Chaque site dispose d'un capital de points qui va décroître en fonction des problèmes d'accessibilité rencontrés dans le code HTML. Une fois tous les sites évalués, ils sont classés par ordre décroissant d'accessibilité pour être présentés dans une page de résultats. Les éléments pris en compte sont par exemple : le nombre de liens, le nombre d'alternatives texte, … Ces éléments font l'objet de modes de calcul adaptés (dénombrements,...). Des techniques de pondération spécifiques ont été définies pour affiner les résultats. Etant donné la multitude de combinaisons des différents critères et la difficulté d'évaluer chaque critère par rapport aux autres, nous avons procédé par heuristiques en nous appuyant sur les enquêtes et les résultats des tests utilisateurs.

Le nombre de résultats fournis par notre agent logiciel est de 40 résultats (au maximum), ce qui est nettement suffisant si on considère que seuls 3 ou 4 liens résultats seront effectivement exploités. L'accès à ces résultats est immédiat, des mécanismes de guidage sont fournis pour aider les utilisateurs à s'orienter.

La numérotation des liens de la page de résultats est un de ces mécanismes, elle permet d'associer un numéro à chaque lien résultat ce qui permet de le retrouver plus facilement. Chaque bloc résultat est présenté dans une séquence appropriée à la lecture vocale : en 1 le titre de la page, en 2 le résumé de la page, en 3 le lien pointant vers la page. Pour construire le titre et le résumé nous utilisons les méta-données <TITLE> et <META> "description" quand nous estimons qu'elles sont pertinentes par rapport à certains critères de base.

Notre outil effectue également un traitement d'élimination des liens "morts", des doublons et des liens publicitaires et autres éléments inutiles.

L'interface de saisie

Au chargement de la page, le curseur est positionné directement dans le champ d'entrée. L'utilisateur doit seulement taper un mot clé (ou plusieurs) ou une expression. Les mots clés peuvent être séparés par un espace et l'utilisation de guillemets est possible comme avec Google (exemple : définition "moteur de recherche"). La validation

est possible en appuyant sur la touche entrée ou en cliquant sur le bouton "chercher" (voir figure 2).

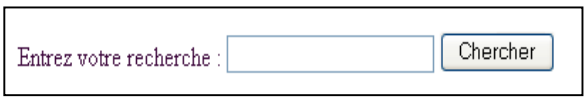


Figure 2 : interface d'entrée

L'écran d'attente

Pendant que la recherche est traitée, une page est affichée (Veuillez patienter …) permettant d'interrompre la recherche à tout moment (voir figure 3).

Figure 3 : écran d'attente

L'interface "résultats"

La page de résultats est très allégée, elle contient un minimum d'informations : le guidage (vers où vous pouvez aller), un rappel de la requête et enfin les résultats eux-mêmes (numérotation, titre, résumé et lien – voir figure 4).

Figure 4: page "résultats"

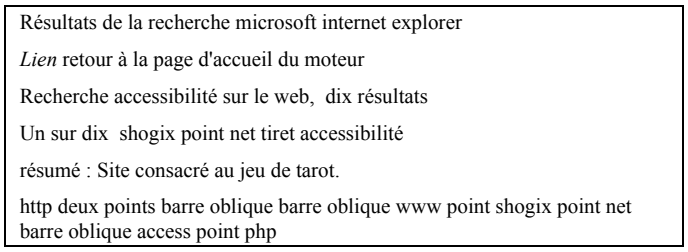


Figure 5: vocalisation de la page "résultats"

7. TESTS UTILISATEURS ET RESULTATS

Présentation des tests

Nous avons procédé à des tests utilisateurs ayant pour objectif de mesurer l'efficience de l'outil et la satisfaction des utilisateurs. L'efficience correspond au temps nécessaire pour réaliser la tâche, le temps passé sur la page des résultats, ainsi que le temps passé sur les sites. La satisfaction correspondant aux différentes notes recueillies dans le post-questionnaire concernent l'évaluation subjective des différentes dimensions du moteur de recherche. Les tests utilisateurs se sont déroulés dans un laboratoire d'utilisabilité. Nous avons comparé notre moteur, que nous avons appelé BlindEngine, avec le moteur de recherche Google, moteur dont se servaient les 11 utilisateurs participants aveugles. Ils avaient entre 15 et 50 ans, et avaient au minimum 6 mois d'expérience de la navigation sur Internet et d'utilisation des moteurs de recherche, avec une utilisation régulière par semaine. Chaque utilisateur devait effectuer 3 recherches : chacune de ces recherches était effectuée sur un des moteurs puis sur le suivant (en alternant l'ordre d'utilisation des moteurs).
Pour chaque site visité, les participants devaient lui attribuer une note d'accessibilité.

	Google	Blind Engine
Temps d'accès à la zone de saisie (constant)	12,58	6,48
Temps d'attente des résultats du moteur	3,5	67,3
Temps d'accès au premier résultat (constant)	34,45	10,12
Temps moyen sur la page des résultats (en secondes)	74,96	120,09
Temps moyen sur les sites	191,44	120,10
Nombre de sites visités	1,28	1,1

Tableau 1: Tableau récapitulatif des données objectives des tests en fonction du moteur de recherche

Le temps d'accès aux 2 interfaces est significativement meilleur pour notre moteur. En revanche, le temps d'attente de l'affichage des résultats du moteur est de quelques secondes pour Google et d'un peu plus d'une minute en moyenne pour Blind Engine. Cela se justifie par la fait que notre moteur utilise d'abord les résultats renvoyés par Google, les analyse puis les classe (chaque page Web est chargée pour être analysée). Notre population passe significativement plus de temps sur la page des résultats de Blind Engine, que sur celle de Google. Cela peut s'expliquer par le fait que les utilisateurs, "experts" Google, découvrent notre interface. Le temps moyen passé sur les sites est supérieur pour Google par rapport à notre moteur ce qui suggère que nos utilisateurs trouvent plus rapidement l'information recherchée. Il s'avère que nos participants visitent, en moyenne, à peu près le même nombre de sites sur Google que sur Blind Engine pour trouver l'information permettant de répondre à leurs requêtes. Nos tests font apparaître que la meilleure accessibilité de nos résultats en termes de contenus n'est pas déterminante. En effet, lorsqu'on compare la moyenne des notes d'accessibilité attribuées aux sites visités sur Google qui est de M = 3,48 (_ = 0,39759) et celle de Blind Engine (M = 3,80 ; _ = 0,45227), les notes d'accessibilité sont à peine plus élevées pour les résultats retournés par Blind Engine. L'écart n'est donc pas significatif. Ce résultat se justifie par le faible nombre de sites accessibles sur l'Internet et par le fait que notre outil est limité à des critères susceptibles d'être traités informatiquement et ignore la sémantique des contenus. De même l'organisation logique de l'information dans la page Web ne peut pas être testée par un logiciel informatique.

Même si certaines caractéristiques de notre moteur sont clairement une amélioration par rapport à Google (accessibilité des interfaces, qualité du résumé et dans une moindre mesure accessibilité des sites) notre population expérimentale utiliserait minoritairement Blind Engine (essentiellement dû au problème de temps de réponse de notre moteur). Mais plus de la moitié (54,5%) des aveugles sont indécis (soit Google, soit Blind Engine). Ce résultat est significatif car les aveugles ayant fait l'expérimentation sont plutôt des experts d'Internet qui connaissent bien Google. De plus ces habitués de Google changeraient de moteur (81,6%) si le temps d'affichage des résultats étaient comparable. C'est un résultat significatif. Si de plus il s'agissait d'aveugles ne connaissant pas Google et si le nombre de sites à la fois pertinents et accessibles était plus grand, (ce que l'on espère dans l'avenir), il est clair que notre moteur serait certainement bien plus apprécié et accessible par plus d'aveugles que ne l'est Google. En effet, Google ne classe ses résultats qu'en fonction de leur pertinence et en fonction de critères commerciaux, alors que notre outil ferait ressortir en tête les sites les plus accessibles.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Si 92% des utilisateurs voyants pensent que les moteurs de recherche sont faciles à utiliser, ils ne sont que 7% du côté des aveugles à penser la même chose [16]. Cela prouve clairement qu'il est nécessaire de construire des moteurs de recherche accessibles aux aveugles et plus généralement aux exclus de la technologie [7]. Cette recherche a pour but d'apporter quelques réponses à ce problème d'accessibilité par l'élaboration de recommandations ergonomiques permettant d'améliorer l'accessibilité des futurs moteurs et le développement de maquettes successives pour leur validation. Les derniers tests utilisateurs que nous avons effectués confirment la validité de nos recommandations. Les interfaces de notre outil en particulier, mais aussi les résumés et les classements des sites sont préférés à ce qui existe dans Google. Avec des délais de réponses similaires la grande majorité des utilisateurs habitués de Google choisiraient notre moteur. Ils seraient probablement plus nombreux s'ils ne connaissaient pas Google ou seraient moins habiles avec la technologie. Récemment ce moteur de recherche a été retenu pour être installé sur le site de la ville de Metz dans le cadre du projet Medianet [21] (avec un serveur beaucoup plus rapide que celui utilisé pour les tests) et devrait l'être également sur plusieurs sites de villes allemandes. Même si plusieurs aspects de notre système sont une avancée significative par rapport à Google, ce qui valide d'ailleurs nos recommandations, il reste donc encore beaucoup de travail en particulier au niveau de la pondération des résultats, des profils et des temps de réponse. Mais il ne faut pas oublier qu'un tel outil ne pourra être pleinement exploitable que si des efforts sont faits pour améliorer l'accessibilité des sites Web.

REFERENCES

[1] Regan Bob, (2004), Accessibility and Design: A Failure of the Imagination, ACM SIGCAPH Computers and the Physically Handicapped Issue 76 (June 2003) Pages: 10 - 10

[2] Martial O., Boutin M. 2001; L'accessibilité de sites Web québécois : une situation critique – Conférence JIM 2001: Interaction Homme-Machine et assistance

[3] Chisholm, W., Vanderheiden, G., Jacobs, I. Web (2001), Techniques for Web Content Accessibility Guidelines 1.0, Content Accessibility Guidelines 1.0, in Interactions, 8(4) *ACM Press 2001.*

[4] Dardailler, D., Brewer, J., & Jacobs, I. (2001). Making the web accessible. In C. Stephanidis (Ed.), User interfaces for all: Concepts, methods, and tools (pp 571-588). Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.

[5] Archambault, D., Duchateau, S., & Tchang-Ayo, C. (1999), Rendre accessible un site Web., available at : http://www.snv.jussieu.fr/inova/publi/arch.htm

[6] Masson, R., & Michel, G. (2002). Search engines : towards taking into account accessibility for visually impaired and seniors, ACM International Conference Proceeding Series; Vol. 32 Proceedings of the 14th French-speaking conference on Human-computer interaction Poitiers, France Pages: 235 – 238.

[7] Masson, R., & Michel, G. (2005). A search engine for the visually impaired, Assistive Technology : From Virtuality to Reality AAATE Lille 2005 Pages 573 – 577

[8] Enquête handicapzéro 1999 sur l'accès à l'information des déficients visuels; http://www.handicapzero.org/association/enquete4.html

[9] Ligne de Vue 2002; *Internet : une alternative et un enjeu pour les non-voyants.* http://www.lignedevue.org/fr/internet.htm

[10] Rapport d'évaluation de l'accessibilité des sites web québecois (décembre 2003). Fondation des aveugles du Québec. http://www.accessibiliteweb.com/accessibiliteweb.htm

[11] eAccessibility of public sector services in the European Union; http://www.cabinetoffice.gov.uk/e-government/resources/eaccessibility/content.asp

[12] Goble, C., Harper, S. And Stevens, R. (1999), Towel: The travails of visually impaired web travelers, *Proceedings of the 11th ACM Conference on Hypertext and Hypermedia 2000: 1-10. New York: ACM Press*

[13] Harper S., Goble C., Stevens R. (2000), A Pilot Study to Examine the Mobility Problems of Visually Impaired Users Travelling the Web SIGCAPH available at : www.man.ac.uk/towel/assets2000.pdf

[14] Brangier E. Zimmer P. *Quelques principes d'amélioration de l'utilisabilité des systèmes de recherche d'informations* RIHM 2001, Vol2 N°1

[15] Kobayashi, M., & Takeda, K. (2000). Information retrieval on the web, ACM Computing Surveys, vol. 32, no. 2, June 2000, pp. 144-173.

[16] Leporini, B., Andronico, P., & Buzzi, M. (2004). Designing search engine user interfaces for the visually impaired,.*ACM SIGCAPH Computers and the Physically Handicapped Pages: 17 - 18*

[17] Ivory, M., Yu, S. & Gronemyer, K. (2004), Search result exploration: a preliminary study of blind and sighted users' decision making and performance,Conference on Human Factors in Computing Systems,CHI '04 extended abstracts on Human factors in computing systems, Vienna, Austria

[18] Panorama Mediametrie-eStat/@position nouveau record pour Google Mai 2005 http://www.estat.com/content/fr/presse/200507/Panorama_Mai_2005.pdf.

[19] L'ergonomie du Web, critères ergonomique de Scapin et Bastien, http://www.ergoweb.ca/criteres.html

[20] Accessiweb (2005), Centre de ressources et de recherche sur l'accessibilité du Web, 92 critères AccessiWeb, available at : http://www.accessiweb.org/fr/Label_Accessibilite/criteres_accessiweb/92_accessiweb_lineaire/

[21] Projet Medianet, Médiateur d'Accès à Internet pour Tous, Metz http://www.mairie-metz.fr:8080/METZ/TIC/medianet.html

La Prise en Charge Technique en Basse Vision

D.Dupleix
Opticien
Aramav Nimes
(d.dupleix@wanadoo.fr)

J.P. Barberie
Opticien

I. ETAT DES LIEUX

Cela fait plus de 40 ans que les opticiens inventent des méthodologies et du matériel destinés à améliorer le quotidien des personnes malvoyantes. Cette population est évaluée à 1.7 millions de personnes dont 60 % sont atteints de DMLA, principale cause de malvoyance dans les pays industrialisés, chez les sujets de plus de 50 ans. Ces techniques, à l'époque spécifiquement optiques, avaient pour seul but d'augmenter la taille des images perçues et permettre à la personne des lectures ponctuelles. Seul le résultat quantitatif, en terme de performance de lecture de caractères de petites tailles, était de mise.

Depuis une vingtaine d'années les professionnels de la vision ont compris qu'une réponse purement technique devait s'intégrer dans une démarche handicapologique plus large, afin de mieux répondre aux besoins visuels exprimés.

Parallèlement, la population malvoyante en constante augmentation, exige de pouvoir continuer son activité professionnelle ou privé le plus longtemps possible, dans les mêmes conditions (bureau, domicile), qu'avant le déficit. Que la personne vive seule ou non, on note, depuis quelques années, une très forte demande d'autonomie sur le plan visuel. Ce qui paraît tout à fait légitime lorsque l'on sait que 80% des informations que nous percevons sont apportées par l'œil.

En outre, les Ophtalmologistes, comme beaucoup de spécialistes enregistrent, aujourd'hui, une lente diminution de leurs effectifs. Cette situation inéluctable a permis de réactiver la pluridisciplinarité entre le médecin et ses partenaires naturels (Orthoptiste, Opticien).

Cette synergie incontournable, entre les trois « O » (Ophtalmologiste, Orthoptiste, Opticien), permet au patient de découvrir une multitude de réponses, toutes étroitement liées les unes aux autres, chacune dépendant de la qualité de prestation du professionnel.

II. LES PROFESSIONNELS :

A. *L'Ophtalmologiste*

Ce médecin spécialiste est le professionnel de la vision qui va déclencher le processus rééducatif après avoir mesuré l'acuité visuelle de loin et de près, la vitesse de lecture, mais aussi pratiqué une angiographie en fluorescéine et au vert d'indocyanine, et d'autres tests comme celui de la vision des couleurs . Ces critères objectifs vont permettre au médecin de proposer à son patient une réhabilitation de la fonction visuelle avec l'aide des deux autres spécialistes.

B. *L'Orthoptiste*

Son action première va être d'apprendre au malvoyant à « voir autrement » en l'aidant à rechercher la zone de suppléance rétinienne lui permettant d'utiliser son reste visuel de façon efficace. L'Orthoptiste va aussi entraîner le patient à utiliser, avec le maximum de rendement, les aides visuelles optiques ou électroniques dont le sujet malvoyant dispose pour améliorer ses capacités visuelles de loin et de près.

C. *L'Opticien*

Ses connaissances en optique géométrique, en optique physiologique et en optométrie vont lui permettre de choisir et de conseiller le malvoyant sur l'aide visuelle de loin et de près. Une fois l'aide visuelle testée dans l'environnement habituel du malvoyant, l'Opticien , au vu des remarques de l'utilisateur, devra montrer à son client quelles sont les possibilités optimales de l'aide fournie. Ce rôle de conseiller ne peut être tenu que par un Opticien spécialisé, pratiquant l'examen visuel spécifique aux malvoyants, disposant du matériel nécessaire et surtout de relations privilégiées avec les autres professionnels déjà cités.

L'objectif commun est de guider chaque malvoyant, en tenant compte de sa personnalité et de ses besoins spécifiques, pour qu'il retrouve, pleinement, confiance en lui et en ses capacités.

D. *Les autres structures*.

Outre les cabinets spécialisés, il existe en France quelques centres de rééducation, très largement insuffisants au regard de la demande, où exercent selon son importance, les trois « O » et d'autres rééducateurs (Ergothérapeuthes,psychomotriciens).

Malheureusement, les délais d'attente dépassent souvent plusieurs mois.

III. QUELLES SONT LES DIFFICULTES EXPRIMEES PAR LES MALVOYANTS DANS LEUR VIE QUOTIDIENNE ?

Sur le plan visuel : elles sont multiples car elles dépendent de l'âge, de la pathologie rétinienne centrale ou périphérique, du handicap présent dès la naissance

ou la petite enfance ou acquis à l'âge adulte. Les plaintes touchent :
- la lecture , devenant impossible avec des lunettes ou demandant de plus en plus d'efforts de concentration, limitant l'endurance, la vitesse et la compréhension.
- l'écriture, soit impossible soit parfois difficile à relire.
- la conduite automobile définitivement abandonnée.
- les travaux manuels (cuisine, couture, bricolage) nécessitant l'aide d'une tierce personne pour contrôler chaque action .
- la télévision qui s'observe à quelques centimètres de l'écran, les couleurs apparaissant délavées ou absentes, la luminosité imposant le port de filtres teintés.
- les déplacements qui deviennent risque de chute et nécessitent parfois une aide extérieure .
- et tous les loisirs sportifs ou culturels remis en cause, en fonction du degré de handicap.

Sur le plan physiologique

Lorsque l'on mesure la sensibilité aux contrastes, on constate, chez le malvoyant, une perte de celle-ci, ainsi qu'une diminution de l'acuité visuelle donnant une impression de relief délavé et un environnement qui semble embrumé de façon permanente. On note également une certaine difficulté d'adaptation aux différentes luminances avec une fatigabilité accrue à la fixation des écrans cathodiques. Ces difficultés constatés chez l'ensemble des malvoyants engendrent un stress inconscient que tous les acteurs de la réhabilitation devront faire diminuer par l'apport de thérapies, d'apprentissages et d'aides techniques. La finalité étant l'acceptation par le malvoyant du regard des autres qui n'est autre que celui que l'intéressé voudra bien porter sur lui même.

IV. QUELLES SONT LES ATTENTES DES PERSONNES MALVOYANTES

Leur première demande est de conserver le droit de regard sur le monde, par le biais de la télévision et de la lecture. En second lieu, revient aussi de façon récurrente, le souhait de garder une certaine autonomie dans les activités de la vie journalière et pour certains, la pratique d'activités sportives ou de loisirs culturels comme le cinéma , le théâtre ou les expositions.

V. LES REPONSES TECHNIQUES DE L'OPTICIEN SPECIALISE

Elles répondent à trois impératifs

Premièrement protéger la rétine par le biais de filtres chromatiques spécialement adaptés aux malvoyants.

Deuxièmement, mettre au point sur la rétine une image de l'espace objet la plus précise possible en pratiquant un examen subjectif de qualité.

Troisièmement, grandir cette image au moyen des systèmes optique et électronique que nous allons lister ci-après.

VI. LES AIDES VISUELLES MODERNES:

On distingue plusieurs domaines d'activités pour lesquelles des aides techniques peuvent être conseillées, à l'enfant comme à l'adulte : les activités de la vie journalière, la vision d'observation lointaine, et la vision de travail de près.

1)Les aides pratiques dans la vie quotidienne :

Toutes les aides de la vie journalière, quelles que soient les tâches exécutées, doivent bénéficier d'un environnement lumineux spécifique.

L'éclairage halogène, diffusant une plage d'éclairement homogène, localisée, proche de la lumière du jour, sans échauffement, est utilisé pour tous les travaux de près concentrés (lecture, écriture, couture, etc…). L'éclairage fluorescent permet d'éclairer des plages de travaux plus larges (bureau, table de jeux, etc…).

Dans la catégorie des petits matériels pratiques, à avoir toujours sur soi, la lampe de poche électrique procure, quelque soit l'endroit, un apport de lumière complémentaire.

Les loupes à main, à poser, sur pied, ou sur bras d'architecte, destinées aux malvoyants, intègrent systématiquement une source lumineuse, optimisant le contraste de l'imprimerie. Certaines loupes à main se rechargent, aujourd'hui, tel un téléphone portable.

Parmi les aides pratiques classiques, citons le miroir grossissant, le photocopieur, le guide chèque, etc…, mais surtout le pupitre que l'on peux poser sur les genoux, assis dans un fauteuil, respectant le confort postural.

2) Les aides en vision de loin dynamique : Malgré les recherches conduites dans ce domaine par l'ensemble des fabricants mondiaux, les avancées techniques demeurent limitées. Il semble, en effet, très difficile de recréer, avec un appareillage externe, toutes les fonctionnalités de l'œil. Seul l'œil nous permet d'enregistrer, simultanément, une multitude d'informations, favorisant nos déplacements dans l'espace. Or les matériels testés ne prennent en compte qu'une direction, qu'une distance d'observation, qu'un champ de vision, sans pouvoir relier et interpréter en temps réel les messages successifs et simultanés. Outre la piste futuriste de la rétine artificielle, l'ouverture pourrait venir, comme c'est souvent le cas, de l'aéronautique et du concept de la « vision tête haute ». Les informations virtuelles projetées sur les verres de lunettes venant compléter celles collectées, naturellement, par les cellules fonctionnelles de la rétine. Mais on peut espérer d'autres avancées par le biais de la nanométrie qui prend une importance grandissante dans le développement des nouvelles technologies et dans le perfectionnement des anciennes. Les « nano » capteurs, l'optique « nano » , l'électronique « nano », devraient apporter des réponses

simples, efficaces et parfaitement intégrées à l'humain en raison de la dimension de cette technologie.
En attendant, l'opticien spécialisé dispose de deux solutions très efficaces, destinées à favoriser l'autonomie en déplacement.

- Des filtres protecteurs sélectifs, colorés, correcteurs ou non, apportent à la fois un gain qualitatif sur le plan contrastes et reliefs et quantitatif face à l'éblouissement provoquée par la lumière naturelle et artificielle. Ces oculaires peuvent intégrer la principe du photochromisme (la teinte varie, en extérieur, sous l'action des ultraviolets) ou de la polarisation (élimination de la réverbération due à la dispersion de la lumière dans le plan horizontal). Il est recommandé, pour éviter toute souffrance rétinienne, de choisir, judicieusement, la monture suffisamment enveloppante de face et sur les côtés.

Fitovers

- Des petites longues vue, appelées monoculaires, permettent la prise d'informations ponctuelles (affichages prix, horaires, nom des rues, direction, etc..). Bien en place dans le poing serré, d'un enfant ou d'un adulte, ce système donne, en fonction de son grossissement et de la mise au point, une latitude de vision comprise entre 20 cm et l'infini.

Eschenbach

3) *Les aides en vision de loin statique :* Elles concernent toutes les activités d'observation pour lesquelles l'observateur est immobile devant une cible en mouvement (TV, cinéma, théâtre, enceinte sportive, etc…). On utilise dans ce cas des systèmes binoculaires que l'on tient à la main, ou que l'on fixe sur une monture de lunettes dont le grossissement est compris entre 3 & 8 fois, pour conserver une image lumineuse.

Eschenbach

4) *Les aides électroniques pour la vision de près :* On distingue trois familles de systèmes agrandisseurs.

A. Les loupes électroniques de poche, ont la dimension d'un agenda électronique. Procurant entre 1 à 2 heures d'autonomie, elles disposent d'un écran de 10 cm, couleur, noir & blanc et inverse vidéo (fond noir, écriture blanche). Les grossissements disponibles sont compris entre 2 et 11 fois.

Ceciar

Alphabraille

B. Les loupes électroniques transportables, sur batterie, disposent d'un écran de 15 cm, couleur, noir & blanc et inverse vidéo. Grâce à des grossissements modulables, elles permettent la lecture et l'écriture en les plaçant sur un support.

C. Les agrandisseurs électroniques reliés au secteur, redonnent des capacités de lecture et d'écriture proches de la normale. L'observation de l'écran (17, 19 , 21'') en vision binoculaire, permet d'utiliser l'ensemble de reste visuel, à une distance de travail plus naturelle que celle imposée par un système grossissant optique. Un plateau, mobile dans toutes les directions, facilite les repérages de la partie à lire. Le texte grossit sur l'écran peut être configurer, en taille ou couleur, selon la sensibilité de l'observateur.

Eschenbach

Dérivé de cette famille de produits, un nouveau concept permet de scanner le texte, l'enregistrer et le restituer sur l'écran par colonne, phrase ou mots défilant à une vitesse choisie par l'observateur.

VII. CONCLUSION

D'une recherche fondamentale mondialisée, naissent des technologies nouvelles dont certaines débouchent sur des applications pratiques en basse vision. Toutefois, la personne déficiente visuelle reste la seule à pouvoir juger de la qualité, de l'efficacité de tel ou tel outil technique, sélectionné par l'Opticien spécialisé. Cet expert en matière de prise en charge technique et humaine collabore au sein des trois « O » à l'accompagnement de la personne malvoyante dans sa quête d'autonomie.

Personne, handicap et nouvelles technologies : de la subjectivité à l'objectivité

R. Khomiakoff, G. Czternasty, L. Vandromme

Département de Psychologie Equipe MENRT – EA n°2092
Efficience Cognitive dans les Conduites Humaines d'Apprentissages et de Travail (ECCHAT)
Université de Picardie Jules Verne - Chemin du Thil / 80025 Amiens Cedex 1
rene.khomiakoff@u-picardie.fr, luc.vandromme@u-picardie.fr, gerard.czternasty@u-picardie.fr

***Résumé* - Cet article présente une recherche qui s'intègre dans un projet visant à concevoir une aide technique pour les personnes à mobilité réduite. L'intégration d'une aide technique est influencée par des éléments subjectifs, propres à la personne et à sa situation de handicap. Ces éléments subjectifs sont appréhendés à travers l'étude de l'adaptation à la situation de handicap, les attentes et besoins de personnes à mobilité. Notre méthodologie vise à offrir, à partir d'une plate forme Web, un outil d'évaluation de la subjectivité, des besoins et des attentes des personnes à mobilité réduite, qui soit à la fois souple d'utilisation et non invasif. Le but est ici d'impliquer l'utilisateur potentiel, en identifiant à partir des données recueillies, les facteurs subjectifs et de les rendre objectifs dans la conception de l'aide technique.**

I. INTRODUCTION

La Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé [7] définie le handicap comme désignant les déficiences, limitations d'activité et restriction de participation [8]. Il désigne les aspects négatifs de l'interaction entre un individu (ayant un problème de santé) et les facteurs contextuels dans lesquels il évolue (environnementaux et personnels). Pour faciliter cette interaction, des aides techniques sont développées pour les personnes qui ne peuvent pas exercer d'actions sur leur environnement.

Selon la norme internationale [13] ISO 9999 : *« est considérée comme aide technique, tout produit, équipement ou système technique utilisé par une personne handicapée, fabriqué spécialement ou existant sur le marché, destiné à prévenir, compenser, soulager ou neutraliser la déficience, l'incapacité ou le handicap ».* Les aides techniques regroupent ainsi un grand nombre d'instruments, appareillages, dispositifs ou aménagements qui permettent à la personne en situation de handicap d'être plus autonome dans sa vie de tous les jours en compensant son handicap. Or, si le progrès technologique autorise aujourd'hui la conception d'aides techniques de plus en plus diversifiées et perfectionnées, les utilisateurs potentiels sont souvent oubliés dans la mise en place des projets de recherche ou dans les différentes étapes nécessaires à la réalisation de l'outil technologique [15]. Ceci abouti à une non prise en considération de la personne, d'un point de vue physique et psychologique, et peut aboutir à un produit fini qui est source de refus car inadapté, ne répondant pas aux besoins et attentes de la personne [2].

Dès lors, l'implication des personnes en situation de handicap dans la définitions du cahier des charges des outils qui les seconderont dans leurs activités est le seul moyen de garantir l'utilité de ces aides et de définir au mieux un produit final en faisant participer les futurs utilisateurs [3], [4], [5], [6]. Ces problématiques des personnes concernées, leurs attentes et leurs aspirations nous amènent aujourd'hui à considérer la personne en situation de handicap comme un acteur à part entière des projets de recherche [14].

De plus, les réactions des personnes face à l'aide technique sont toujours à resituer dans une situation d'ensemble qui concerne la personne handicapée, dans son histoire, dans son rapport au handicap, dans sa perception de l'avenir [1]. La subjectivité liée au handicap est souvent considérée comme l'interprétation et le ressenti de la personne, indiquant comment elle perçoit et réagit face à son état de santé et aux autres aspects non médicaux de sa vie [9], [16].

Les besoins des personnes en situation de handicap sont des éléments subjectifs qu'il convient d'entendre et d'écouter pour que les concepteurs les rendent objectifs.

Ces éléments subjectifs, viennent compromettre ou supprimer l'équilibre de vie de la personne, ils représentent le vécu émotionnel des événements traumatisants (circonstances d'apparition et d'évolution, annonce et prise de conscience de la réalité des faits et acceptation de vivre avec sa nouvelle condition) [10]. La subjectivité intervient, chez la personne en situation de handicap, tant sur les représentations de son handicap, des attentes et besoins qu'elle éprouve que sur l'aide technique.

L'objectif est dès lors de mettre en relief les composantes mobilisées dans et par cette situation particulière, nouvelle, d'utilisation d'un système robotisé qui touche le sujet dans sa quotidienneté comportementale, dans ses rapports à son environnement tant humain que physique. Le but est de comprendre les représentations que la personne se fait de la technique, les anticipations qu'elle développe quant à une autonomisation potentielle interférant avec ce qu'il en est de la place du handicap, dans sa vie et de son histoire avec les aides techniques qui, dans le passé, ont pu lui être proposées et qu'elle a utilisées ou non.

Dans ce cadre nous avons procédé à l'évaluation de la subjectivité et à l'identification des attentes et besoins des

personnes à mobilité réduite afin d'en tenir compte dans la conception du système.

II. MÉTHODOLOGIE

A. *Procédure*

Nous avons procédé sur la base d'un auto-questionnaire pour recueillir les besoins et les attentes, et d'une auto-évaluation pour évaluer le degré de subjectivité des personnes. Le but est d'identifier les représentations que les personnes se font de l'aide technologique en fonction de leur adaptation à la situation de handicap.

B. *Participants*

Au cours de cette étude, 107 personnes (79% hommes et 21% femmes) en situation de handicap ont accepté de participer à cette étude. Leur age varie de 20 à 60 ans (âge moyen de 38,1 ans).

Tous les participants sont des personnes à mobilité réduite ayant de lourdes incapacités motrices.

Les données recueillies peuvent être regroupés en 3 classes d'âge. Les 26 – 30 ans représentent plus de la majorité (56%) de notre échantillon, 30% ont entre 46 et 50 ans et 14% ont plus de 56 ans. Plus de la moitié des participants sont célibataires (51%), 41% sont mariés et 7% sont divorcés.

Les participants sont pour la plupart (70%) en invalidité et un tiers des personnes interrogées ont une activité professionnelle. L'ensemble des participants vit à son domicile personnel.

Les déficiences motrices sont pour la moitié (56%) des tétraplégies, 30% des myopathies, 14% sont des paraplégies et les diplégies représentent 11% des handicaps. L'age moyen d'acquisition des déficiences est de 25,4 ans. La grande majorité (67%) des participants ont acquis leurs déficiences depuis plus de 10 ans, un quart (21%) les ont acquises dans les 5 dernières années. Une minorité de participants les ont acquises dans les 3 ans. Nous ne recensons pas de participants présentant une déficience motrice depuis moins de 2 ans.

C. *Le dispositif*

Le principe de la recherche consiste en la mise en place d'un outil d'évaluation adapté, nous permettant d'évaluer, de façon peu invasive et dans un temps réduit, les répercussions psychologiques du système technologique.

L'outil a été mis à disposition en ligne via des forums destinés aux personnes en situation de handicap et sur des sites associatifs spécialisés. Les participants sont informés du but de l'étude et de la finalité de l'analyse.

Quatre volets composent le site : un avant-propos présentant le projet, la participation à l'étude, la possibilité de faire des remarques et commentaires et la possibilité de contacter le chercheur par courrier électronique. Les données sociologiques sont recueillies. Les participants définissent leurs besoins et attentes librement. La *subjectivité* est évaluée à l'aide d'une échelle en 5 points (de 0=je n'y pense pas à 4=je n'arrête pas d'y penser).

Les réponses nous parviennent par courrier électronique de façon anonyme.

Evaluation des attentes et besoins : Sur la base d'outils disponibles dans la littérature et visant à aider et orienter le choix d'une technologie d'assistance, nous avons porté notre choix sur la conception d'un outil spécifique pour mener notre recherche.

Pour ce faire, nous avons établi des thèmes sur lesquels chaque personne peut s'exprimer librement. Les thèmes regroupent : les activités qui souhaitent être réalisées et les attentes par rapport à l'aide technique en cours de développement.

Evaluation de la subjectivité : L'outil d'évaluation de la subjectivité des personnes à mobilité réduite a pour but d'évaluer la situation de vie des personnes et la perception que celles-ci en ont. L'outil est tiré du HANDITEST [11], qui est un instrument d'analyse et de mesure du handicap. Cet instrument ne comporte aucun élément négatif ou stigmatisant ; il utilise un langage simple, facile à interpréter, en facilitant la diffusion et la compréhension. Enfin, il inclut la participation active de l'intéressé à sa propre évaluation, la personne humaine étant au centre même du système.

Cinq thèmes composent l'outil : l'attitude face aux circonstances de survenue d'une modification du corps (A), la perception de son état corporel (B), la perception de son état fonctionnel et de ses capacités (C), la perception des situations de la vie (D), les sentiments vis-à-vis de son état (E). Les items sont regroupés dans le tableau 1.

TABLEAU I
ITEMS RELATIFS AUX DOMAIJNES SIBJECTIFS

A1 :	Peurs et traumatismes liés à l'accident
A2 :	Sentiments de culpabilité
A3 :	Conscience du caractère définitif de son état
A4 :	Sentiments de vengeance
A5 :	Situations rappelant le vécu douloureux
B1 :	Sentiments d'être différent
B2 :	Perception du regard des autres
B3 :	Sentiments d'être perçu comme inesthétique
B4 :	Sentiments d'avoir été déshonoré, souillé
C1 :	Sentiments d'être diminué, faible
C2 :	Avoir conscience de ses capacités résiduelles
C3 :	Avoir la capacité d'entreprendre
C4 :	Savoir accepter ses limites
D1 :	Sentiments d'exclusion, de rejet
D2 :	Accepter les situations de handicap
E1 :	Avoir le désire de progresser, être motivé
E2 :	Adhérer au programme de réadaptation

III. RÉSULTATS

Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel Sphinx et Statistica. Les analyses quantitatives ont consisté en analyses bivariées (corrélations, comparaison de moyenne). Les analyses qualitatives ont consisté en analyse de données lexicales.

Variables socio biographiques : Nous avons étudié le lien entre les facteurs socio biographiques et les évaluations de la

subjectivité en utilisant des modèles d'analyse de corrélation et de tableau de moyenne.

Si les hommes tendent à donner un taux subjectif (vécu émotionnel des événements traumatisants) en moyenne moins élevé que les femmes (1,3 versus 1,6), la différence n'est toutefois pas significative (p=.01). Le sexe n'a pas d'effet propre sur les évaluations de la subjectivité.

L'âge semble avoir un effet sur l'évaluation subjective (r=-0.81, p<0.01) mais il n'est pas corrélé à l'ancienneté de la déficience (p=.01), les personnes atteintes tardivement ou dès la naissance étant plus âgées.

Les personnes en invalidité présente un taux de subjectivité plus élevé que les personnes ayant une activité professionnelle (F=270.1, p<.01).

Le taux de subjectivité est influencé par la situation maritale des personnes (F=426.4, p<.01). Ce sont les personnes qui vivent en couple qui expriment le meilleur taux de subjectivité, suivies par celles qui sont divorcées. A l'inverse, les personnes célibataires sont celles qui donnent les scores de subjectivité les moins bons.

Variables cliniques : Selon la même procédure, nous avons étudié le lien entre les facteurs cliniques et les évaluations de la subjectivité.

Le type de déficience est lui aussi liée à l'évaluation subjective (F= 11105.8, p<.01). Plus le handicap est perçu comme étant sévère et plus il a un retentissement subjectif. L'évaluation du handicap montre que la tétraplégie est la déficience qui a le plus d'influence subjective (t=8.91, p<.01), devant la paraplégie (t=7.18, p<.01) et la myopathie (t=13.46, p<.01).

L'étude de l'influence de l'ancienneté des déficiences montre que plus les déficiences sont acquises depuis longtemps, meilleur sont les estimations subjectives, comme le montre le calcul de la corrélation entre ces deux variables (r= - 0,78, p<.01). Les personnes dont la situation de handicap est plus récente présente un taux de subjectivité plus marqué.

Domaines subjectifs : Chaque participant obtient un score dans chacun des cinq domaines subjectifs. La moyenne des scores des domaines donne le score global à l'échelle de subjectivité La moyenne des scores globaux de l'échantillon et la répartition de ces scores par domaines subjectifs sont consignées dans la figure 1.

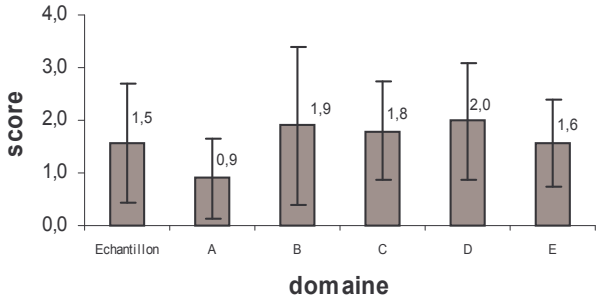


Figure 1 : Score moyen de l'échantillon et répartition par domaines subjectifs

Nous avons analysé chaque domaine de la subjectivité en tenant compte du type de handicap. Les résultats montrent que suivant le type de handicap et sa spécificité, l'évaluation subjective prend des profils différents comme le montre la figure 2.

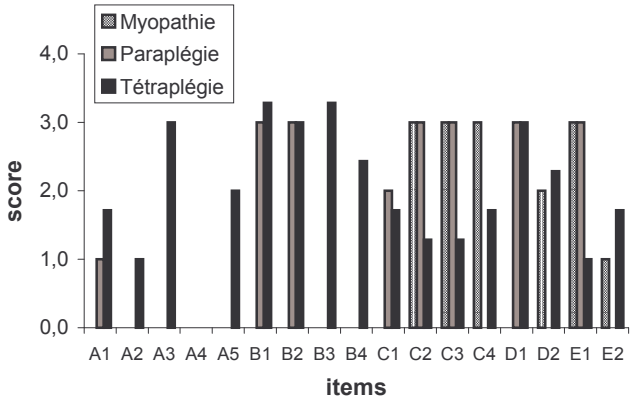


Figure 2. Taux de subjectivité par item en fonction du handicap.

Les domaines influençant le plus l'évaluation subjective touchent les peurs et effrois ressentis au moment de l'accident et les traumatismes qu'il a provoqué, la perception de son état corporel et fonctionnel ainsi que les situations de la vie (exclusion).

Les personnes atteintes de myopathie ne sont pas préoccupées par les circonstances qui ont modifiées leurs corps ni par la perception de leur état corporel. En revanche, elles ont conscience de leur état fonctionnel et leurs capacités restantes mais elles ont du mal à accepter les limites liées aux situations de handicap qu'elles rencontrent.

Pour les personnes paraplégiques, la sensation d'être différent et le regard des autres sont très présents dans les pensées. La perception de son état et de ses capacités, tout comme la capacité d'entreprendre sont très marqués mais il existe un sentiment d'exclusion dans la perception des situations de la vie et beaucoup de motivation dans le désir de progresser.

Les personnes tétraplégiques sont préoccupées par l'ensemble des domaines subjectifs. L'attitude face aux circonstances de survenue de la modification du corps et le caractère définitif de la déficiente sont très présents. A cela se surajoutent des rappels douloureux de l'épisode traumatique et parfois des sentiments de culpabilité.

Les attentes et besoins : Les personnes à mobilité réduite sont favorable aux aides techniques (chi2 = 107 p<.01) car elles permettent l'accès à l'autonomie et sont des facilitateurs contribuant à réduire la situation de handicap vécue.

Les personnes interrogées sont confrontées à des problèmes liés à l'aspect fonctionnel de leur état. Nous relevons pour 75% des réponses essentiellement des verbes d'action : prendre, attraper, mettre, manger, s'habiller. Les actions portent sur des objets (76%) et notamment pour un quart sur les cassettes vidéo, les cd et dvd destinés à être insérés dans les lecteurs de

multimédia (76% chaîne hi-fi, 50% ordinateur et 25% magnétoscope). L'expression des besoins est résumée dans la figure 3.

Dans les réponses des personnes, nous pouvons relever trois thèmes d'activités qui posent problèmes : les activités relatives aux soins corporels (faire sa toilette, aller aux toilettes, se lever…) (23%) ; les activités qui touchent la dimension de la réalisation des habitudes de vie (pouvoir prendre son repas et s'habiller) (23%), les activités de loisirs ou de détentes (54%). Se sont les activités de loisirs qui sont le plus considérées comme posant problème (chi2 = 27.7, p<.01).

L'examen des termes les plus fréquemment utilisés, sur l'ensemble de la population, montre deux activités qui aimeraient pouvoir être réalisées : d'une part pouvoir réaliser des actions sur des objets (86%) et, d'autre part pouvoir manger seul (14%).

La possibilité de réaliser des actions est le premier besoin des personnes à mobilité réduite (chi2 = 57.1, p<.01). Nous sommes ici dans un besoin de préhension.

Le type de handicap conditionne les activités journalières qui posent problème (chi2 = 88.4, p<.01). Ainsi les personnes tétraplégiques souhaiteraient pouvoir réaliser des activités de loisirs ou de détentes alors que les personnes myopathes aimeraient d'avantage pouvoir réaliser leurs soins corporels et les habitudes de vie.

La situation familiale des personnes interrogées montre que la problématique des soins corporels est plus évoquée chez les personnes vivant en couple que chez les personnes célibataires qui expriment un besoin plus marqué dans les loisirs (chi2 = 82, p<.01).

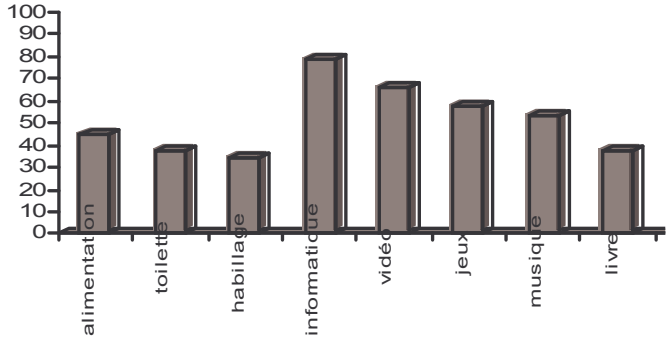


Figure 3. Expression des besoins

Les attentes des personnes à mobilité réduite sont caractérisées par les verbes pouvoir (22%), savoir (22%), rendre (17%) et essayer (5%). Les verbes portent sur les services (17%), et les caractéristiques de l'aide technique (18%) comme la discrétion, la fiabilité, le design. L'expression des besoins est résumée dans la figure 4.

Trois types d'attentes peuvent être dégagés : les possibilités d'essayer de l'aide technique (13%), l'évaluation des services pouvant être rendus (61%) les caractéristiques souhaitées (26%).

L'aide technique doit être en mesure de répondre aux besoins spécifiques des personnes (chi2 = 46.7 ; p<.01). Le type de handicap a une influence sur les attentes exprimées (chi2 = 73.4, p<.01) : l'autonomie que peut apporter l'aide technique est valorisé chez personnes tétraplégiques (56%) alors que les myopathes vont être plus exigeant sur les caractéristiques du produit (30%). Le fait d'être seul ou en couple influence également le type d'attentes (chi2 = 68.2, p<.01). Les célibataires attachent beaucoup plus d'importance aux services que peut leur apporter le système d'aide (51%) alors que les personnes vivant en couple vont de manière significativement différente porter leurs attentes sur le design, la discrétion et l'encombrement du système (28%).

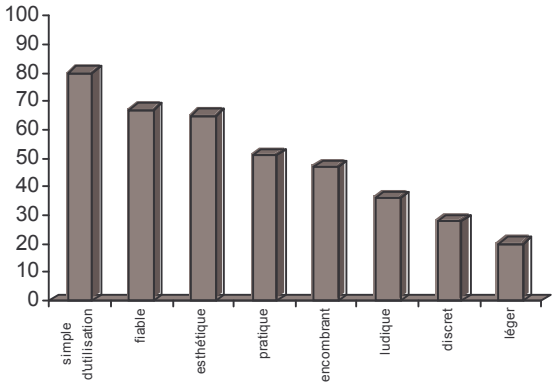


Figure 4. Expression des attentes

IV. CONCLUSION

Cette recherche a évalué la sphère subjective des personnes en situation de handicap à travers une méthode originale de recueil des données par auto-évaluation reposant sur le Système d'Identification et de Mesure du Handicap (SIMH) [12].

Nous avons cherché à obtenir un indicateur de l'interprétation et du ressenti de la personne en situation de handicap pour comprendre comment les personnes, en fonction de facteurs cliniques et sociaux, perçoivent et réagissent à leur situation particulière.

Certains résultats de cette recherche viennent confirmer des observations déjà connues, comme l'effet de l'ancienneté des déficiences dans l'interprétation et le ressenti des personnes en situation de handicap ou l'importance du type de déficiences. Les personnes atteintes de déficiences motrices congénitales ou acquises précocement ont tendance à donner de meilleurs résultats à l'échelle d'évaluation subjective.

L'évaluation de la subjectivité est très marquée par le type de la déficience (myopathie, paraplégie et tétraplégie), le mécanisme de survenue (congénital, acquis) qui influe selon sa spécificité sur les différents domaines subjectifs.

L'analyse de la subjectivité permet d'identifier les éléments qui viennent compromettre ou supprimer l'équilibre de vie de la personne. Ces éléments nous renseignent sur la situation de

la personne dans les différentes phases qui vont lui permettre se s'adapter et vivre avec sa nouvelle condition. Cela passe par une phase d'adaptation qu'il est important de prendre en considération dans la recherche sur les systèmes d'assistance aux handicaps. Les systèmes d'aide robotisés peuvent provoquer des réactions marquées tant dans le sens de l'adhésion que du refus

Les résultats des personnes à l'échelle de subjectivité montrent qu'ils sont dans un processus d'adaptation au handicap ou à la situation de handicap. Cette personnalité des sujets est plus ouverte à l'intérêt que peuvent représenter les aides techniques. La réalité de la vie quotidienne a souvent fait prendre à ces personnes conscience de leur perte physique. Ce manque d'autonomie peut aujourd'hui être compensé par les aides techniques. Les personnes qui ont exprimés leurs besoins et leurs attentes sont intéressées par une aide technique mobile.

Au-delà de l'intérêt pour le système, nous rencontrons des besoins et des attentes qui vont de l'utopie à une demande à laquelle le système peut parfaitement répondre. Des personnes auraient ainsi besoin d'un robot pour les habiller, d'autre pour pouvoir agir dans leur environnement (mettre une cassette vidéo dans leur magnétoscope, manipuler des objets…), pour être plus autonome et ne pas avoir à déranger souvent leur auxiliaire de vie ou leur famille. Il apparaît également que les aides techniques sont le plus souvent bien perçues par la famille qui joue un rôle important dans l'intégration des aides techniques par les personnes à mobilité réduite.

Les personnes interrogées sont confrontées à des problèmes liés à l'aspect fonctionnel de leur état. Nous relevons des réponses essentiellement des verbes d'action. La possibilité de réaliser des actions est le premier besoin des personnes à mobilité réduite. Nous sommes ici dans un besoin de préhension. L'aide technique doit être en mesure de répondre aux besoins spécifiques des personnes. Le type de handicap et la situation maritale a une influence sur les attentes exprimées.

Nous devons apprécier cette composante subjective lorsque nous travaillons dans les technologies d'assistance. Il est important de ne pas proposer un système d'aide à des personnes nouvellement en situation de handicap, qui ne sont pas dans un processus d'adaptation à leur nouvelle situation. Ces facteurs subjectifs, propres à la personne, ne sont pas favorables à l'acceptation de la technologie.

Les aides techniques peuvent en effet jouer un rôle particulièrement important dans le choix d'un maintien à domicile, ou doivent permettre, en complément d'un accompagnement social adéquat, une plus grande autonomie et une meilleure qualité de vie.

Dès lors les aides techniques au service des personnes en situation de handicap sont un domaine complexe nécessitant des efforts de recherche, des transferts de technologie, de communication de l'avancement des recherches et d'information des personnes en situation de handicap.

REMERCIEMENTS

Nous remercions l'Etat et le Conseil Régional de Picardie pour les aides apportées à la réalisation de ces travaux.

Nous avons une pensée toute particulière pour Christian Bérard que nous remercions, pour son soutien et sa participation active dans la mise en place de la plate forme d'évaluation.

REFERENCES

[1] G. Albrecht, P.J. Devlieger, « The disability paradox : high quality of life against all odds », Social Science and Medecine'', 48, 1999.

[2] T. Arciszewski 2005 : « Handicap : L'esprit de la loi et la notion de besoin », Congrès National de la Société Française de Psychologie, 21-23 septembre, Nancy, 2005.

[3] C. Bérard, L. Pun, B. Archimède, « FMS Planning and Control – Analysis and Design ». Chapter in the book ''Flexible manufacturinf systems. Recents Developments''. Elsevier Science B.V., pp. 197-252., 1995.

[4] C. Bérard, « Inclusion Chain Design Throught ICT ». IEEE International Conference SMC'02. Hammanet, Tunisia, October 6-9. IEEE Catalog nimber : 02CH37349 – ISBN : 0-7803-7438-X., 2002.

[5] C. Bérard, « Individual process : a tool for inclusion », AAATE International Conference. Dublin, Ierland, August 31 – September 3., 2003.

[6] C. Bérard, « Clavier-écran : concevoir avec les utilisateurs », Actes du Colloque Handicap 2004, Pour l'essor des technologies d'assistance, Paris, 17-18 Juin, 2004.

[7] CIF, « Classification Internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé », Organisme Mondial de la Santé, Inserm, Paris, 2002.

[8] M. Delcey, « Notion de situation de handicap » in Déficiences motrices et situations de handicap, pp.1-17, AFP, 2002.

[9] T.M. Gill, A.R. Feinstein, "A critical appraisal of the quality-of-life measurements". *Journal of the American Medical Association* 272, 619-626, 1994.

[10] C. Hamonet, « Les personnes handicapées », Paris : PUF, 3° édition mise à jour, 2000.

[11] C.Hamonet, T.Magalhaes, « Système d'identification et de mesure du handicap », SIMH, Paris : Eska. 2000.

[12] C. Hamonet, T. Magalhaes, M. De Jouvencel, L. Gagnon, H. Hernandez, F. Foltran, « Une nouvelle approche de la subjectivité et du handicap », *Journal de réadaptation médicale*, 21, 3, 99-109, 2001.

[13] ISO9999, « Classification internationale des aides techniques », Technicol aids for persons with disabilities – Classification and terminology, 2002.

[14] M. Oliver, « Understanding disabilities : From theory to practice », London, Macmillan, 1996.

[15] P. Trehin, « Accessibilité pour les personnes ayant une déficience intellectuelle : l'apport des Nouvelles Technologies de l'Information et des Communications (NTIC) », Actes du Colloque Handicap 2004, Pour l'essor des technologies d'assistance, Paris, 17-18 Juin, 2004.

[16] A.H.M. Triemstra, H.M. Van Der Ploeg, C. Smit, E. Briët, H.J. Adèr, F.R. Rosendaal, "Well-being of haemophilia patients : A model for direct and indirect affects of medical parameters on the physical and psychosocial functioning". Social Science and Medicine 47, 581-593, 1998.

Initiation of reflexive and voluntary saccades in elderly

Zoï Kapoula, Qing Yang

IRIS Group/LPPA UMR 7152, CNRS Collège de France.
11, place M. Berthelot, 75005 PARIS, FRANCE
zoi.kapoula@college-de-france.fr

Résumé

Nous effectuons quotidiennement des saccades vers des objets apparaissant à la périphérie visuelle pendant que notre attention visuelle est relâchée ou bien focalisée sur d'autres objets. Nous avons étudié chez des sujets âgés en bonne santé (de 63 à 83 ans) et des adultes (de 20 à 32 ans) les saccades, dans deux conditions: d'une part la *condition gap* où la cible centrale disparaît puis un laps de temps de 200 ms suit pendant lequel la fixation et l'attention sont désengagées; enfin une cible visuelle apparaît en périphérie. D'autre part, la *condition overlap* pendant laquelle la cible périphérique apparaît alors que la cible centrale est toujours présente, le sujet devant alors désengager son attention et sa fixation volontairement pour les orienter vers la cible périphérique. Nous avons étudié au cours d'expériences différentes les saccades horizontales et verticales, que l'on a enregistrées à l'aide d'un appareil photo-électrique ou vidéo-oculographe.

La latence moyenne des saccades était plus longue chez les personnes âgées aussi bien pour les saccades horizontales que pour les saccades verticales, et ceci quelle que soit la condition. Néanmoins, le sujet âgé comme le sujet jeune produit des latences plus courtes dans la condition gap qu'overlap. De plus, dans la condition gap, nous avons observé l'émergence d'un nombre considérable de saccades réflexives à latence très courte (entre 80 et 120 ms) appelées saccades express. Le taux d'apparition de telles saccades était similaire pour les sujets jeunes et les sujets âgés. De telles latences correspondent à un temps de conduction afférent-efférent minimal.

Les saccades express indiquent l'absence d'effet du vieillissement sur les structures de bas niveau telles que les muscles extra-oculaires. Elles révèlent également que la prolongation globale des latences chez les personnes âgées est spécifique à d'autres types de saccades, à savoir les saccades régulières ou volontaires. En particulier, le prolongement de la latence en condition overlap pourrait être dû à la difficulté des personnes âgées à désengager leur fixation et leur attention visuelle volontairement de la cible centrale présente. Ces difficultés pourraient être le reflet d'un hypofonctionnement progressif du cortex pariétal et frontal.

Ainsi les résultats suggèrent l'existence de circuits distincts, l'un non vieillissant, l'autre subissant les effets du vieillissement pour les saccades réflexives et volontaires respectivement. Des résultats de travaux en cours sur des sujets âgés chuteurs seront également présentés.

Abstract

In everyday life we make saccades to objects appearing in the visual periphery while our attention is free or focused on another object. We studied saccades in healthy aged subjects (63-83 years) and adults (20-32 years) under two fixation tasks (i) *Gap* - the central target disappears and a gap of 200 ms follows during which fixation and attention are disengaged; then the peripheral target appears (ii) *Overlap* - the central target appears followed by the peripheral target; both targets being present the subjects need to disengage attention and fixation voluntarily from the center to orient them to the peripheral target. In different experiments horizontal and vertical saccades were studied; they were recorded with photo-electro-oculography and video-oculography.

Mean latency was significantly longer in elderly for both horizontal and vertical saccades and for both fixation tasks. Nevertheless, elderly, similarly to young, decreased their latency in the gap task. Moreover, in this task, a significant number of reflexive saccades occurred –express saccades, with latencies between 80-120 ms; the rate of occurrence was similar for young and elderly. Such latencies represent minimum afferent-efferent conduction time. They indicate the absence of aging effect on downstream structures and extra-ocular muscles. They also indicate that the latency prolongation in elderly occurs specifically for the regular and more voluntary saccades in the overlap task. Elderly may need longer to shift attention voluntarily. Such increase may be due to hypo-function of parietal-frontal cortices. Thus, the results argue for the existence of distinct non-aging and aging

circuits controlling reflexive and regular and voluntary saccades.

I. INTRODUCTION

The latency of saccades, i.e. the preparation time between the onset of target stimulus and the beginning of the saccade, has been used widely to explore sensory/motor functions. During preparation of a saccade several parallel processes take place, shift of visual attention, release of oculomotor fixation, movement specification and decision to move [1, 2]. Latency can be influenced by fixation tasks, for example, latency of saccades is increased when the initial fixation point remains illuminated during the appearance of the new target (overlap task) and is reduced when the initial fixation point disappears some time prior to target onset (gap task). Shorter latency in the gap task relative to the overlap is termed the gap effect [3-5]. In addition to the overall reduction of saccade latency in the gap task, a distinct population of ultra short latencies – the so called express saccades – appear with latencies ranging between 80 and 120ms [6].

The physiological significance of gap and overlap tasks is now established. The gap task provokes rapid initiation of eye movements due to disengagement of oculomotor fixation [7, 8]. In contrast, the overlap task requires voluntary control to disengage fixation and/or attention from the fixation point to direct them towards the new target.

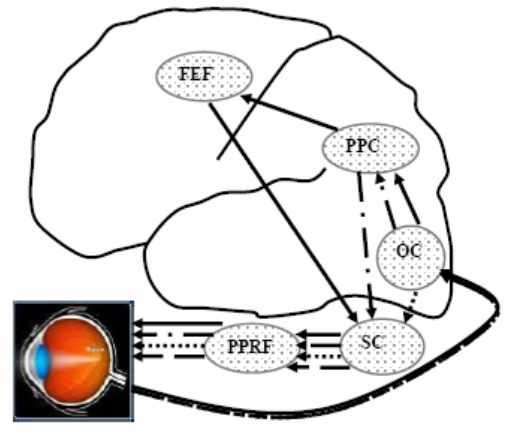


Figure 1. Hypothetic circuits for triggering saccades: dashed lines for express saccades; solid lines for voluntary saccades; PPRF – paramedian pontine reticular formation; SC – superior colliculus; OC - occipital cortex; PPC – posterior parietal cortex; FEF – frontal eye field.

At the neural level, it is believed that express latencies involve activation of a shorter circuit but the exact circuit is still controversial: Isa and Kobayashi [9] postulate a direct sub-cortical circuit from retina to superior colliculus and from there to the saccade command generator at the brainstem (Figure 1, bleu lines); in contrast, for Pierrot-Deseilligny et al. [10-12], the express circuit could also involve the posterior parietal cortex, which would trigger express saccades via its projections to the superior colliculus (Figure 1, red lines). The importance of the superior colliculus has been shown by Schiller et al. [12] who found an increase in the number of saccades falling into the express range after unilateral lesion or ablation of superior colliculus but not after the ablation of frontal eye field. Yet, another recent model [13] attributes a crucial role to the frontal eye field (FEF) for the generation of all types of saccades, express (<120 ms), regular and voluntary. There is less controversy for the circuit controlling generation of regular or more voluntary saccades such as those elicited in the overlap task: their triggering is believed to involve an extended parietal-frontal circuit (Figure 1, green lines) [10].

The question we address is the following: does age affect all types of saccades similarly? Importantly, our studies concern both horizontal and vertical saccades and provide a complete view of saccade initiation behavior in elderly.

II. METHODS

A. Subjects

Ten subjects aged between 63 and 83 years (mean 72±7) and 9 young adults aged between 20 and 32 years (mean 24±4) took part in the experiment devoted to horizontal saccades. Another 11 subjects also aged between 63 and 83 years (mean 70±8), and another eleven young adults between 20 and 28 years (mean 23±2) participated in the experiment devoted to vertical saccades. All young subjects were students from the laboratory and had normal visual acuity. Aged subjects were recruited either among senior laboratory workers, or in sport centers close to the laboratory, including several ex-professional dancers in the Governor Opera in Paris. All aged subjects were in perfect physical and intellectual form. They had corrected visual acuity more than 5/10, i.e. normal for their age. Their cognitive performance as measured

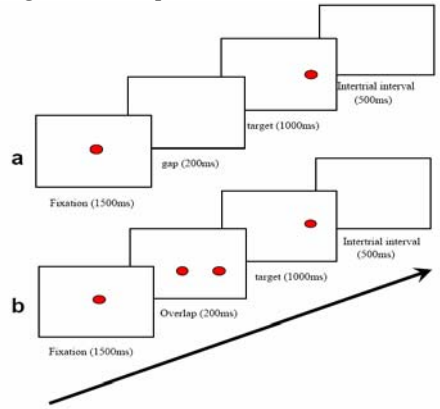


Figure 2. Events during a trial; in the gap task (a) the peripheral target appears after a gap of 200 ms; in the overlap task (b) the peripheral and fixation targets overlap for 200 ms.

by Mini Mental State Examination (MMSE) was normal (>28/30 points). No subject showed visual, neurological, psychiatric disorders or received medication. For both groups the quality of binocular vision was assessed with the TNO test of stereoacuity; all individual scores were normal, 60" of arc or better. The investigation adhered to the tenets of the Declaration of Helsinki and was approved by the institutional human experimentation committee. Informed consent was obtained from all subjects after the nature of the procedure had been explained.

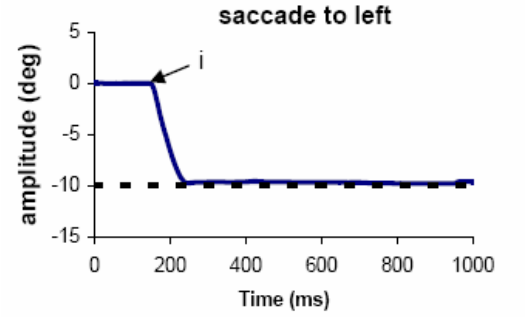


Figure 3. Example of a horizontal saccade, 'i' indicates the onset of the saccade, i.e. the time when eye velocity exceeds 30^0/s.

B. Ocular motor tasks: gap and overlap

Subjects sat in a chair with a chin and frontal rest, placed in front of an LED visual display. Each trial started by illuminating the fixation LED at the center of the display. The fixation LED stayed on for a random period between 1.5 and 2 sec. In the gap task, there was a time interval of 200ms between the offset of the fixation point and the onset of the eccentric saccade target; in different experiments, the eccentric target appeared at 10° left or right randomly, or at 7.5° or 15° up and down also randomly. The target LED was kept on for 1.5 sec (Fig.2a). In the overlap task, the fixation point remained illuminated for 200 ms after the target LED appeared (Fig.2b). The target stayed on also for another 1.5 sec. Subjects were required to make a horizontal saccade to the target LED as rapidly and accurately as possible. A blank period of 500ms separated trials. Subjects were instructed to use this period for blinks. Each subject performed four blocks (of 60 trials), two gap and two overlap. A calibration sequence was performed at the beginning and at the end of each block, during which subjects follow a target jumping at different positions.

C. Eye movement recording

Horizontal saccades were recorded with the IRIS Skalar photoelectric device; eye position signals were low-pass filtered with a cut-off-frequency of 200 Hz and digitized with a digital converter and sampled at 500 Hz. Vertical saccades were recorded with the Chronos rapid video eye tracker; this system is based on high-frame rate CMOS sensors. Eye position data were sampled at 200 Hz and stored on the disk for of-line analysis.

D. Data analysis

The onset of the saccade was defined as the time when conjugate eye velocity exceeded 30^0/sec (Fig.3). The process was performed automatically by the computer, and verification was made by visual inspection of the individual eye position and velocity traces. For both gap and overlap tasks latency was measured as the time between target onset and saccade onset.

Eye movements in the wrong direction, with latency shorter than 80ms (anticipation) or longer than 800 ms, or contaminated by blinks were rejected. For adults five percent of trials and for aged subjects nine percent of trials had to be rejected using these criteria. We also evaluated the percentage of saccades with express type of short latency (80-120ms).

A MANOVA was performed on individual mean latencies with the between subjects factor - the age (young, aged), and the within subjects factors - the oculomotor task (gap, overlap). For the percentages of express saccades, the non-parametric Mann-Whitney U-test was used for comparisons between young and aged subjects.

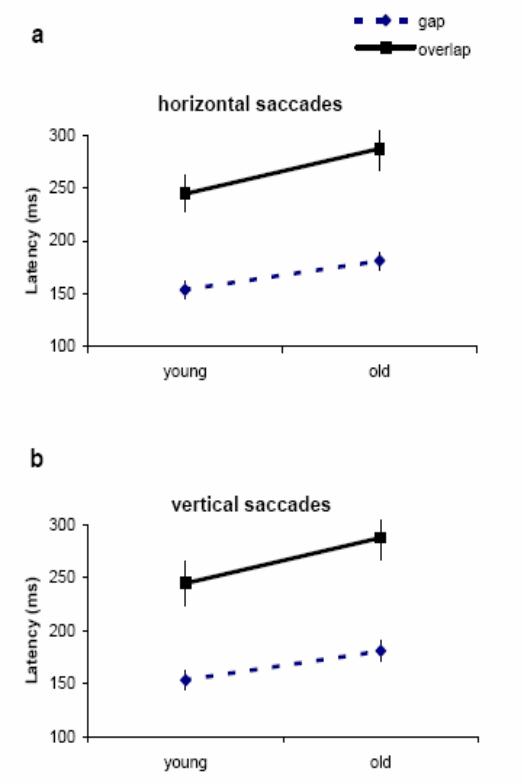


Figure 4. Mean latency of all saccades in the two tasks (gap/overlap) for young and elderly; vertical bars are standard errors.

III. RESULTS

A. Age effect

Figure 4 shows the group mean latencies for horizontal (a) and vertical (b) saccades for the gap and the overlap conditions, for young and aged subjects. MANOVA applied on mean latencies showed a statistically significant effect of age, i.e. latencies were longer for elderly for both horizontal saccades ($F_{1,17}=12.30$, $p<0.01$) and vertical saccades ($F_{1,20}=8.96$, $p<0.01$); mean latency prolongation in elderly was 35 ms for horizontal saccades and 50 ms for vertical saccades.

B. Gap effect in aged and young subjects

Aged subjects did show overall latency decrease in the gap task relative to overlap, similarly to that shown by young adults. There was a significant gap effect, for both horizontal ($F_{1,17}=69.31$, $p<0.0001$) and vertical saccades ($F_{1,20}=184.51$, $p<0.0001$). For horizontal saccades latencies were shorter in the gap task by 91 and 107 ms for young and elderly, respectively; for vertical saccades latency in the gap task were shorter by 53 and 73 ms for young and elderly, respectively.

In summary, although saccade latencies were always longer in elderly, the gap task reduced latencies relative to overlap by an amount similar to that for young adults.

C. Express latencies in the gap task

Figure 5a shows the percentages of express latencies (80-120ms) in the gap condition for horizontal and vertical saccades for young and aged subjects. Both groups of subjects produced substantial number of express saccades. The Mann-Whitney U test showed no significant difference for the rate of express latency between young and old subjects neither for horizontal ($U=41.5$, $p=0.78$) nor for vertical ($U=37.5$, $p=0.58$) saccades. Under overlap condition, express latency was rare for either age group.

Some authors reported that express latencies form a distinct peak in the latency distribution [3]. Figure 5b shows the latency distribution for horizontal saccades under the gap condition for young and old subjects; Figure 4c shows latency distribution for vertical saccades; the range of express latencies is indicated by a bar. There is no evidence for the existence of a distinct express peak neither for young nor for elderly. Note, however, that for vertical saccades, the left tail is similar for both groups (see Fig. 5c) while the mean of the distribution is lower in elderly, and the right half tail extends to longer values.

IV. DISCUSSION

The key finding is that despite overall latency increase, elderly can produce express type of latency in the gap task and they do so at similar rates as young subjects. Moreover, this is the case for both horizontal and vertical saccades. This finding will be discussed further below after we explain the general gap effect

A. The gap effect

The differences in mean latencies of horizontal and vertical saccades between gap and overlap condition, i.e. the gap effect, was equivalent in young and old subjects. More in detail, the percentages of the latency decrease under gap condition (overlap –gap /overlap), was similar in young (15.4%) and in aged subjects (15.5%) for

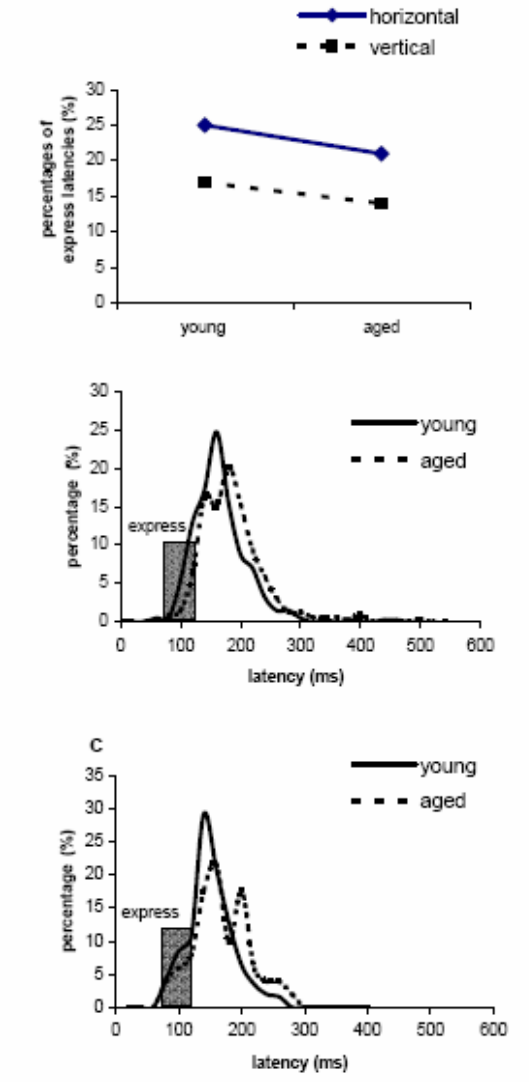


Figure 5. (a) Percentage of express type of latency, i.e. latencies between 80 ms and 120 ms in the gap task. Group distribution of latencies for young and elderly subjects are shown in (b) for horizontal saccades and in (c) for vertical saccades. There is no distinct peak of express latencies, but the left tail of the distribution shows substantial number of express latencies for both groups (see bars). For elderly the right tail of the distribution extends further, indicating the prolongation of regular latencies, while the left tail stays the same as the young.(vertical saccades, Fig. 5c)

horizontal saccades, also for vertical saccades (young 29% versus aged 27%). These results extend prior studies dealing with horizontal saccades [4]. The mechanisms underlying saccade latency reduction in the gap paradigm are controversial. For Ross and Ross [8] the offset of the fixation point in the gap paradigm may provide a general warning signal which is responsible for the information enrichment relative to the pending appearance of the target. Other authors suggested that the gap effect has two components, one is motor system preparation; the other is a fixation offset effect specific to the oculomotor system [7, 14]. Findlay and Walker [1] proposed that, because of the absence of the stimulus during the gap, there was a decrease in fixation activity and thereby an enhancement of movement activity. Munoz et al. [4] concluded that the gap effect may be the result of several factors together including the disengagement of visual fixation prior to target appearance. In the overlap task fixation is actively engaged at the time of target presentation and its disengagement requires voluntary control leading to increase of latencies. Whatever the mechanisms are the results suggest similar capacity of modulating motor preparation – fixation and/or attention in elderly. Thus, the use of these two paradigms in aged subjects is of major interest, allowing the exploration of brain function underlying reflex-like versus voluntary oculomotor behavior.

B. Express saccades

Express latencies approach the minimal afferent and efferent conduction times. Their occurrence in elderly indicates that there is no substantial aging effect in afferent and efferent conduction times. Although the distribution of latency shows no distinct peak express, the results (see distribution of vertical saccades in Figure 5c) are compatible with the idea that a specific short circuit generates them; perhaps as suggested by Isa and Kobayashi [9], a sub-cortical circuit from retina to superior colliculus .

Finally, given that the percentage of express latencies was similar for young and aged subjects in the gap and almost absent in the overlap task, the overall longer latency in aged subjects is due to differences of the remaining regular and voluntary saccades. Next we will discuss possible reasons of such latency prolongation.

C. Latency prolongation of voluntary saccades with ageing

Prior studies reported that horizontal saccades of the aged subjects have longer latencies than those of young subjects [4, 15]. Huaman and Sharpe [16] studied vertical saccades to predictable targets and reported that aged subjects produced longer latency relative to young adults. The effects of aging on the latency prolongation we report here extend these observations for unpredictable targets in gap and overlap conditions.

Cerebral control of horizontal or vertical saccades involves several areas (parietal, prefrontal and frontal). Pierrot-Deseilligny et al. [10, 11] showed latency increase in patients with lesions of parietal or frontal cortical areas. In normal humans, reversible perturbation of the activity of the posterior parietal cortex by transcranial magnetic stimulation prolongs latency of both horizontal and vertical saccades [17, 18]. Melamed and Larsen [19] reported in humans that the increases of regional cerebral blood flow (rCBF), measured by a dynamic gamma camera corresponding to the increase of localized neuronal activity and metabolic rate in frontal eye field (FEF) are associated with saccadic eye movements both in the horizontal and in the vertical directions.

During normal aging, there is widely spread atrophy of both gray and white matter in the cerebral cortex [20]. Both the frontal lobe and the posterior cortex were found to undergo progressively degenerative changes with ageing in humans; this was studied by means of magnetic resonance imaging (MRI) [21]. The increase with senescence in mean latencies for both horizontal and vertical saccades may be the result of neuronal degeneration or hypofunction of one or more cerebral areas involved in the control of these eye movements. The increased latencies observed in aged subjects are most likely due to the delays in the cortical processing, related to eye movement preparation, e.g. visual attention, sensori-motor transformation and decision mechanisms. Perhaps this is indicative of the higher fragility of the frontal areas with age which are essential for the initiation of regular voluntary eye movements [10, 11].

In conclusion, this study shows that aged subjects can under the gap task produce express latencies as frequently as young adults. This supports the idea of a distinct neural circuit, perhaps sub-cortical, initiating such saccades. In contrast, latency of regular and more voluntary saccades, such as those promoted by the overlap task, is prolonged in elderly. Perhaps, elderly need longer time to disengage voluntarily their attention and fixation from the fixated object and this delays preparation of the ensuing saccade. The results for express saccades support the idea of ageing being selective and the existence of non-aging subsystems [22].

Assessment, via the saccade studies, of the conditions where elderly react slowly versus rapidly could be useful for understanding cognitive functions but also for visual ergonomics, or training and prevention techniques in elderly. Indeed, our ongoing study in elderly with falling history in the absence of manifest pathology indicates the absence of express saccades in such persons. Reduced

reactivity could reduce obstacle avoidance and lead to falling.

The results were extensively published elsewhere [23, 24].

ACKNOWLEDGEMENT

Q.Yang was supported by European Union (QLK6-CT-2002-00151: EUROKINESIS) and CNRS/CTI, Handicap contract. The authors thank Dr. C. Orssaud, HEGP hospital, and Dr. M. Samson, Gériatrie, Hôpital Henry Dunant, for recruiting some aged subjects. Pr. G. Daunys, Lithuania, for engineering support.

REFERENCES

[1] J.M. Findlay, & R. Walker. "A model of saccade generation based on parallel processing and competitive inhibition," *Behav Brain Sci*, Vol. 22, pp. 661-674, 1999.

[2] B. Fischer, S. Gezeck, & K. Hartnegg, „The analysis of saccadic eye movements from gap and overlap paradigms," *Brain Res Brain Res Protoc*, Vol. *2*, pp. 47-52, 1997.

[3] B. Fischer, & H. Weber, "Express saccades and visual attention," *Behav Brain Res*, Vol.*57*, pp. 191-195, 1993.

[4] D.P. Munoz, J.R. Broughton, J.E. Goldring, & I.T. Armstrong, "Age-related performance of human subjects on saccadic eye movement tasks," *Exp Brain Res*, Vol.121, pp. 391-400, 1998.

[5] M.G. Saslow, "Effects of components of displacement-step stimuli upon latency for saccadic eye movement," *J Opt Soc Am*, Vol. 5, pp.1024-1029,1967.

[6] B. Fischer, & E. Ramsperger, "Human express saccades: extremely short reaction times of goal directed eye movements,"*Exp Brain Res, Vol.*57, pp. 191-195,1984.

[7] A.Kingstone,& R.M. Klein, "Visual offsets facilitate saccadic latency: does predisengagement of visuospatial attention mediate this gap effect?" *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, Vol.19, pp.1251-1265, 1993.

[8] L.E. Ross, & S.M. Ross, "Saccade latency and warning signals: stimulus onset, offset, and change as warning events," *Percept Psychophys*, Vol.27, pp. 251-257, 1980.

[9] T. Isa , Y. Kobayashi, "Switching between cortical and subcortical sensorimotor pathways," *Prog Brain Res*, Vol. 143, pp. 299-305, 2004.

[10] C. Pierrot-Deseilligny, R.M. Muri, S. Rivaud-Pechoux, B. Gaymard, & C.J. Ploner, "Cortical control of spatial memory in humans: the visuooculomotor model," *Ann Neurol*, Vol 52 (1), pp. 10-19, 2002.

[11] C. Pierrot-Deseilligny, S. Rivaud, B. Gaymard, R. Muri, & A.I. Vermersch, "Cortical control of saccades," *Ann Neurol*, Vol 37 (5), pp. 557-567, 1995.

[12] P.H. Schiller , J.H. Sandell, J.H. Maunsell, "The effect of frontal eye field and superior colliculus lesions on saccadic latencies in the rhesus monkey," J Neurophysiol. Vol .57, pp. 1033-1049, 1987.

[13] J.W. Brown, D. Bullock , S. Grossberg , "How laminar frontal cortex and basal ganglia circuits interact to control planned and reactive saccades," *Neural Netw*. Vol.17, pp. 471-510, 2004.

[14] P.A. Reuter-Lorenz, H.C. Hughes, & R. Fendrich, "The reduction of saccadic latency by prior offset of the fixation point: an analysis of the gap effect," *Percept Psychophys*, Vol. 49, pp. 167-175, 1991.

[15] L.A. Abel, B.T. Troost, & L.F. Dell'Osso, "The effects of age on normal saccadic characteristics and their variability,"*Vision Res*, Vol. 23, pp. 33-37, 1983.

[16] A.G. Huaman, J.A. Sharpe, "Vertical saccades in senescence," *Invest Ophthalmol Vis Sci*, Vol. 34, pp. 2588-2595, 1993.

[17] Z. Kapoula, E. Isotalo, R.M. Müri, M.P. BUCCI, & S. Rivaud-Péchoux, "Effects of transcranial magnetic stimulation of the posterior parietal cortex on saccades and vergence," *NeuroReport*, Vol. 12, pp. 4041-4046, 2001.

[18] A. Tzelepi, Q. Yang, Z. Kapoula, "The effect of TMS over right PPC on vertical saccades in humans," *Experimental Brain Research.* Vol.164, pp. 67-77, 2005.

[19] E. Melamed , B. Larsen , "Cortical activation pattern during saccadic eye movements in humans: localization by focal cerebral blood flow increases," *Ann Neurol*. Vol. 5, pp. 79-88, 1979.

[20] H. Creasey, S.I. Rapoport, "The aging human brain," *Ann Neuro,l* Vol. 17, pp. 2-10, 1985.

[21] D.H. Salat, J.A. Kaye, J.S. Janowsky, "Selective preservation and degeneration within the prefrontal cortex in aging and Alzheimer disease," *Arch Neur*ol Vol. 58, pp.1403-1408, 2001.

[22] E.J. Masoro, & S.N. Austad, *Handbook of the biology of aging*, 6thed., London, Academic Press Inc.Ltd, 2005, pp. 1-50.

[23] Q. Yang, Z. Kapoula, E.Debay, C. Orssaud, C, M. Samson. "Prolongation of latency of horizontal saccades in elderly is distance and task specific". *Vision research*, Vol. 46, pp.751-759, 2006.

[24] Q. Yang, Z. Kapoula, "The control of vertical saccades in aged subjects". *Exp. Brain Res*, Nov.24 2005.

Prévention des escarres chez les paraplégiques : une nouvelle approche par électrostimulation linguale

Alexandre Moreau-Gaudry[1,3], Anne Prince[2], Jacques Demongeot[1,3], Yohan Payan[3]
[1]Centre d'Investigation Clinique, Centre Hospitalier et Universitaire, 38 706 La Tronche Cedex, FRANCE
[2]Centre Médico Universitaire Daniel Douady, 38660 St Hilaire du Touvet, FRANCE
[3]Laboratoire TIMC, Equipe Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur,
Institut d'Ingénierie et de l'Information en Santé, 38 706 La Tronche Cedex, FRANCE
Alexandre.Moreau-Gaudry@chu-grenoble.fr, AnneNicolePrince@aol.com,
Jacques.Demongeot@imag.fr, Yohan.Payan@imag.fr

Résumé- **Cet article présente la faisabilité de l'utilisation par des sujets sains d'un nouveau dispositif de prévention des escarres chez les blessés médullaires paraplégiques. Cette prévention repose sur le principe de la substitution sensorielle qui consiste à suppléer à une modalité sensorielle déficiente (la sensibilité fessière du paraplégique), une modalité sensorielle fonctionnelle (sa sensibilité linguale). Le dispositif utilisé dans cette étude est constitué de trois parties : une matrice de 36 (6*6) électrodes placées sur la face supérieure de la langue; un ensemble de 144 (12*12) capteurs de pression disposés dans un coussin sur lequel le sujet s'assoit; un ordinateur portable qui, connecté de manière filaire au coussin et à la matrice, réalise une interface entre les deux dispositifs précédents. L'expérimentation a consisté à activer, par électrostimulation, les récepteurs tactiles de la langue selon une « image directionnelle » et à enregistrer les variations de pression au niveau du coussin, le patient devant modifier sa posture selon l'information de direction décodée. Les résultats obtenus montrent, chez 10 sujets sains, dans 92% ± 7.9% des cas, une réponse en pression adaptée à l'image directionnelle électrostimulée. Ces probants premiers résultats permettent d'envisager l'utilisation d'un tel dispositif à la prévention des escarres de pression chez les sujets paraplégiques : suite à l'identification des zones potentielles de souffrance tissulaire (zones de surpression) à partir d'une analyse automatique par l'ordinateur de la carte de pression, l'électrostimulation linguale de la « meilleure » direction de mobilisation posturale déduite de cette analyse permettrait au patient paraplégique de modifier sa posture et ainsi de s'affranchir de cette souffrance par homogénéisation des pressions d'appui. En outre, cet article rapporte les améliorations technologiques et ergonomiques réalisées depuis l'utilisation de ce premier dispositif en vue de son intégration dans le quotidien du patient.**

I. Introduction

A. Escarre & Paraplégie

Une escarre est définie comme une « détérioration localisée de la peau et du tissu sous jacent consécutive à la pression, à la friction, au cisaillement ou à une combinaison de ces différents facteurs » [1]. Privés de leurs capacités sensorielles et motrices, les lésés médullaires paraplégiques, assis dans leur fauteuil, ne possèdent plus le réflexe inconscient de changer de position comme le fait une personne valide assise. Ils peuvent ainsi développer des escarres, aux conséquences parfois dramatiques. Chez le paraplégique, elles sont principalement localisées au niveau des régions ischiatique, sacrée et trochantérienne [1]. En effet, une pression de 60 à 80 mmHg, maintenue pendant 2 à 3 heures, peut provoquer des escarres [2,3].

B. Solutions actuelles

Le contrôle de la charge tissulaire indispensable à la prévention des escarres a engendré le développement de coussins et de matelas "anti-escarre". Ces matériels permettent, par diminution des pressions à l'interface fesses-coussins, de diminuer les forces qui agissent à l'interface muscle-ischion [4]. L'objectif de ces matelas/coussins est ainsi d'obtenir, par redistribution des forces de pression, une pression suffisamment faible pour ne pas provoquer de plaies de pression. Ces matelas réducteurs de pression, constitués de gel, de mousse, d'eau ou d'air, font partie des stratégies actuelles de prévention des plaies dans les milieux hospitaliers. Toutefois, ces supports ne suffisent pas et les techniques de transfert de poids constituent toujours le meilleur moyen de prévention. Soulèvements, changements de position, modifications des appuis sont à réaliser régulièrement afin d'assurer une bonne répartition pressionnelle et ainsi prévenir la formation de cette lésion [5]. Des dispositifs récemment développés détectent, au moyen de capteurs de pression positionnés sous les fessiers, les régions en surpression trop longuement exposées. Ils renvoient cette information au patient et au médecin sous forme d'une carte de couleur affichée sur écran ou plus simplement par un moyen externe (signal sonore ou lumineux par exemple). Les zones à risque sont ainsi identifiables. Néanmoins, ce dispositif présente deux inconvénients majeurs: il limite la mobilité du patient et il le contraint à être attentif en permanence à l'écran de contrôle (au signal sonore ou au signal lumineux). Un des objectifs de cette recherche est de

s'affranchir de ces inconvénients par la mise en œuvre du principe de la substitution sensorielle.

C. Principe de la substitution sensorielle

Au cours de leurs recherches, Bach-y-Rita et ses collaborateurs [6,7] ont montré que des stimuli caractéristiques d'une modalité sensorielle (la vision) pouvaient être remplacés par des stimuli d'une autre modalité sensorielle (le touché). Le premier développement d'un système de substitution visuo-tactile a été réalisé dans le but de fournir une information visuelle distale aux aveugles [8]. Ce système, le « Tactile Vision Substitution System » (TVSS) était composé d'une matrice de 400 électrodes tactiles (20*20) placées sur différentes parties du corps comme le front ou l'abdomen et permettait la traduction, en "images tactiles", d'images capturées par une caméra. Bach-y-Rita et ses collaborateurs ont montré, grâce à ce système, que les aveugles étaient capables de reconnaître des formes du monde extérieur à travers la modalité tactile [9]. Après un temps d'adaptation, le sujet aveugle oublie les stimulations sur la peau et perçoit les objets comme étant devant lui. Après plusieurs semaines d'apprentissage, des potentiels évoqués étaient observés au niveau de l'aire visuelle jamais activée auparavant. Autrement dit, les aveugles, sujets aux expérimentations de substitution sensorielle, commençaient par percevoir l'électrostimulation comme une activité tactile classique, puis se mettaient véritablement à "voir" à travers la paume, les doigts ou le dos : « nous ne voyons pas avec les yeux » [9].

D. Choix d'une modalité sensorielle de substitution

Dans le cadre de cette recherche, nous nous sommes orientés vers la langue, comme organe de substitution sensorielle, pour deux raisons. La première est en rapport avec les travaux de Bach-y-Rita sur la substitution sensorielle, au cours desquels il a récemment convergé vers cet organe [10]. En effet, la langue, organe du corps humain possédant la plus grande densité de récepteurs tactiles, dispose d'une capacité discriminative supérieure à celle du bout des doigts [11]. De plus, la forte conductivité de la salive permet la mise en œuvre d'une technologie basée sur une électro-stimulation à très faible énergie. La seconde est la conséquence directe des traumatismes médullaires : alors que la plupart des centres nerveux sensitifs et moteurs rachidiens peuvent être lésés chez les traumatisés rachidiens, la langue se trouve souvent être une structure préservée chez ces patients paraplégiques.

E. Objectif

Notre projet de recherche vise à compenser les déficits sensoriels des paraplégiques par l'utilisation d'un dispositif d'électrostimulation linguale (ensemble d'électrodes placées en bouche) couplé à des capteurs de pression inclus au sein d'un coussin de pression, dans le but de réduire l'incidence des escarres de pression chez le paraplégique. Dans cette étude préliminaire, nous nous sommes intéressés à la faisabilité d'une telle approche chez des sujets sans lésion médullaire.

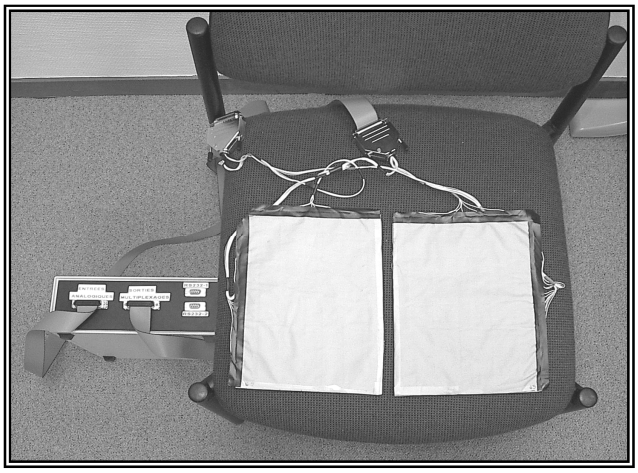


Fig. 1. Le coussin de pression (prototype).

II. MATERIELS & METHODES

A. Le coussin de pression

Nous avons développé, en collaboration avec la société Léas®, un coussin de pression (prototype) qui permet l'acquisition, en temps réel (f=10Hz), des pressions appliquées sur les fessiers du paraplégique lorsque ce dernier est assis dessus. Ce coussin est constitué de deux hémi-coussins droit et gauche (Fig. 1). Chaque hémi-coussin comporte 72 (6x12) capteurs de pression. Chaque capteur de pression a une surface d'environ 1cm². La répartition des capteurs dans le coussin est non linéaire afin de permettre une meilleure résolution dans les zones ischiatiques où les risques d'escarres sont plus élevés. Ces capteurs fonctionnent grâce à une poudre semi-conductrice répartie uniformément dans une enveloppe de polymère. Cette poudre possède des propriétés élastiques et agit selon le principe de percolation : lorsque le volume du capteur change sous l'effet d'une force de pression, sa conductivité augmente et la résistance au sein du capteur baisse. La variation de courant envoyé à travers la poudre est ainsi fonction de la pression exercée. Chaque capteur est relié à un système électronique qui permet la mesure de son potentiel électrique codé sur 4 bits (16 niveaux de pression par capteur).

B. Le TDU

Un prototype, nommé « Tongue Display Unit » (TDU) a été développé et validé sur une population de non voyants pour lesquels les informations visuelles captées par caméra vidéo étaient transcodées en stimulations électrotactiles linguales [12]. Dans cette étude, nous utilisons une version simplifiée de ce prototype, constituée d'une matrice de 36 électrodes tactiles (6×6) collées sur une bande plastique et connectées à un système électronique externe (Fig. 2). Le

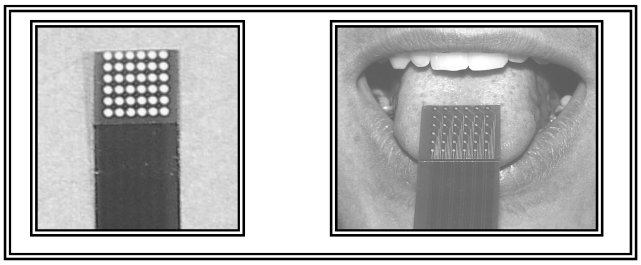


Fig. 2. Les 36 électrodes du TDU sont placées sur et au contact de la langue.

sujet peut maintenir les électrodes au contact de sa langue, la bouche fermée. La salive offrant une bonne conductivité, le TDU requiert seulement un voltage de sortie de 5 à 15V et un courant de 0.4 à 4mA pour stimuler les récepteurs linguaux.

Ainsi, lorsqu'une électrode est activée, le sujet ressent, à ce niveau, un « picotement » à la surface de sa langue. Dans la présente étude, nous avons maintenu constante la fréquence de stimulation (50 Hz), seule l'intensité de la stimulation variait en fonction de la sensibilité du sujet.

C. La méthodologie

L'objectif est de montrer la capacité d'un sujet, sans lésion médullaire, à percevoir et interpréter l'information fournie par les électrodes du TDU placées sur la langue, puis à adopter une attitude posturale adaptée à l'information décodée. Dix sujets sains volontaires du laboratoire TIMC (5 de sexe féminin), après signature d'un consentement éclairé, d'âge moyen 26.2 ans (âge minimal : 24 ans, âge maximal : 37 ans) ont accepté de participer à une première validation clinique constituée de trois parties : la première a consisté à ***calibrer*** la stimulation électrique linguale, du fait de l'anisotropie spatiale individuelle de la sensibilité linguale. Pour chaque individu, cette calibration a été effectuée en modulant l'intensité de la stimulation linguale en fonction de la perception rapportée par le sujet. La seconde partie était consacrée à l'***apprentissage***. Il a été demandé au sujet d'identifier le groupe d'électrodes activées parmi 4 groupes. Ces groupes étaient constitués des 6 électrodes des bords respectivement antérieur, postérieur, droit et gauche de la matrice d'électrode, dans le référentiel du patient (Fig. 3). Enfin, la dernière partie regroupait 10 ***épreuves cliniques***, chaque épreuve s'étant déroulée de la manière suivante : la carte de pression de chaque sujet assis sur le coussin de pression, au repos, a été acquise pendant une durée de 3 secondes. Une des 4 électrostimulations linguales a ensuite été envoyée sur le TDU. Après avoir identifié la région de la matrice activée, le sujet devait mobiliser son buste selon la direction indiquée par l'électrostimulation linguale (les stimulations antérieure, postérieure, gauche, droite correspondaient respectivement à une demande de déplacement du buste en avant, en arrière, à gauche, à droite). Après 3 secondes, temps accordé au sujet pour mobiliser son buste selon l'information directionnelle reçue sur la langue, la

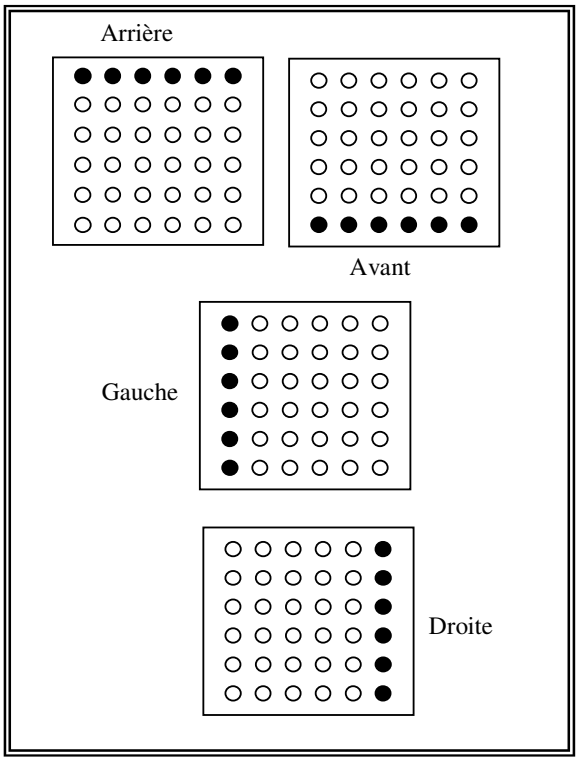


Fig. 3. Schéma des quatre stimulations envoyées sur la matrice des 36 électrodes du TDU pour indiquer la direction souhaitée de mobilisation du buste à adopter (en arrière, en avant, sur la gauche, sur la droite).

nouvelle carte de pression du sujet, assis, au repos, a été enregistrée. Un score unitaire ou nul a été attribué à chaque épreuve si et seulement si le déplacement des barycentres des cartes de pression, avant et après mouvement du buste, concordait ou non avec l'information linguale électro-stimulée. Ainsi, pour chaque individu, nous avons obtenu un score total côté sur 10, tous les sujets ayant réalisé les mêmes épreuves cliniques.

III. RESULTATS

Chaque sujet, ayant accepté de participer à cette épreuve expérimentale, l'a mené à terme. L'étape de calibration individuelle n'a présenté aucune difficulté. L'apprentissage a été obtenu au bout de 4 à 8 stimulations. Les épreuves cliniques relatives au déplacement du buste selon l'information directionnelle électrostimulée se sont déroulées sans incident. Le score moyen obtenu était de 9.2 déplacements adaptés, en pression, à l'information directionnelle électrostimulée, avec un écart type de 0.79, un minimum à 8 et un maximum à 10.

IV. DISCUSSION

Cette étude préliminaire montre, chez des patients sans lésion médullaire, la faisabilité et la fonctionnalité (92% de réussite) de la séquence « Stimulation linguale TDU -

Evaluation adaptée de l'information électrostimulée - Réaction posturale adaptée en pression à l'information directionnelle électrostimulée ».

A. Evaluation clinique future

L'évolution naturelle de cette approche va consister à évaluer, sur une population de patients paraplégiques, la faisabilité non pas de la séquence mais de la boucle Stimulation / Evaluation / Réaction adaptée en pression. En effet, la modification de la posture (Réaction) adaptée en pression à l'information linguale directionnelle électrostimulée est à l'origine d'une nouvelle distribution spatiale des forces de pression. En l'absence de mouvement et de sensibilité fessière, cette nouvelle distribution peut-être à l'origine, à plus ou moins long terme, d'une nouvelle souffrance tissulaire par surpression locale. Un de nos objectifs est de programmer l'ordinateur de manière à ce qu'il identifie, par analyse automatique de la carte des pressions exercées à l'interface région fessière/coussin, les zones de souffrance tissulaire à risque d'escarre (zone de surpression). Ce premier objectif réalisé, l'ordinateur pourrait alors être programmé de manière à proposer, à partir de cette analyse, le changement de posture optimal (traduit sur la matrice TDU) qui soulagera au mieux ces zones de surpression. L'électrostimulation au niveau lingual de cette information directionnelle permettrait ainsi d'achever la séquence précédemment décrite puisque cette nouvelle information linguale sera à l'origine d'un déplacement postural, donc d'une nouvelle distribution des forces de pression et ainsi de suite. Afin de montrer la faisabilité de cette approche, une recherche biomédicale prospective, monocentrique, randomisée, contrôlée, en groupe parallèle, équilibrée, ouverte, devrait débuter au mois de Juin 2006, avec 24 (12/12) sujets paraplégiques du Centre Medico Universitaire Daniel Douady (CMUDD) de Saint Hilaire du Touvet (38).

A terme, nous pensons que les sujets utilisant le système TDU parviendront à adopter, par réflexe inconscient, des mouvements de compensation de la même façon qu'une personne valide. Autrement dit, nous espérons une prise en compte de type « bas niveau » des mouvements à effectuer en fonction de l'information de posture transmise par le TDU en vue d'une normalisation des pressions à l'interface région fessière/coussin, et donc une prévention de la formation d'une escarre.

Plus généralement, nous espérons, par analogie avec les travaux de P. Bach-y-Rita sur la substitution sensorielle chez les aveugles, que les lésés médullaires pourront "ressentir" les pressions exercées sur cette région à partir de cartes de pression "affichées" sur leur langue, cartes de pression brutes ou prétraitées à partir desquelles ils adapteront leur posture en conséquence.

B. Evolution matérielle en vue d'une intégration dans le quotidien du patient

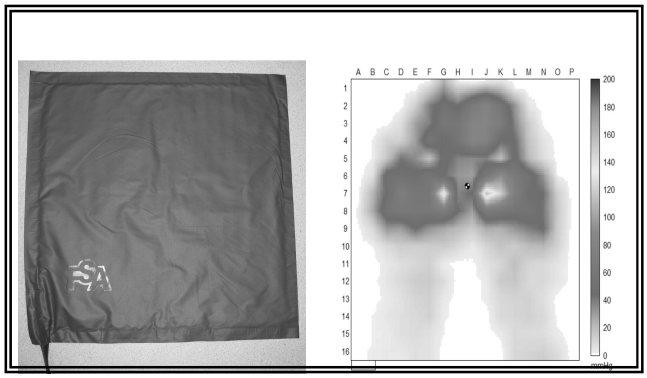


Fig. 4. Nappe de pression FSA de la Société Vista Medical

Une intégration dans le quotidien du patient ne peut-être obtenue que par amélioration de la fiabilité du matériel ainsi que de son ergonomie. En ce qui concerne les capteurs de pression, nous venons de signer un accord de collaboration avec la société Vista Medical®, société qui développe une nappe de pression de 32x32 capteurs avec possibilité de calibration automatique pneumatique initiale (Fig. 4).

En ce qui concerne l'électrostimulation linguale, une approche filaire étant utopique pour une acceptation du dispositif par le patient, nous avons développé, en collaboration avec les sociétés CORONIS-SYSTEMS® et GUGLIELMI TECHNOLOGIES DENTAIRES®, une prothèse orthodontique contenant une version miniaturisée et sans fil du TDU (Fig. 5). Plus précisément, le kit TDU miniaturisé est inclus dans une prothèse palatine obtenue à partir des empreintes dentaires du patient, donc idéalement adaptée à l'anatomie du patient et ainsi garant d'une acceptabilité maximale. Ce kit communique par voie hertzienne avec l'ordinateur, lui-même connecté à la nappe de pression. Alors que ces difficultés ergonomiques étaient jusqu'à présent perçues comme un frein à la substitution sensorielle [12], nous espérons, par ces améliorations, développer un véritable dispositif de substitution sensorielle accepté par le patient dans son quotidien.

V. CONCLUSION

Chez 10 sujets, sans lésion médullaire, la réponse en pression enregistrée au niveau de l'interface région fessière/fauteuil suite au déplacement du buste est adaptée à l'information directionnelle préalablement électrostimulée. Ces résultats permettent d'envisager l'utilisation de ce dispositif à la prévention des escarres de pression chez les sujets paraplégiques, par identification des zones de souffrance tissulaire à partir d'une analyse automatique par l'ordinateur de la carte de pression, et électrostimulation linguale d'une direction de mobilisation posturale à adopter par le patient paraplégique pour corriger cette surpression. De plus, l'amélioration de la fiabilité et de l'ergonomie du système développé pourrait permettre, si la faisabilité de la boucle Perception/Analyse/Action est montrée, chez les paraplégiques, un investissement naturel du quotidien du patient garant d'une compliance thérapeutique optimale.

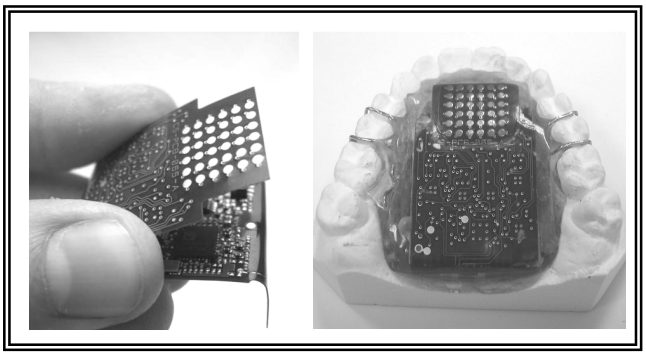


Fig. 5. Prototype de TDU sans fil 6x6 (gauche) inclus dans une prothèse orthodontique (droite).

REFERENCES

[1] "Pressure Ulcer Treatment Guidelines", retrieved January 10, 2006, from http://www.epuap.org/gltreatment.html.

[2] M. Kosiak, "A mechanical resting surface: its effects on pressure distribution", *Arch. Phys. Méd. Rehabil.*, vol. 57, no. 10, pp. 481-4, October 1976.

[3] J. Maklebust, "Pressure ulcers: etiology and prevention", *Nurs Clin North Amer*, vol. 22, no. 2, pp. 359-77, June 1987.

[4] JK. Hedrick-Thompson, "A review of pressure reduction device studies". *J Vasc Nurs*, vol. 10, no. 4, pp. 3-5, December1992.

[5] RM. Letts, *Le positionnement : principes et pratique*, Montréal/Paris : Décarie; Maloine, 357 p., 1995

[6] P. Bach-y-Rita, C. Collins, F. Saunders, B. White and L. Scadden, "Vision Substitution by Tactile Image Projection", *Nature*, vol. 221, pp. 963-964, March 1969.

[7] P. Bach-y-Rita, "Late postacute neurological rehabilitation: neuroscience, engineering and clinical programs", *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 84, no. 8, pp. 1100-8, August 2003.

[8] CC. Collins and P. Bach-y-Rita, "Transmission of Pictorial Information through the Skin," *Advan. Biol. Med. Phys.*, no. 14, pp. 285-315, 1973.

[9] Bach-y-Rita, "*Brain mechanisms in sensory substitution*", *New York: Academic Press*, pp. 182, 1972

[10] P. Bach-y-Rita, K.A. Kaczmarek, M.E. Tyler and J. Garcia-Lara, "Form Perception with a 49-points Electro-Tactile Stimulus array on the Tongue: A Technical Note", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 35, no. 4, pp. 427-430, October 1998.

[11] E. Sampaio, S. Maris, P. Bach-y-Rita, "Brain plasticity: 'visual' acuity of blind persons via the tongue", *Brain Research*, 908, pp. 204-207, 2001

[12] P. Bach-y-rita and SW. Kercel, "Sensory substitution and the human-machine interface," *Trends Cog. Sci.I,* vol. 7, no 12, December 2003.

Classification des jeux sonores selon leur type de jouabilité

T. Gaudy[1], S. Natkin[1], D. Archambault[2]

[1]: Laboratoire CNAM CEDRIC
55 rue turbigo
75003 Paris, France ; Natkin@cnam.fr

[2]: Laboratoire UPMC INSERM U483 INOVA
9 Quai Saint-Bernard
75252 Paris, France ; Dominique.Archambault@upmc.fr

***Résumé* - De nombreuses interfaces sont inspirées de jeux vidéo, mais restent hors de portée des personnes handicapées visuel. Pour en améliorer l'accessibilité, il est intéressant de puiser dans l'ensemble des principes d'interaction des jeux sonores. Selon une classification des jeux vidéo, les jeux sonores peuvent être répartis en trois groupes principaux : puzzle, action et aventure. Chacun d'entre eux utilise des catégories de sons de façon différente. Contrairement aux jeux vidéo, l'absence d'image des jeux sonores implique de grandes difficultés dans la compréhension du maniement. Trois façons d'aborder un jeu sonore peuvent être envisagées selon l'utilisation d'un langage ou non. Les joueurs se tournant aussi vers d'autres loisirs musicaux interactifs permettent une vision d'avenir de l'évolution des jeux sonores.**

I. INTRODUCTION

Tous les logiciels d'aide aux personnes handicapées utilisent des interfaces spécifiques basées sur des modalités adaptées aux compétences de l'utilisateur. Dans le cas des systèmes d'aide aux personnes aveugles, on utilise des modalités basées sur le sens tactile ou bien sur l'ouie. Les jeux vidéo ont grandement influencés la conception d'interfaces standard, non destinées à des personnes handicapées. Beaucoup de ces interfaces pourraient être améliorées si elles incluaient des principes d'interaction sonores [1]. Le Web pourrait aussi devenir plus accessible en devenant sonore [2], [3]. Dans cette optique, les jeux sonores sont une source d'inspiration de premier choix. De plus, les jeux numériques permettent des processus d'apprentissage facilités [4]. Les jeux sonores pourraient donc avoir une double influence bénéfique pour les systèmes d'aides aux personnes aveugles en rendant leur usage plus compréhensible et plus motivant. Pour cela, il convient de mieux appréhender les jeux sonores dans leurs diversités et leurs spécificités. Cette recherche fait suite à un état de l'art concernant les jeux sonores.

II. PARENTÉ ENTRE JEUX SONORES ET JEUX VIDEO

Les jeux sonores sont des jeux dont le son suffit pour jouer. Le visuel, quand il y en a, n'est pas essentiel à la compréhension de l'interactivité. Ce sont des jeux accessibles aux personnes aveugles. Il en existe actuellement plusieurs centaines : des jeux commerciaux, d'autres gratuits et d'autres fruits d'expérimentations artistiques ou scientifiques [5]. Ces jeux créent un véritable phénomène de communauté [6]. Des sites web spécialisés constituent des lieux d'échanges privilégiés entre joueurs, développeurs et chercheurs scientifiques [7]. De plus en plus de chercheurs se penchent sur ce phénomène pour évaluer ses répercutions sur la conception classique des environnements auditifs [8] où l'interactivité des interfaces numériques impliquait auparavant essentiellement le son et l'image. Ces jeux sont jouables le plus souvent sur PC et utilisent en général comme interface standard le clavier et une sortie son stéréo mais certains proposent parfois une compatibilité avec d'autres périphériques comme le paddle. Il arrive que des jeux proposent une sortie audio en 5.1 mais cela est rare car peu d'utilisateurs en sont encore équipés et la qualité du résultat est souvent peu satisfaisante : même avec un système 5.1, il est difficile de localiser précisément un son. L'absence d'image fait des jeux sonores un loisir ignoré du public voyant, plus habitué aux jeux vidéo. Ses utilisateurs principaux restent encore largement les personnes aveugles ou malvoyantes. Toutefois, des jeux sonores à l'accessibilité particulièrement travaillée seraient susceptibles d'intéresser des populations de joueurs plus hétéroclites [9]. Parce qu'il s'agit de jeux, nous parlerons de joueurs encore qu'il puisse tout à fait s'agir de joueuses, celles-ci étant de plus en plus présentes dans le domaine des jeux vidéo par exemple. Le public des jeux sonores, plus restreint, implique une diffusion plus limitée, une plus grande difficulté à rentabiliser les projets commerciaux et donc des budgets de développement bien plus réduits que ceux des jeux vidéo. Peut-être est-ce pour cette raison que les types de jouabilité des jeux sonores, c'est-

à-dire l'ensemble des principes d'interactivité proposés durant le jeu, sont plus simples que ceux des jeux vidéo.

Les jeux vidéo ont connus plusieurs cycles technologiques et ont été soutenus par plusieurs générations de joueurs. Ce loisir a gagné en maturité pour proposer aux joueurs une culture du jeu et des habitudes d'utilisation spécifiques à différentes catégories de jeux. Avec les jeux vidéo, les joueurs ont d'abord manipuler des formes monochromes, puis des images en deux dimensions, dessins d'abord peu colorés puis de plus en plus fins. Sont arrivés ensuite les graphismes en trois dimensions qui ont eux aussi gagnés en complexité. Ces dernières années, de gros progrès ont été réalisés dans la gestion de la lumière de ces univers. Les jeux sonores bénéficient de moins de reculs. Les racines des jeux sonores sont essentiellement des jeux textuels. Mais des catégories de jeux se distinguent. Nous allons tenter dans cet article de caractériser ces différentes catégories. Pour cela, nous nous baserons sur les catégories déjà existantes dans les jeux vidéo basées sur les types de jouabilité. Cependant, nous considèrerons avec attention les spécificités des jeux sonores les distinguant des jeux vidéo.

Stéphane Natkin distingue quatre catégories majeures de jeux vidéo [10]. Les puzzles, les jeux d'actions, les jeux de stratégie et les jeux d'aventure. Les caractéristiques de ces catégories majeures peuvent être mélangées de façon à créer des jeux appartenant à des sous catégories.

A. Première catégorie : les jeux vidéo puzzles

Les puzzles sont inspirés de nos jeux de société tel le monopoly, les jeux de cartes, les jeux de dés, les échecs. L'ordinateur joue ici le rôle d'un joueur humain, en plus d'assurer le bon respect des règles et le déroulement normal des phases de jeux.

B. Seconde catégorie : les jeux vidéo d'action

Les jeux d'action tirent leurs origines des jeux d'arcade. Le joueur devait mettre des pièces de monnaie pour une partie aux règles souvent simples, de durée généralement de quelques minutes et d'une difficulté élevée. Le joueur doit s'adapter à un rythme d'interaction élevé et le moindre écart de timing est souvent sanctionné par une perte de vie de l'avatar, l'entité contrôlé par le joueur. Actuellement, ces jeux proposent des challenges plus longs mais demandent toujours de solides réflexes.

C. Troisième catégorie : les jeux vidéo de stratégie

Les jeux de stratégie placent le joueur à la tête d'une armée ou d'une population à gérer. Les règles sont plus complexes, les possibilités très nombreuses. Les parties sont très longues et durent rarement moins d'une heure. Le rythme des premières parties est souvent paisible, laissant le temps au joueur de se familiariser avec les commandes.

D. Dernière catégorie : les jeux vidéo d'aventure

Les jeux d'aventure sont parmi les plus reposants. Il est rare que le jeu impose un rythme au joueur. Celui-ci découvre un univers à son rythme et cherche à en explorer les limites. Souvent, des personnages ou des obstacles lui bloquent le passage. Le joueur pourra aller au-delà en satisfaisant les conditions à remplir. Par exemple: au niveau le plus caricatural, une porte requiert la clé adéquate pour s'ouvrir ou encore un personnage bloquant un passage pourra avoir des attentes moins prévisibles et nécessitant une réflexion plus poussée.

E. Les mélanges issus de ces quatre catégories principales

Des sous-genres existent. Les jeux pour se diversifier et se démarquer de leurs concurrents s'inspirent de principes d'interactivité des autres catégories. Il est difficile d'établir des frontières strictes séparant les différents styles de jeux.

Il est délicat de chiffrer l'importance relative que prennent ces différentes catégories, mais chacune comporte suffisamment de représentants pour satisfaire les goûts variés de la majorité des joueurs.

F. Des catégories des jeux vidéo à celles des jeux sonores

Les jeux sonores reprennent seulement trois catégories des jeux vidéo.

Il existe des jeux sonores puzzles : monopoly, jeux de cartes, jeux d'échec [11], jeux de dé.

Il existe des jeux sonores d'action : « Mudsplat » [12]

Il existe des jeux sonores d'aventure : « Terraformers » [13].

Il ne semble pas exister de jeux sonores de stratégie. Les jeux d'échecs sur ordinateurs font d'avantage partis de la catégorie puzzle que de la catégorie stratégie car ils sont directement inspirés du jeu de société réunissant deux joueurs humains. Mais ce jeu pourrait inspirer la création de futurs jeux sonores de stratégie.

III. DIFFERENCES ENTRE JEUX SONORES ET JEUX VIDEO

A. L'abord difficile des jeux sonores

De façon générale, les jeux sonores se distinguent des jeux vidéo sur plusieurs points. L'absence fréquente d'image rend la compréhension de l'univers de jeu plus délicate [14]. Elle peut être très rapide pour un jeu de course comme « Top speed » [15] car les bruits de moteur sont très explicites, mais pour les jeux d'action, c'est malaisé. Il en découle une difficulté à comprendre les objectifs du jeu et des règles d'interaction. Par exemple, quelles touches utiliser ? Quelles actions permettent-elles ?

Contrairement aux jeux vidéo, il est très délicat de débuter une première partie d'un jeu sonore et d'être tout de suite immergé dans l'univers de jeu. Il est fréquent et un peu paradoxal de devoir débuter cette activité de loisir par un apprentissage des règles soit par un manuel, soit par une écoute attentive d'instructions orales incluses dans le jeu. Ces instructions écrites ou orales sont souvent en anglais, ce qui est un facteur d'inaccessibilité important pour tous les non anglophones. La façon dont sont transmises les informations sonores pourrait être un élément de classification déterminant, selon que le jeu soit purement basé sur des sons non langagiers ou bien qu'il utilise directement des instructions langa-

gières soit par le manuel, soit par des vocalisations orales incluses dans le jeu. Ces vocalisations sont bien plus importantes que dans les jeux vidéo où l'image est utilisée en complément des instructions. Concernant les jeux vidéo, avec un peu de déduction et à moins qu'il ne s'agisse d'informations de première importance pour la compréhension d'un objectif complexe, des jeux en langue japonaise peuvent rester accessibles pour des joueurs d'origine non japonaise. Le visuel a souvent l'avantage de proposer des indications suffisamment explicites pour tous sous la forme d'icônes. Parallèlement, les jeux sonores contribuent au développement de leur propre langage universel sonore : les « earcones ».

B. Trois façons d'aborder un jeu sonore

Pour bien comprendre les trois façons d'aborder un jeu sonore, il est important de distinguer langage et son.

Le langage est caractérisé soit par l'emploi d'un manuel d'instruction, soit par des consignes orales.

L'emploi d'un manuel est la façon d'aider le joueur la moins agréable tant elle s'éloigne de l'activité de jeu elle-même.

Les consignes orales sont données bien souvent par des voix synthétiques au débit mal adapté et demandant la maîtrise d'une langue étrangère à celle de l'utilisateur.

Ces deux premières façons sont les plus connues du public de joueurs.

Le joueur peut aussi être guidé dans sa progression directement par les bruitages du jeu. Mais cette dernière façon fait intervenir des modes de compréhension plus éloignés de la perception habituelle.

Actuellement, Cette méthode reste quasiment inutilisée même si de nombreuses recherches plaident en faveur de la faisabilité et des avantages de cette démarche [16], [17], [18], [19], [20]. En effet, il semble intéressant de mettre en avant l'utilisation du son afin d'aplanir les difficultés rencontrées par l'utilisation du langage.

IV. JOUABILITÉ DES JEUX SONORES

A. Les commandes

Les joueurs de jeux sonores de longue date ont acquis des habitudes souvent réutilisables d'un jeu à un autre. Par exemple, dans la plupart des jeux, les touches fléchées du clavier sont utilisées. Il est fréquent que la touche entrée ou la touche espace aient également une utilité. D'autres touches sont parfois aussi utilisées et une exploration systématique du clavier permet de les découvrir. Enfin, la touche escape permet presque toujours de quitter le jeu.

B. Le timing des jeux d'action

Il est plus délicat de comprendre quand utiliser les touches. Cela est particulièrement vrai avec les jeux d'action où l'erreur est durement sanctionnée, le joueur devant appuyer sur la bonne touche au bon moment. Ces jeux constituent une part non négligeable des jeux sonores existants. En effet, une fois les quelques principes d'interaction maîtrisés, le joueur peut rapidement s'amuser car l'intérêt du jeu provient essentiellement d'une accélération du timing régissant la jouabilité. Le jeu peut devenir assez long à maîtriser car sa difficulté est plus liée à un ajustement de ce timing qu'à une complexification des règles d'interaction. En terme de temps de développement, c'est très intéressant.

C. La phase d'assimilation de la jouabilité

En terme d'accessibilité, la phase d'apprentissage des règles par le manuel ou par des consignes langagières restreint la masse de joueurs potentiels, comme dans le cas de l'accessibilité de sites Web où beaucoup d'utilisateurs potentiels se détournent du site si celui-ci demande des efforts de compréhension. Cet effet décourageant est encore plus accentué lorsque le jeu ne laisse pas le temps de se familiariser avec les commandes. C'est un peu une caractéristique des jeux d'action, mais qui devient, avec les jeux sonores, encore plus déstabilisante. Le joueur doit être particulièrement motivé pour réussir à passer outre toute une série de « game over » qu'il subit, au départ impuissant, avant de réussir peut être à comprendre comment surmonter le premier obstacle. Un jeu illustrant bien cet aspect déroutant est « Pipe 2 Blast Chamber » [21]. Très déstabilisant au départ, ses commandes complexes et le rythme de ses parties demandent une réactivité immédiate qui en décourage plus d'un. Pourtant, la phase d'apprentissage passée, ce jeu peut être très plaisant à jouer.

D. L'environnement sonore crée des attentes de jouabilité

Les jeux sonores d'action qui demandent peu d'efforts de compréhension remportent souvent un grand succès. Le jeu de course « Top speed » [15] est très intuitif. Les joueurs comprennent rapidement qu'il s'agit d'un jeu de voiture. Les joueurs s'attendent dès lors à pouvoir faire accélérer, tourner et freiner la voiture. Le maniement de celle-ci est restreint aux seules touches fléchées et les bruitages sont suffisamment explicites pour informer de l'évolution de la situation : un copilote prévient de l'arrivée de virages, on entend la voiture déborder de la route et le bruit de crash est sans ambiguïté.

Pour les jeux d'action qui proposent un cadre autre que la course automobile, la représentation de l'univers de jeu est souvent plus difficile. Si l'on incarne un humain ou un robot, les possibilités sont, à priori, plus complexes. L'effet des touches est moins évident. La flèche de droite signifie t-elle faire pivoter son personnage d'un quart de tour sur la droite ou au contraire qu'il se déplace ? S'il se déplace, se déplace t-il devant lui comme c'est le cas dans les jeux à progression horizontale à la façon de « Pipe 2 Blast Chamber » [21] ou se déplace t-il plutôt vers la droite sur une sorte de carte vu de haut permettant aussi des déplacements vers la gauche, le haut et le bas ?

E. La jouabilité plus sécurisante des jeux d'aventure

Les déplacements et l'utilisation des touches fléchées font référence à un espace habituellement perçu visuellement. Dans ce sens, les jeux sonores d'aventure disposent d'un

avantage séduisant, en laissant le joueur se familiariser avec les commandes. Quel que soit le type de représentation utilisée par le jeu et les effets des commandes, il laisse le temps de les assimiler. C'est peut-être la catégorie de jeu qui pourrait inspirer le plus fortement les travaux sur la locomotion des personnes aveugles et les simulations d'explorations de lieux [22]. Au niveau le plus simple, il peut juste s'agir d'un labyrinthe dont le joueur doit trouver la sortie. Il n'est pas gênant que le temps soit chronométré et même limité. Si d'entrée de jeu il n'y a pas de monstre qui agresse l'avatar et qui nécessite une réaction synchronisée sur le bon timing, le joueur peut plus facilement apprendre à son propre rythme. Le jeu peut alors se complexifier progressivement pour proposer des énigmes à résoudre. En revanche, dès que le jeu présente un obstacle nécessitant une réaction synchronisée, le même problème d'apprentissage que pour les jeux d'action risque de se poser. Pour ce type de situation, l'emploi d'instructions langagières peut se révéler particulièrement pratique, même si leur efficacité est très variable.

F. La jouabilité figée des jeux sonores puzzles

Pour les jeux sonores de type puzzle, le joueur doit nécessairement passer par une phase d'apprentissage des règles, comme pour un jeu de société. A la différence des jeux d'aventures et des jeux d'action, une mauvaise interaction est rarement sanctionnée immédiatement. Par exemple : l'avatar ne disparaît pas suite à une mauvaise décision. Les conséquences d'une mauvaise interaction seront plutôt observables en fin d'une partie qui sera perdue. La compréhension des règles doit donc être très claire dès le début de partie. La jouabilité des puzzles est figée car elle ne se complexifie pas progressivement. Dans un jeu d'aventure, cette complexification est amenée au fur et à mesure que le joueur fait de nouvelles découvertes, en ramassant des objets permettant de nouvelles possibilités d'interaction. Dans un jeu d'action, le timing augmente et la jouabilité devient de plus en plus frénétique. Les actions s'automatisent et deviennent instinctives. Les situations de jeu des puzzles évoluent de façons moins spectaculaires mais leur jouabilité reste très plaisante, en faisant écho à des jeux qui existent depuis bien longtemps avant l'arrivée des jeux numériques.

G. Trois façons d'amener trois types de jouabilité

Nous distinguons pour le moment trois grandes catégories de jeux sonores en nous basant sur leur jouabilité : les puzzles, les jeux d'action et les jeux d'aventure. Les jeux de stratégie, essentiellement textuels, n'ont pour l'instant pas de représentants sonores connus à l'occasion de cette recherche.

Ces trois catégories de jeux sont perçues très différemment selon que le joueur comprenne ou non les informations langagières et les jeux utilisant des consignes écrites, orales ou sonores peuvent être distingués.

V. L' IMPORTANCE DES TYPES DE SON PAR TYPE DE JEU

A. Les puzzles et le besoin de descriptions précises

Plutôt que des bruitages, les jeux sonores puzzles ont besoin essentiellement de vocalisations langagières. La description de la situation du jeu, calquée sur des situations de jeu de société peut difficilement s'apprendre par tâtonnement en interagissant. Le joueur doit avoir une représentation très claire de la situation de jeu et cette situation lui est plus facilement transmise par le langage que par des bruitages.

B. Sons d'ambiance, sons contextuels et sons feed back

L'environnement sonore est de plus en plus important dans les jeux vidéo. Des travaux ont déjà soulignés l'importance de l'environnement sonore pour améliorer la qualité de la représentation spatiale du joueur dans son environnement virtuel [23]. Avec les jeux sonores, la qualité de rendu doit être encore plus travaillée. Ces sons doivent être mieux définis, c'est-à-dire plus pertinents car on n'attend aucune aide du visuel pour corriger une perception imprécise d'une situation difficile à comprendre ou à reconnaître.

Les jeux d'action et d'aventure sont perçus de façons très différentes selon le cadre sonore qu'ils proposent au joueur. Le joueur doit pouvoir distinguer dans cet environnement sonore plusieurs types de sons :

Les sons d'ambiance sont destinés simplement à décrire un contexte scénaristique ou un environnement.

Des sons contextuels peuvent être utilisés pour lui indiquer que certaines actions sont ponctuellement réalisables.

Des sons feed back renseignent sur les effets de ses interactions.

C. l'Utilisation des sons d'ambiance selon le type de jeu

Dans le cadre d'un jeu d'action, les sons d'ambiance ne sont pas nécessaires. Le joueur n'a pas à explorer différents lieux mais à réagir efficacement aux évènements. Un jeu d'action sans sonorité d'ambiance peut être plus facile à comprendre. En revanche, dans un jeu d'aventure, les différents lieux doivent pouvoir être différenciés par le joueur et ces ambiances prennent plus d'importance. Le réglage de ces ambiances peut être assez délicat : sur une longue durée, l'accompagnement peut devenir monotone. Ces bruitages ne doivent pas se mêler aux autres types de sons. Ces sonorités peuvent être utilisées pour transmettre des informations supplémentaires au joueur, par exemple pour renseigner sur l'orientation de son avatar [24].

D. l'Utilisation des sons contextuels selon le type de jeu

Des sons contextuels sont essentiels dans les jeux sonores d'action : il faut par exemple informer le joueur qu'il se fait attaquer par un adversaire, ou bien l'informer qu'un bonus est présent et que l'avatar peut le prendre en appuyant sur la touche adéquate. Ces sons permettent au joueur de se synchroniser sur le timing adéquat. A l'inverse, ces sons ne sont pas indispensables pour les jeux sonores d'aventure. La forme la plus simple du jeu d'aventure serait un labyrinthe que le joueur explorerait à son rythme. Il n'est pas nécessaire

d'introduire des actions contextuelles survenant à un moment donné, le joueur se contentant de chercher la sortie. En revanche, pour étoffer un peu la jouabilité d'un tel jeu, l'introduction de sons contextuels peut être grandement utile pour, par exemple, indiquer la bonne direction au joueur et rendre l'exploration moins hasardeuse.

E. l'Utilisation des sons feed back selon le type de jeu

Les sons feed back sont essentiels pour les jeux d'action et pour les jeux d'aventure. Ce sont peut être aussi les plus importants car ils renseignent le joueur sur les résultats de ses propres actions. De façon générale, ces sons sont l'une des bases de l'accessibilité logicielle pour les personnes handicapées visuel: toute action doit avoir un feed back immédiat et évident à reconnaître. Ce sont les réponses aux hypothèses que pose le joueur lorsqu'il cherche à comprendre le jeu. Les différents types de feed back doivent être bien réglés et transporter la charge émotive imaginée par le concepteur vers joueur le plus fidèlement possible de façon à dire par exemple « c'est l'action à réaliser, bravo » ou au contraire « action au mauvais moment ».

VI. Les autres loisirs sonores interactifs

A. Des jeux peu nombreux à durée de vie limitée

La catégorisation des jeux sonores a été esquissée à gros traits. Toutefois, pour entrevoir son évolution, il convient de mieux comprendre la pratique de ce loisir. Les jeux sonores sont des jeux très peu nombreux en comparaison du nombre considérable de jeux vidéo. Il en existe plusieurs centaines, mais tous ne satisfont pas aux critères de qualité recherchés par les joueurs et au sein des différentes sous-catégories, les jeux se retrouvent finalement assez isolés par leur faible nombre. Les joueurs cherchent à remplacer les jeux qu'ils ont terminés pour renouveler le plaisir. Les jeux lassent. Un joueur a peu de raisons de revenir vers un jeu qu'il a terminé. Une motivation pour rejouer peut être la comparaison de ses performances avec celles des autres joueurs, ce qui augmente la durée de vie du jeu, mais les jeux ne procurent pas un plaisir infini. Certains jeux peuvent avoir une durée de vie très longue et d'autre une durée de vie très courte.

B. Le détournement des jeux vidéo en jeux sonores

Quelques jeux vidéo ont leur rendu sonore tellement travaillé et des règles d'interaction suffisamment simples pour être en grande partie accessibles. C'est le cas du jeu de boxe sur Super Nintendo « Super Punch Out » [25]. De façon générale, les jeux d'action orientés combat en duel sont plutôt accessibles, bien que l'issu du combat puisse être très hasardeuse lors des premières parties. En revanche, avec de l'entraînement, un joueur aveugle ayant apprit le timing des enchaînements de coups peut devenir un adversaire redoutable [26].

Parallèlement aux jeux sonores, une grande partie des jeux supposés inaccessibles peut proposer aux joueurs aveugles une interactivité suffisamment ludique pour susciter l'intérêt. Cela peut être le cas même lorsqu'il est impossible de progresser. Les jeux sonores apparaissent ainsi comme étant eux même une sous partie des loisirs numériques sonores accessibles aux personnes aveugles.

C. Le détournement des jeux vidéo en jouets sonores

Il arrive que des personnes aveugles se tournent vers des jeux vidéo où il leur est impossible de progresser. Toutefois, ces jeux vidéo offrent par une accessibilité relative un plaisir de jeu parfois suffisamment satisfaisant. Par exemple « GTA San Andreas » [27] ; il est impossible d'achever les missions de ce jeu en se passant du visuel et pourtant, il offre des possibilités d'action très variées avec beaucoup de liberté. De tels jeux sont parfois surnommés « bac à sable » pour la multitude de petites activités différentes qu'il est possible d'effectuer. Indépendamment des missions à accomplir pour progresser, « GTA San Andreas » [27] permet de réaliser les activités suivantes : se promener, courir, prendre le contrôle de véhicules, faire du basket, faire des tags sur les murs, collecter des trésors, faire des cascades, tuer des gens, venir en aide auprès de gens en faisant le taxi, être pompier, poursuivre des gangsters en tant que policier, nager, faire la course, faire une collection d'habitations, acheter des armes… GTA propose comme beaucoup d'autres jeux des « cheat codes », c'est-à-dire des manipulations secrètes donnant à l'avatar de gros avantages difficiles à obtenir autrement. Certains cheat codes de GTA donnent directement à l'avatar des armes. Des joueurs aveugles peuvent faire des recherches pour obtenir ces cheat codes, les exécutent durant la partie et se retrouvent avec plein d'armes. Ils peuvent jouer avec une sortie audio en 5.1 et localiser ainsi facilement des personnages virtuels, des véhicules et… provoquer un carnage. Les sensations procurées sont déjà à la hauteur de nombreux jeux sonores et justifient pour certains l'achat du jeux.

D. Les sound toys

Nous pourrons peut-être mieux appréhender l'ensemble de ces loisirs numériques sonores en nous intéressant aux « sound toys ». Il s'agit de jouets sonores ne proposant pas véritablement d'objectif autre que de prendre du plaisir à interagir avec le jouet. Les sound toys présentent généralement des interfaces visuelles permettant de manipuler du son. Ces sound toys sont donc à priori inaccessibles, mais comme pour les jeux vidéo, ce n'est pas toujours le cas. C'est d'autant plus vrai qu'il n'y a pas d'objectifs autres que de manipuler du son. Certains jeux vidéo, par l'utilisation qu'en font des joueurs aveugles deviennent plus des sortes de sound toys à l'interactivité sonore amusante.

Les sound toys sont généralement consultables sur le Web, sur des sites de créations sonores expérimentales. Leur interface graphique ajoutée au fait que leur utilisation passe souvent par la souris en font un loisir essentiellement destiné aux personnes voyantes.

E. L'evolution des jeux sonores

Les utilisations prévues des médias numériques et leurs utilisations réelles influenceront probablement l'évolution des jeux sonores. Ils mettent en évidence certains des besoins des

populations aveugles. Dans cette perspective, les jeux sonores amélioreront probablement la qualité de leur prise en main immédiate. Les jeux seraient ainsi moins soumis aux contraintes des instructions langagières. Il est aussi très probable que la complexité des jeux sonores s'accroisse rapidement au fil des années pour proposer des challenges plus proches de la complexité des jeux vidéo.

En revanche, il serait étonnant que les jeux sonores suivent la même évolution que les jeux vidéo. Les capacités de perception sonore ne permettent pas de construire une représentation d'un espace de jeu de la même façon que les capacités de perception visuelle. Le visuel offre des représentations plus globales. Les jeux sonores, tout comme les jeux vidéo, sont loin d'avoir achevés leur évolution mais il semble que ces derniers aient atteint un pallier où la créativité et l'inventivité s'essoufflent face à des enjeux techniques et commerciaux devenu très importants et des processus de production désormais très longs et lourds [28]. Les jeux sonores sont loin de connaître de telles contraintes et n'ont certainement pas explorés toutes les possibilités de jouabilités.

VII. Conclusion

Cet article a abordé une classification des jeux sonores en distinguant trois types de jouabilité. Les puzzles ont une jouabilité figée qui n'évolue pas en cours de progression de partie. Les jeux d'action présentent une jouabilité nécessitant des temps de réaction rapides. Les jeux d'aventures permettent au joueur de se familiariser avec les commandes à son rythme par le biais d'une activité d'exploration souvent plus reposante. Chacune de ces catégories utilise de façon spécifique différents types de sons. Les recherches dans le domaine des transformations sonores en temps réel devraient grandement influer sur le rendu sonore de ces différentes catégories.

Les jeux sonores connaissent de grandes difficultés pour transmettre aux joueurs les règles du jeu. Chacune des méthodes abordées : langage ou son, a de bons et de mauvais côtés. A l'avenir, les jeux devraient plus se tourner vers l'utilisation de consignes sonores de façon à rendre leur abord plus ludique.

Certains joueurs ont accès à des loisirs supposés inaccessibles en les détournant de leur utilisation initialement prévue. Ces pratiques influeront probablement sur l'évolution des jeux sonores en amenant la création de jouets musicaux adaptés aux personnes aveugles.

De façon générale, les recherches dans le domaine des jeux sonores aideront à développer les interfaces de logiciels d'aides aux personnes handicapées comme les jeux vidéo eux-mêmes ont contribués à la création d'interfaces standard pour le grand public.

References

[1] D. Gärdenfors, "Auditory interfaces - a design platform," *design-sounds.net*, 2001 pp. 5-28.

[2] the Web Audio Working Group of the Interactive Audio Special Interest Group, *Interactive Audio on the Web: Review and Recommendations*, MIDI Manufacturers Association, Los Angeles, 2002.

[3] L. S. Petrucci, E. Harth, P. Roth, A. Assimacopoulos and, T. Pun, "WebSound: a generic web sonification tool, and its application to an auditory web browser for blind and visually impaired users," *ICAD 2000 Conf.*, Atlanta, Avril 1999.

[4] A. Mitchell, and C. Savill-Smith, *The use of computer and video games for learning*, the Learning and Skills Development Agency, London, 2004.

[5] G. A. Spink, "Blind gamers get their own titles," *BBC News UK Edition*, 2 january 2005.

[6] D. Cohn, "The blind fragging the blind," *Wired.com*, 2005.

[7] audiogames.net, http://www.audiogames.net.

[8] N. Röber, and M. Masuch, "Playing audio-only games: a compendium of interacting with virtual, auditory worlds," *DIGRA 2005 Conf.*, Vancouver, juin 2005.

[9] D. Archambault, and D. Olivier, "How to make games for visually impaired children," *ACE 2005 Conf.*, Halifax, août 2004.

[10] S. Natkin, *Jeux vidéo et médias du XXIe siècle - quels modèles pour les nouveaux loisirs numériques?*, Vuibert, Paris, 2004.

[11] D. Grammenos, A. Savidis, and C. Stephanidis, "An accessible two-player multi-modal board game," *ERCIM NEWS online edition*, 2004.

[12] IST: Information Society Technologies, Université Pierre et Marie Curie, SITREC, Université_du_Havre, University of Sunderland, BrailleNet, et al*, Mudsplat*, PC, 2005.

[13] PIN Interactive*, Terraformers*, PC, 2002.

[14] Y. Eriksson, and D. Gärdenfors, "Computer games for children with visual impairments," *5th Intl Conference Disability, Virtual Reality & Associative Technology*, Göteborg & Stockholm, 2004.

[15] Playing in the dark, *Top Speed*, PC, 2004.

[16] B. Buxton, "The natural language of interaction: a perspective on non-verbal dialogues," *INFOR: Canadian Journal of Operations Research and Information Processing*, 1988.

[17] W. Buxton, "Speech, language & audition: chapter 8," *Readings in Human Computer Interaction: Toward the Year 2000*, 1995.

[18] A. Darvishi, V. Guggiana, E. Munteanu, and H. Shauer, "Synthesizing non-speech sound to support blind and visually impaired computer users," *Computers for Handicapped Persons*, 1994.

[19] J. A. Gardner, R. Lundquist, and S. Sahyun, "TRIANGLE: A practical application of non-speech audio for imparting information," *International Conference of Auditory Display*, Alto, 1996.

[20] W. Buxton, "Using our ears: an introduction to the use of nonspeech audio cues," *SPIE Conf.*, 1990.

[21] BSG Games, *Pipe 2: Blast Chamber*, PC Windows, 2002-2005.

[22] J. M. Loomis, R. G. Golledge, and R. L. Klatzky, "Navigation system for the blind: auditory display modes and guidance," *Presence*, 1998.

[23] A. Stockburger, "The game environment from an auditive perspective," *The Level Up Digital Games Researech Conference*, 2003.

[24] G. Andersen, "Playing by ear: creating blind-accessible games," *Gamasutra.com*, 2002.

[25] Nintendo, *Super Punch Out*, Super Nintendo, 1994.

[26] S. Bauer, "Blind teen amazes with video-game skills," *Guardian*, 31 Juillet 2005.

[27] Rockstar. North*, Grand Theft Auto: San Andreas*, PS2, 2004.

[28] S. Natkin, C. L. Prado, V. Gal, and L. Vega, "Quelques aspects de l'économie du jeu vidéo," *Actes des journées d'étude "Internet, jeu et socialisation"*, Paris, Décembre 2002.

Efficasouris: Outil d'évaluation de l'utilisation des périphériques de type pointeur pour les personnes présentant un trouble moteur.

Agnieszka Adameczek, Thomas Choquet, Kim Chen Huynh, Claire Lefur, Philippe Foucher, Ouriel Grynszpan, Jaime Lopez Krahe.
Laboratoire Technologies, Handicaps, Interfaces et Multi-modalités de l'Université Paris8,
2, rue de la liberté, UFR6 A-146, 93526 SAINT-DENIS, FRANCE
pfoucher@univ-paris8.fr, ouriel@univ-paris8.fr, jlk@ai.univ-paris8.fr

Résumé- Cet article présente une plate-forme informatique dont l'objectif consiste à évaluer et comparer les capacités d'un enfant à manipuler différents périphériques de type pointeur (souris, joystick, trackball). Cet outil informatique est destiné aux ergothérapeutes intervenant auprès d'enfants ayant des troubles moteurs. Le logiciel est composé de deux parties. La première partie est constituée de jeux destinés aux enfants. Ces jeux permettent de tester les capacités de l'enfant dans diverses tâches impliquant le périphérique de type pointeur : suivre un parcours prédéfini (rectiligne ou curviligne), couvrir tout l'écran, se déplacer de gauche à droite et de bas en haut, cliquer sur une cible. La deuxième partie s'adresse aux ergothérapeutes, elle présente des mesures quantitatives et des informations qualitatives permettant d'analyser les résultats de chaque enfant aux jeux effectués dans la première partie. Le logiciel a été présenté et essayé par des sujets appartenant aux deux catégories d'utilisateurs concernés : 4 enfants entre 8 et 11 ans ayant des troubles moteurs et 5 ergothérapeutes. Les résultats de cette étude sont discutés sous l'angle des différents processus intervenant dans la manipulation d'un pointeur sur le plan oculo-manuel.

Mots-clés : accessibilité informatique, périphérique de pointage, outil d'évaluation, trouble moteur.

1. Introduction

L'informatique suscite un intérêt grandissant pour les personnes ayant un handicap moteur du fait de son fort potentiel éducatif. Selon Eimerl [4], le rôle organisateur des activités sur ordinateur semble bénéfique sur le plan moteur. Cet auteur cite l'exemple de l'Infirmité Motrice Cérébrale (IMC) qui implique différentes déficiences sur les plans posturo-moteur, locomoteur, manuel, oculo-manuel, sensoriel, cognitif (mémoire, représentation spatiale, langage), affectif et social. Dans de nombreux cas, le potentiel d'apprentissage scolaire des enfants IMC approche la normalité. Néanmoins, les restrictions motrices perturbent leur capacité de représentation des objets de l'environnement, y compris leur propre corps. D'après l'auteur, des expériences avec des logiciels éducatifs comme Logo, qui n'ont pas apporté de résultats significatifs avec une population ordinaire, se sont avérées plus fructueuses avec ces enfants. On peut envisager l'ordinateur comme un outil qui assure, organise et facilite la prise d'informations, stimule la recherche active et l'intégration aux structures de connaissances déjà établies. Eimerl souligne les nombreuses possibilités offertes par l'ordinateur pour susciter et maintenir l'intérêt face à une activité éducative grâce aux multiples formes de gestion d'écran : présentations partielles, coloriages progressifs, contrastes, clignotement, agrandissements etc. Crinon [3] note qu'en libérant l'enfant handicapé moteur des difficultés graphomotrices, l'ordinateur peut l'aider à entrer dans l'écriture.

Les troubles moteurs peuvent avoir des causes diverses et les conséquences possibles sur les membres supérieurs sont extrêmement variées en fonction des origines du trouble. Par exemple, des atteintes cérébrales (IMC, traumatisme crânien, séquelles de tumeur) sont susceptibles d'entraîner des difficultés motrices, des troubles de la coordination et une plus grande fatigabilité. Chez les personnes tétraplégiques, on observe des paralysies totales ou incomplètes des membres supérieurs. La myopathie induit une diminution progressive de la force contractile des muscles volontaires. Dans les cas de déformations vertébrales, le mouvement peut provoquer d'intenses douleurs. Chaque individu possède un profil moteur unique et surmonte son handicap d'une manière qui lui est propre. Ainsi, il paraît difficile de définir des règles satisfaisant les besoins de tous au niveau du choix de l'interface homme machine. Une approche plus opportune consisterait à évaluer les capacités d'une personne atteinte de troubles moteurs, pour ensuite lui proposer une interface adéquate tant sur le plan des périphériques physiques que de l'application logicielle.

La recherche que nous menons vise à développer et expérimenter des périphériques d'entrée alternatifs pour des personnes ayant des troubles moteurs. Cet article présente une étude portant sur le développement d'un logiciel s'adressant aux ergothérapeutes et permettant d'analyser quantitativement les caractéristiques d'utilisation de périphériques d'entrée de type pointeur (souris, joystick, trackball, etc.) chez les enfants atteints d'un handicap moteur. Dans un premier temps, nous effectuons une brève revue des outils existants permettant d'évaluer la manipulation des périphériques de type pointeur par des personnes atteintes de troubles moteurs. Ensuite, nous présentons les spécificités du logiciel que nous avons conçu

pour les besoins de notre étude. Puis nous exposons les résultats d'une évaluation qualitative du logiciel. Celle-ci consiste en des études de cas et s'exprime en terme d'appréciation par des enfants et des ergothérapeutes vis-à-vis du logiciel. Enfin une discussion sera engagée avant la conclusion

2. Etude de l'existant

Les ergothérapeutes désireux d'employer l'ordinateur n'ont que peu d'outils à disposition pour évaluer l'utilisation de périphériques d'entrée de type pointeur. Dans la pratique, de nombreux ergothérapeutes emploient des méthodes empiriques pour estimer les aptitudes des enfants handicapés moteurs à manipuler ce type de périphériques. Certains ont créé leur propre outil d'analyse qualitative à base de grille et d'enregistrement vidéo [6].

Diverses études se sont penchées sur cette problématique. Mazer *et al.* [6] ont conçu une série de tests pour mesurer de façon précise, chez les enfants âgés de 4 à 13 ans et atteints d'un handicap moteur, l'aptitude à utiliser une interface d'entrée (clavier ou périphérique de pointage). Les auteurs ont réalisé une étude sur 24 enfants avec un handicap moteur et 20 enfants sans handicap. L'évaluation reposait sur une analyse de la précision et de la vitesse lors de tâches d'écritures ou de pointage. Les enfants sans handicap avaient des performances significativement meilleures que les enfants avec handicap moteur. Etant donnés que ces derniers n'étaient pas atteints de troubles moteurs graves, ces tests semblent permettre une évaluation discriminative relativement précise des compétences des enfants. De plus, les résultats ont validé la stabilité du diagnostic obtenu avec ces tests.

Dans cette même optique, Kadouche *et al.* [5] proposent trois tests permettant d'évaluer le périphérique d'entrée le mieux adapté :

- Le test 1 évalue la vitesse de pointage, le but étant de cliquer successivement sur deux points de l'écran.
- Le test 2 étudie la précision du geste lors d'un déplacement. Il s'agit de suivre une trajectoire curviligne avec le pointeur.
- Le test 3 évalue la capacité à glisser-déposer. Par exemple, dans le cas de la souris, il faut maintenir le bouton gauche appuyé pendant que le pointeur se déplace.

Les mesures effectuées renseignent sur la précision du mouvement, la capacité à cliquer et le temps nécessaire pour accomplir une tâche. Ces tests ont été utilisés pour évaluer quantitativement les performances de 8 sujets handicapés vis-à-vis de l'utilisation de trois types de périphériques d'entrée: la souris, le trackball, le joystick. Parmi ces sujets, 4 étaient atteints de tétraplégie, 3 de dystrophies musculaires et 1 d'une maladie neuromusculaire dégénérative. Le faible nombre de sujets n'a pas permis une analyse statistique, mais les premiers résultats tendaient à indiquer que les sujets ayant une dystrophie musculaire parvenaient à manipuler convenablement le trackball. Une grande hétérogénéité dans les performances a été constatée chez les sujets tétraplégiques. L'étude réalisée par Kadouche *et al.* [5] illustre la diversité des compétences à utiliser les périphériques en fonction de l'origine du trouble et du profil individuel.

Enfin d'une manière analogue, Chen *et al.* [2] proposent des outils aux ergothérapeutes permettant d'estimer les compétences spécifiques des utilisateurs dans la manipulation d'un périphérique d'entrée de type pointeur. Quatre types d'opérations avec le périphérique sont analysés :

- Capacité de ciblage et de stationnement sur l'objet cible.
- Aptitude à cliquer sur un élément en gardant le pointeur stable.
- Capacité à cibler et cliquer sur l'objet cible. Cette opération combine les deux précédentes.
- Capacité à glisser-déposer.

Le logiciel développé par les auteurs permet d'afficher les performances des utilisateurs sur ces tests, en terme de vitesse, précision et stabilité du mouvement. Le programme fournit également une représentation graphique de la trajectoire du pointeur. La stabilité des résultats obtenus avec ces tests lors de passations successives (test-rtest) a été validée avec 31 sujets ordinaires. Un diagnostic effectué à partir des données de ces tests pourrait aider les ergothérapeutes à adapter l'interface homme-machine à chaque patient en agissant d'une part sur l'interface graphique (taille et couleur des icônes) et d'autre part en sélectionnant le périphérique d'entrée le plus adéquat.

3. Développement de la plate-forme

L'objectif spécifique de notre étude est de développer une plate-forme d'évaluation des mouvements du pointeur pour permettre aux ergothérapeutes d'adapter le périphérique d'entrée en fonction des besoins et capacités de l'enfant. Ces travaux incluent des tests de la plate-forme par des enfants âgés de 8 à 11 ans, et présentant des troubles moteurs avec difficulté dans la maîtrise et la précision du mouvement

3.1. Aspect informatique

La plate-forme logicielle que nous avons développée se nomme Efficasouris. L'objectif de cette plate-forme est double :

- Permettre aux ergothérapeutes d'évaluer les capacités de l'enfant à partir de résultats quantitatifs.
- Offrir à l'enfant des jeux éducatifs divertissants et stimulants pour qu'il s'investisse au maximum.

Il s'agit par conséquent de créer une plate-forme s'adressant aux deux publics (ergothérapeutes et enfants). Le logiciel présente donc des jeux attractifs orientés vers l'apprentissage des périphériques de pointage, et également des fonctionnalités destinées aux ergothérapeutes regroupant les fichiers résultats et statistiques ainsi que des possibilités de paramétrisation du jeu. Les spécifications de la plate-forme ont été établies en concertation avec les ergothérapeutes.

La page de démarrage du logiciel est composée d'une partie statistique pour les ergothérapeutes, d'une partie jeu pour les enfants et de quelques boutons de commandes pour accéder à l'aide, pour personnaliser les parties (ce qui permet, entre autre, de suivre l'évolution de l'enfant) ou pour quitter le jeu. L'ensemble de l'architecture logicielle a été réalisée sous Java, et les animations ont été conçues à l'aide du logiciel Macromedia Flash® pour rendre le jeu plus dynamique.

3.2. Partie Jeu pour les enfants

La partie Jeu consiste à recueillir l'information nécessaire permettant de faire une analyse quantitative et qualitative des mouvements de l'enfant par les ergothérapeutes. L'interface a un rôle essentiel pour la motivation et présente donc une grande attractivité au travers des animations, de sons, des images etc....
Une partie du jeu se présente sous la forme d'un conte dans lequel l'enfant s'identifie au personnage principal et doit effectuer différentes tâches en suivant les instructions données par l'interface pour trouver une solution à un défi. Ces différentes épreuves ont pour objectif d'analyser les capacités de mouvement de l'enfant et cerner les difficultés rencontrées. En accord avec des ergothérapeutes préalablement consultés, ces épreuves partent entre autres de l'hypothèse que la maîtrise du mouvement du périphérique de pointage était différente selon les directions du mouvement. Les aptitudes suivantes à manipuler le pointeur sont testées :

- Capacité à maîtiser le mouvement horizontal avec une distinction entre le déplacement du périphérique de pointage vers la gauche et le déplacement du périphérique de pointage vers la droite.
- Capacité à maîtiser le mouvement vertical avec une distinction entre le déplacement du périphérique de pointage vers l'avant (vers le haut de l'écran) et le déplacement du périphérique de pointage vers l'arrière (vers le bas de l'écran).
- Capacité à couvrir la totalité de l'écran et à cliquer sur un objet.
- Capacité à suivre un parcours prédéfini.

Pour tous les jeux, l'ensemble des données enregistrées sera présenté dans la partie statistique (paragraphe 2.3). Les jeux suivants ont pour le moment été proposés:

- Le jeu des villages

Le jeu des villages comporte 8 villages placés à la périphérie de l'écran (fig.1). En utilisant le pointeur, l'enfant doit se diriger vers chaque village en partant à chaque fois du centre de l'écran et avec pour instruction « ne pas sortir du chemin tracé ». Ce jeu permet d'une part de mesurer la précision de l'enfant dans son utilisation du périphérique pour se déplacer selon une trajectoire rectiligne dans 8 directions différentes et d'autre part, de vérifier qu'il peut accéder aux 8 villages.

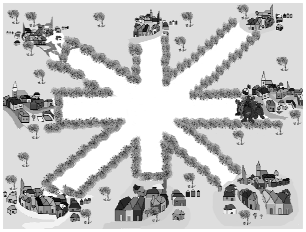


Fig.1 : Plate-forme du jeu des villages

- Les jeux des pommes qui tombent et qui volent

Ces jeux visent à évaluer la vitesse et la précision de l'enfant à effectuer un déplacement dans une seule direction:

- Déplacement droite/gauche (jeu des pommes qui tombent).
- Déplacement avant/arrière avec le périphérique de pointage correspondant à un mouvement haut/bas du pointeur sur l'écran (jeu des pommes qui volent).

Les deux jeux sont indépendants. Ils consistent à attraper une à une les pommes qui tombent (fig 2.a) ou qui volent (fig 2.b) en déplaçant le panier avec le périphérique de pointage. Le panier ne peut se déplacer que dans une seule direction. La vitesse des pommes augmente à chaque fois que cinq pommes sont attrapées successivement et diminue à chaque fois qu'une pomme est manquée. Le jeu s'arrête lorsque cent pommes ont été envoyées.

(a) (b)

Fig.2 : Plate-forme du jeu des pommes qui tombent (a) et des pommes qui volent (b).

- Le jeu du labyrinthe

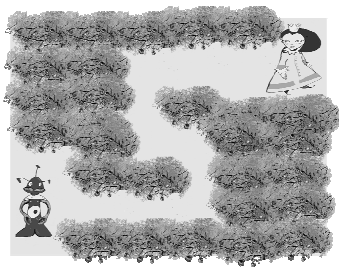


Fig.3 : Plate-forme du jeu du labyrinthe

Le jeu du labyrinthe consiste à aller d'un point à un autre à travers un parcours prédéfini (fig. 3). Il permet de tester conjointement la précision du déplacement du pointeur et sa vitesse de déplacement. Contrairement au jeu des villages, la trajectoire n'est pas forcément rectiligne. Pour ce jeu, il y a

possibilité pour l'ergothérapeute de créer facilement son propre labyrinthe en fonction des besoins rencontrés.

- Le jeu des ballons

Les jeux présentés ci-dessus ne requièrent pas de cliquer grâce au périphérique d'entrée. En revanche, le jeu des ballons a pour double objectif de tester les capacités de l'enfant à couvrir l'écran avec le pointeur et à cliquer sur un élément.
Le jeu des ballons consiste à crever des ballons par un simple clic au fur et à mesure que ceux-ci apparaissent à l'écran. La taille des ballons diminue en fonction de la réussite. Après chaque clic, le pointeur revient au centre de l'écran. Ce jeu permet ainsi d'évaluer le geste de pointage à partir du centre de l'écran vers différentes zones de l'écran. Le but consiste à établir une cartographie de l'écran en fonction des performances à cibler/cliquer de l'enfant.

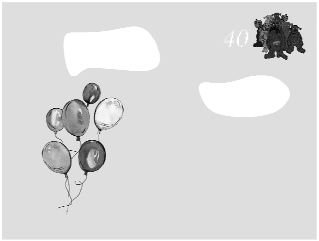


Fig.4 : Plate-forme du jeu des ballons

3.3. Partie statistique pour les ergothérapeutes

Pour chaque enfant, les résultats de tous les jeux sont enregistrés dans des fichiers spécifiques et personnalisés. Les données qualitatives et quantitatives obtenues peuvent ainsi être analysées par les ergothérapeutes, ce qui leur permet de déterminer les difficultés et les capacités de chaque enfant.
La personnalisation de chaque fichier permet également d'observer l'évolution des performances de l'enfant quant à l'utilisation du pointeur. Elle permet ainsi de prendre en compte la phase d'apprentissage des règles du jeu.

- Résultats du jeu des villages

Les données enregistrées dans le jeu des villages permettent de visualiser, sous forme de traces noires, les déplacements du pointeur en dehors du chemin prédéfini. Ces « sorties de route » n'empêchent pas l'enfant d'atteindre un village. Elles permettent à l'ergothérapeute d'avoir une vision qualitative de la précision du mouvement de déplacement de l'enfant. L'ergothérapeute peut aisément en déduire des mesures quantitatives simples comme le nombre de villages atteints ou le nombre de sorties de route. D'autres métriques plus complexes pourraient être implémentées avec un minimum de développement supplémentaire, par exemple la surface entre le parcours effectué par l'enfant et la droite reliant le centre de l'écran à chaque village [5].

- Résultats des jeux des pommes qui tombent et qui volent

Le jeu des pommes qui tombent *(respectivement pommes qui volent)* permet de mesurer la vitesse moyenne de déplacement de l'enfant vers la droite et vers la gauche *(respectivement vers le haut et le bas)*. La séparation des mouvements latéraux et verticaux permet de détecter plus facilement d'éventuelles différences entre ces deux types de mouvements.
Ces jeux fournissent une mesure quantitative de la vitesse moyenne de déplacement. Les positions aléatoires de départ des pommes et le grand nombre de pommes envoyées permettent de neutraliser l'influence de la position initiale du pointeur sur la vitesse moyenne
Comme précisé précédemment, la vitesse des pommes varie au cours du jeu en fonction des performances de l'enfant. Il est possible de visualiser la courbe représentant l'évolution de la vitesse des pommes au cours d'une même partie de jeu. Les variations observées sur cette courbe sont liées aux fluctuations de performances de l'enfant pendant la partie. Cette courbe apporte des informations qualitatives sur les progressions éventuelles et la fatigabilité au cours d'une même partie.

L'ergothérapeute peut analyser ces résultats en fixant lui-même une vitesse moyenne plancher en deçà de laquelle il considère que l'enfant a des difficultés. L'ergothérapeute peut également suivre les progrès de l'enfant au fur et à mesure des parties en comparant les vitesses moyennes pour chaque direction.

- Résultats du jeu du labyrinthe

Les résultats du jeu du labyrinthe sont représentés de manière similaires à celle employée pour le jeu des villages : visualisation de "sorties de route". Comme pour le jeu des villages, ce jeu fournit des informations quantitatives sur les sorties de route et qualitatives sur la précision du déplacement.

- Résultats du jeu des ballons

Les données enregistrées lors du jeu des ballons sont représentées par des points noirs localisés là où l'enfant est parvenu à crever un ballon et des points rouges correspondant aux ballons manqués. Cette représentation graphique fournit une estimation qualitative des zones de l'écran où l'enfant a réussi à cibler et cliquer sur un ballon. L'ergothérapeute peut ainsi mettre en évidence la capacité de la personne à couvrir l'écran. Les données permettent aussi d'obtenir des mesures quantitatives comme le nombre de ballons crevés et le nombre de ballons manqués. Cette dernière donnée peut apporter une indication sur les difficultés de l'enfant en cas de mauvais résultats à ce jeu. En effet, un taux très bas de ballons crevés sur l'ensemble de l'écran peut être interprété comme un problème de clic du pointeur alors que la localisation dans une zone spécifique des ballons manqués peut laisser supposer une difficulté à couvrir cette zone.

Ce jeu teste deux aptitudes, la couverture d'écran avec le pointeur et l'action de cliquer, ce qui rend l'analyse des résultats plus complexes que dans les autres jeux. S'il y a d'importantes différences de résultats par comparaison aux autres jeux, l'ergothérapeute peut supposer que la difficulté provient davantage du clic. Cette hypothèse reste cependant à approfondir, et le jeu pourrait être amélioré afin de séparer ces deux mesures.

4. Appréciations des enfants et des ergothérapeutes

Le logiciel a été testé par les deux catégories de personnes concernées: les enfants et les ergothérapeutes. Le faible nombre de participants ne permet pas de faire une analyse statistique sur ce logiciel. On peut néanmoins dégager les appréciations et les remarques des enfants et des ergothérapeutes à travers leurs réponses à un questionnaire.

4.1. Avis des enfants

Le groupe est constitué de quatre enfants âgés de 8 à 11 ans présentant les pathologies suivantes:

- Le premier enfant est atteint d'une tétraplégie complète.
- Le deuxième enfant a été victime d'un traumatisme crânien et d'une lésion de la moelle épinière.
- Le troisième enfant souffre de troubles épileptiques
- Le quatrième enfant souffre de dyspraxie.

Ce jeu semble avoir été globalement apprécié par les enfants, notamment en ce qui concerne l'animation et le scénario. Il était difficile pour eux de juger leur propre performance sur le maniement du périphérique d'entrée de pointage. Il ressort cependant de leurs réponses que le paramétrage de certains jeux n'était pas adapté. En particulier, la vitesse des pommes a été jugée beaucoup trop élevée par les quatre enfants rendant ce jeu très difficile pour eux.
D'autre part, il semble, en observant le comportement des enfants face au jeu, que les consignes et les règles de chaque jeu n'étaient pas suffisamment compréhensibles pour les enfants puisqu'ils posaient fréquemment des questions aux adultes présents.

4.2. Avis des ergothérapeutes

Cinq ergothérapeutes ont testé ce jeu et répondu au questionnaire. Toutes ces personnes ont confirmé que le logiciel répondait à un besoin réel d'évaluer l'utilisation de périphérique de type pointeur. Efficasouris offre selon eux un large panel d'applications en tant qu'outil d'évaluation mais aussi d'entraînement. Par exemple, il peut d'une part servir à régler les paramètres du périphérique de pointage et d'autre part à exercer la coordination oculo-manuelle.

En accord avec les observations réalisées sur le groupe des enfants, les ergothérapeutes ont notamment insisté sur l'amélioration des consignes de jeu. Certains paramètres pourraient également être ajustés ou ajoutés (vitesse des pommes, signal sonore lorsque l'enfant sort du parcours). En ce qui concerne les données enregistrées, elles répondent aux demandes et aux besoins des ergothérapeutes mais, selon eux, un travail doit être mené pour améliorer et clarifier leur présentation. Les ergothérapeutes ont jugé les jeux dans leur forme actuelle adéquats à un public jeune.

Ces tests montrent l'intérêt d'Efficasouris pour les ergothérapeutes et pour les enfants. Il s'agit d'une première étape de développement et la confirmation de cette analyse doit être effectuée par d'autres tests sur des échantillons de population plus importants. Néanmoins, ces premières estimations ont permis de souligner le rôle de la coordination oculo-manuelle, mentionné par les ergothérapeutes, et dont pourraient découler les difficultés rencontrées par les enfants avec les jeux de pommes.

5. Discussion

Le logiciel Efficasouris que nous avons présenté fournit une information quantitative et qualitative sur la manipulation des périphériques de type pointeur par des enfants atteints de troubles moteur. Ce logiciel peut être utilisé en complément d'un examen des capacités de l'enfant fondé sur l'analyse de vidéos ou de questionnaires. Efficasouris est indépendant du périphérique d'entrée utilisé pour contrôler le pointeur. Il permet ainsi de comparer divers périphériques et de déterminer le plus adéquat en fonction des besoins et capacités de chaque individu. Cette plate-forme logicielle n'a pas été conçue pour effectuer une évaluation discriminative des troubles moteurs. Elle n'est pas censée permettre de distinguer les enfants avec un handicap moteur des enfants sans handicap, comme c'est le cas des tests de Mazer *et al.* [6]. Le but n'est pas de renseigner sur les causes des difficultés à manipuler un périphérique, ni d'établir un diagnostic du trouble, mais d'esquisser un profil des compétences de l'enfant dans la manipulation de divers périphériques.

Au niveau sensori-moteur, l'interaction humain-machine nécessite une coordination des mouvements [4]. Par exemple, les yeux et la main vont assurer des mouvements coordonnés pour diriger le pointeur sur l'écran. Ces deux organes interviennent ensemble pour percevoir et contrôler les informations sur l'écran. Selon Card *et al.* [1], les appareils moteurs importants pour utiliser l'ordinateur sont les systèmes bras-main-doigt et œil-tête. En effet, l'interaction avec l'ordinateur inclut des opérations perceptives telles que l'exploration visuelle de l'écran, et des opérations motrices comme cliquer sur un bouton ou pointer une cible sur l'écran. Par conséquent, la coordination oculo-manuelle entre en ligne de compte lorsqu'il s'agit d'évaluer l'utilisation des périphériques d'entrée.

Dans les études précédemment citées [5][2], l'accent est essentiellement mis sur les aspects moteurs de la manipulation de l'ordinateur. Les tests proposés par Kadouche *et al.* [5] n'incluent pas de phase d'exploration visuelle préalable au déplacement du pointeur. Par exemple, le test 1 mesure le temps pris entre le clic sur une première cible et le clic sur une deuxième cible sans prendre en compte le temps mis pour repérer les cibles sur l'écran. Les métriques proposées par Chen *et al.* [2 ont pour objectif d'estimer l'habileté motrice dans des tâches où il faut cibler, cliquer ou glisser-déposer, mais elle n'informe pas sur les difficultés à coordonner le mouvement avec ce qui est observé à l'écran. Dans Efficasouris, le jeu des villages et le jeu de labyrinthe renseignent eux-aussi principalement sur la capacité motrice nécessaire pour déplacer le pointeur. En revanche, dans le jeu des ballons et les jeux des pommes, la coordination oculo-manuelle est fortement impliquée puisque ces jeux impliquent d'explorer l'écran pour trouver l'objet cible avant d'initier un déplacement du pointeur. En particulier, dans les jeux de pommes, l'enfant doit scruter l'un des côtés de l'écran pour repérer les pommes qu'il doit attraper, le côté gauche pour les pommes qui volent et le haut de l'écran pour les pommes qui tombent). Le fait que toutes les pommes partent du même côté de l'écran facilite l'exploration visuelle. En outre, le mouvement des pommes est connu d'avance (il est soit horizontal, soit vertical). L'enfant utilise cette connaissance pour anticiper la position finale de la pomme et positionner le panier en conséquence. Ainsi, le processus de résolution de l'exercice peut se décomposer selon trois phases : 1. exploration du côté de l'écran d'où proviennent les pommes, 2. anticipation de la position finale de la pomme et du temps nécessaire pour y parvenir avec le panier, 3. manipulation du périphérique pour déplacer le panier. Le test des pommes ne mesure donc pas uniquement une opération de manipulation d'un périphérique, mais l'ensemble d'un processus d'interaction impliquant également l'exploration visuelle de l'interface graphique. La vitesse moyenne déduite de ces jeux inclut les temps mis par les trois phases de résolution que nous venons de mentionner (exploration, anticipation, déplacement). Ainsi, la coordination oculo-manuelle est prise en compte dans le diagnostic d'évaluation issu des données enregistrées au cours de ces jeux.

6. Conclusion et perspectives

La plate-forme Efficasouris a pour fonction de permettre aux ergothérapeutes de dresser un bilan des compétences d'un enfant ayant des troubles moteurs dans la manipulation de périphérique de pointage grâce à une série de jeux adaptés. Les deux publics visés donnent globalement des appréciations positives pour l'intérêt du jeu, les résultats donnés, le contenu du jeu et l'interface proposée. Des tests sur un échantillon de personnes plus important permettraient d'obtenir des données chiffrées et d'effectuer une analyse statistique approfondie.
A moyen terme, différentes améliorations sont envisagées aussi bien au niveau des jeux afin d'intégrer notamment le test du glisser/déposer que des résultats obtenus (mesure de la distance entre le panier et la cible dans les cas où la pomme est ratée). En se basant notamment sur les travaux de recherche de Vella *et al.*[7] qui prennent en compte la nécessité d'adapter la forme du clavier en adéquation avec les zones de l'écran les plus aisément accessibles par la personne handicapée, les données issues de l'évaluation avec Efficasouris pourraient être employées afin de définir un clavier virtuel adapté aux capacités de manipulation du périphérique de pointage.

Bibliographie

[1] Card S.K., Moran T.P., Newell A. "The Psychology of Human-Computer Interaction", New Jersey : Lawrence Erlbaum Associates, 1983.

[2] Chen M-C, Meng L-F, Hsieh C.F., Wu T.F., Chu C.N.,Li T.L. "Computerized Assessment Tool for Mouse Operating Proficiency" ICCHP 2004, 9th International Conference on Computers Helping People with Special Needs, Paris, France, July, 2004.

[3] Crinon, J. "Apprendre à écrire". In D. Legros et J. Crinon (Eds) Psychologie des apprentissages et multimédia, Paris : Armand Colin/VUEF, pp 107-127, 2002.

[4] Eimerl, K. "Informatique éducative – Cheminements dans l'apprentissage", Paris : Armand Colin éditeur, 1993.

[5] Kadouche R., Abdulrazak B., Mokhtari M. "Designing an evaluation method for computer accessibility for people with severe disabilities" ICCHP 2004, 9th International Conference on Computers Helping People with Special Needs, Paris, France, July, 2004.

[6] Mazer B., Dumont C., Vincent C. "Validation of the assessment of computer task performance for children" Technology and disability, 15, pp 35-43, 2003.

[7] Vella F., Vigouroux N., Truillet P. "SOKEYTO : a design and simulation environment of software keyboards" AAATE 2005, 8th International Conference of the Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe, Lille, France, pp 723-727, Sept. 2005.

Projet EVACOG: environnements virtuels appliqués aux sciences cognitives

Paul Richard[1], Philippe Allain[2] , Emmanuelle Richard[1], Didier Le Gall[2]
[1] Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés – LISA
62, Av. Notre-Dame du Lac 49000 ANGERS, FRANCE
[2] Unité de Neuropsychologie - CHU d'Angers, Université d'Angers
4, rue Larrey 49000 ANGERS, FRANCE
Paul.Richard@istia.univ-angers.fr, PhAllain@chu-angers.fr

Abstract – **Cette communication présente le projet EVACOG - Environnements Virtuels appliqués aux Sciences Cognitives. Ce projet est mené dans le cadre d'une collaboration entre le Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés (LISA) et l'Unité de Neuropsychologie du CHU d'Angers. Différentes applications immersives ont été développées et intégrées à la plate-forme PREVISE (Plate-Forme de Réalité Virtuelle pour la Simulation et l'Expérimentation) basée à l'Institut des Sciences et Techniques de l'Ingénieur d'Angers (ISTIA). Cette plate-forme, constituée d'un système d'affichage stéréoscopique, offre à l'utilisateur la possibilité de se déplacer et d'interagir avec des environnements virtuels de grande dimension, de manière intuitive. La présence d'interfaces auditive, haptique et olfactive permet d'augmenter le réalisme des simulations et contribue à l'immersion sensorielle et mentale des patients porteurs de dysfonctionnements neuropsychologiques (cognitifs et/ou comportementaux) émanant de souffrances du système nerveux central.**

I. INTRODUCTION

Présenter des lésions du cerveau et un déficit neuropsychologique (cognitif et/ou comportemental) est un problème majeur pour le malade, ses proches et la société tout entière. Il y a dans ce domaine, et en France en particulier, un besoin évident de mise en œuvre de stratégies performantes d'évaluation et de rééducation. Les progrès dépendent d'une approche pluridisciplinaire coordonnée dans laquelle les nouvelles technologies peuvent jouer un rôle clé. Ce projet a pour ambition de réfléchir à l'amélioration des stratégies de diagnostic cognitif et de la compréhension des déficits, chez des malades porteurs de troubles de la résolution de problèmes (troubles des fonctions exécutives) et de la mémoire grâce à l'utilisation d'une de ces technologies nouvelles : la Réalité Virtuelle (RV).

La RV regroupe un ensemble de techniques et d'outils ayant pour objectif ultime d'immerger un sujet humain dans un Environnement Virtuel (EV) avec lequel il pourra interagir et communiquer via des techniques basées sur ses facultés naturelles d'action, de perception et d'expression [1]. Cette immersion de l'utilisateur (sensation de présence dans l'EV) implique l'utilisation de techniques d'interaction et d'interfaces spécifiques permettant de mesurer les mouvements de l'utilisateur et de stimuler ses organes sensoriels à travers la vision, l'audition, l'olfaction, le toucher, etc. [2]. L'utilisation des techniques de RV pour l'évaluation et la réhabilitation des fonctions cognitives offre de nombreux avantages qui reposent sur le caractère immersif, dynamique, interactif et hautement expressif des Environnements Virtuels (EVs), dont le contenu peut être plus rigoureusement contrôlé par le thérapeute [3-5].

Cependant, les potentialités offertes par cette technologie pour l'étude, l'examen et la rééducation des fonctions cognitives et/ou des troubles du comportement n'ont été reconnues que plus récemment. Ces dernières années, un nombre croissant de travaux a vu le jour, consacré à différents processus cognitifs (attention, mémoire, fonctions exécutives, traitement spatial) ou à des scénarii fonctionnels relatifs aux activités de vie quotidienne (faire la cuisine, etc.) chez les malades cérébrolésés.

Les EVs paraissent susceptibles d'accroître les capacités de diagnostic des dysfonctionnements neuropsychologiques émanant de lésions du système nerveux central (par exemple, traumatisme crânien, accident vasculaire cérébral, maladie neuro-dégénérative, troubles du développement ou de l'apprentissage). En effet, un des problèmes importants de l'évaluation neuropsychologie actuelle est la reproductibilité des résultats obtenus avec les épreuves classiques de laboratoire, épreuves dites «Papier-crayon». C'est par exemple une donnée constante pour les tâches attentionnelles. Cette absence de stabilité des résultats peut être imputée à la diversité des examinateurs, des conditions d'examen (bruits, lumières, etc.) ou à la qualité des stimuli présentés au patient. En RV, toutes les données expérimentales sont totalement contrôlées, ce qui limite considérablement les sources d'erreur et la présentation de l'épreuve est rigoureusement standardisée.

Les qualités métriques des épreuves peuvent également être améliorées, via la RV, dans la mesure où il devient possible d'analyser des paramètres difficiles à appréhender dans des tâches «Papier-crayon»: certains temps de latence ou de réponse intermédiaires, les hésitations, les types de stratégies engagées, le champ visuel privilégié, les types de stimuli privilégiés. Ces paramètres peuvent être plus facilement enregistrés et même «rejoués» par l'évaluateur en RV, ce qui laisse à penser qu'il est possible de discriminer des désordres plus subtils en utilisant les techniques de RV.

Par ailleurs, la validité écologique des tests «Papier-crayon» est souvent discutée. S'ils sont considérés comme relativement

opérants pour identifier des déficiences cognitives et/ou comportementales, ils sont très souvent inefficaces pour apprécier les conséquences fonctionnelles de ces déficiences dans le quotidien des patients, autrement dit les handicaps des patients. Il en est de même pour les quelques tests informatiques d'évaluation des troubles neuropsychologiques disponibles sur le marché. La RV permet de contourner très aisément cette difficulté [6]. Elle autorise en effet la construction des scénarii très concrets, permettant de confronter «virtuellement» les patients cérébrolésés à des situations très proches de celles de la vie courante comme traverser la rue, conduire une voiture, préparer un repas, utiliser les transports publics, faire des courses au supermarché. Ces scénarii, du fait de leur grande ressemblance aux situations de vie réelle, ont une bien meilleure validité écologique que les tests classiques «Papier-crayon».

Un autre avantage de la RV réside dans la possibilité de modifier le niveau de difficulté des tâches sensori-motrices ou cognitives simulées, en fonction de la sévérité et de l'évolution (positive ou négative) des difficultés des patients cérébrolésés. Le thérapeute peut aussi confronter les patients a des situations/environnements adaptés (simplifiés ou augmentés) à leurs handicaps sensoriels (hémianopsie), moteurs (hémiplégie) ou cognitifs (syndrome de négligence).

Enfin, différents critères sont réunis pour penser une meilleure efficacité de la réhabilitation des troubles cognitifs et comportementaux en utilisant la RV: programmation des tâches vers des performances strictement contrôlées, identification de renforcements naturels, mesures de transfert appropriées, quantité suffisante de répétition des tâches, stimuli communs aux environnements réels et virtuels. La RV paraît donc susceptible de faire considérablement évoluer les pratiques de prise en charge des patients dans le domaine de la neuropsychologie [7].

Cependant, l'interaction avec les EVs est encore loin de procurer des solutions optimales (même pour des utilisateurs sains). Des activités aussi simples que la navigation, la locomotion ou la manipulation d'objets virtuels posent toujours un certain nombre de problèmes qui suscitent de nombreuses recherches [8]. En effet, il est difficile de saisir, déplacer et positionner un objet virtuel avec précision dans un espace de taille humaine.

En ce qui concerne l'immersion sensorielle, les résultats obtenus paraissent parfois contradictoires. Plusieurs travaux tendent à montrer que son influence sur la performance cognitive et sensori-motrice est significative [9,10]. Cependant, les quelques EVs utilisés en neuropsychologie ne prennent pas en compte l'ensemble des informations sensorielles perçues et utilisées par l'homme dans les situations de la vie courante (comme faire du café, sortir les poubelles, faire le ménage). Par exemple, la composante olfactive, qui semble pourtant jouer un rôle psychologique très important, en particulier dans le registre mnésique, est rarement utilisée. Les EVs que nous présentons dans cette communication reposent sur l'utilisation de techniques d'interaction intuitives et de paradigmes d'immersion impliquant la vision, l'audition, le toucher et l'olfaction. Ils utilisent la plate-forme PREVISE (Plate-forme de Réalité Virtuelle pour la Simulation et l'Expérimentation) basée à l'Institut des Sciences et Techniques de l'Ingénieur d'Angers.

La suite de cette communication est organisée de la manière suivante : dans la section II, nous présenterons un état de l'art succinct de l'utilisation des techniques de RV en neuropsychologie. Dans la section III, la plate-forme PREVISE est décrite. La section IV est consacrée à la description des EVs développés dans le cadre du projet EVACOG.

II . ETAT DE L'ART

Les techniques de RV sont utilisées en neuropsychologie cognitive depuis maintenant plus d'une dizaine d'années. Les premiers travaux ont été effectués aux Etats-Unis et au Royaume-Uni. Un état de l'art relativement exhaustif a été réalisé par Rizzo, Schultheis, Kerns et Mateer [11], soulignant très largement l'intérêt de la RV pour l'évaluation et la prise en charge rééducative des malades cérébrolésés.

Concernant l'évaluation, par exemple, Pugnetti, Mendozzi, Attre, Barbiery, Brooks, Cazzullo, Motta et Rose [12] ont élaboré une épreuve de RV reprenant la problématique de l'évaluation des processus exécutifs de génération de concept et de flexibilité mentale à l'aide du test de catégorisation de cartes de Wisconsin. L'épreuve du Wisconsin virtuel simulait l'environnement d'un immeuble dans lequel les sujets devaient s'aider d'indices environnementaux pour choisir les bonnes portes à ouvrir afin d'évoluer de pièces en pièces au travers de la structure. Le choix des portes à ouvrir variait en fonctions des critères forme de la porte, couleur de la porte et nombre de hublots sur la porte. Comme dans la version «Papier-crayon» du Wisconsin, le critère de choix permettant de franchir les portes était modifié après un nombre prédéterminé de succès, contraignent l'utilisateur de l'environnement virtuel à en adopter un autre pour poursuivre son chemin en allant chercher les indices pertinents dans l'environnement. Chez les sujets cérébrolésés, le Wisconsin virtuel était plus souvent déficitaire que la version «Papier-crayon» du même test. De même chez un malade porteur d'un syndrome frontal, avec des désordres dans les activités de la vie quotidienne, le Wisconsin virtuel était la seule épreuve exécutive régulièrement déficitaire.

Concernant la revalidation, Brooks, McNeil, Rose, Greenwood, Attree et Leadbetter [13], par exemple, ont rapporté les performances d'une patiente amnésique dans une tâche d'apprentissage de trajets. Préalablement à l'expérience en RV, les observateurs ont essayé de faire réaliser à la malade 10 trajets simples qui mettaient tous en jeu des lieux où elle se rendait régulièrement. Elle échouait. La première partie de l'entraînement en RV a consisté à lui faire apprendre 2 de ces 10 trajets par le biais d'un exercice quotidien de 15 minutes. Au bout de 3 semaines, la patiente était capable de réaliser ces 2 trajets dans le monde réel, ce qu'elle ne pouvait pas faire pour les trajets non ré-entraînés en RV. Cette acquisition s'est maintenue malgré l'absence d'entraînement complémentaire. Récemment, des applications plus particulièrement dédiées à

l'étude et au traitement des troubles du comportement ou des phobies sociales ont aussi été développées avec succès en France, en Italie ainsi qu'en Espagne [14].

III . PREVISE

A. Description

La plate-forme PREVISE est constituée d'un système de visualisation permettant la restitution, en rétro-projection stéréoscopique passive, d'images virtuelles de grande dimension (2 x 2,5 m). L'approche que nous développons repose sur l'utilisation de techniques d'interaction et de technologies d'immersion intuitives et non intrusives pour les sujets normaux ou les patients cérébrolésés. L'utilisateur interagit avec l'EV grâce à l'utilisation d'interfaces motrices (interface de locomotion, capteurs de mouvement, etc.), sensorielles (visuelle, auditive et olfactive) et sensori-motrices (haptique). Ces interfaces permettent d'augmenter le réalisme des simulations et contribuent à l'immersion des sujets dans les environnements simulés [15].

B. Techniques d'Interaction

La principale technique d'interaction utilisée pour se déplacer dans les environnements simulés repose sur l'utilisation d'une plate-forme de locomotion développée dans le cadre d'une collaboration avec l'Université de Fribourg. Cette plate-forme appelée walking-PAD permet à l'utilisateur de se déplacer dans l'EV en utilisant le schème de la marche à pied [16]. Elle est composée de 60 interrupteurs pouvant prendre 2 états (haut/bas). L'interprétation de l'évolution temporelle de ces états conduit au calcul d'un vecteur vitesse de déplacement. Ce vecteur, calculé à partir des données issues du walking-PAD, peut être modifié (par l'intermédiaire d'un gain variable) de manière automatique ou semi-automatique, en fonction des besoins de l'utilisateur ou de la complexité du monde dans lequel il se déplace (i.e. sa vitesse de déplacement peut augmenter dans les zones non encombrées et diminuer à l'approche d'un obstacle).

Différentes techniques d'interaction sont utilisées pour la manipulation des objets virtuels. La première repose sur le suivi par caméra et utilise les librairies ARtag [17]. Les mouvements de l'utilisateur sont alors détectés par une webcam grâce à un marqueur positionné sur un gant. La deuxième technique d'interaction utilise un capteur magnétique [18]. La vitesse de déplacement est, dans ces deux cas, proportionnelle à l'angle du bras avec la verticale. La direction du déplacement est donnée par l'écart angulaire horizontal (azimut).

Pour la restitution des informations relatives aux caractéristiques physiques des objets virtuels. Nous avons développé, en collaboration avec l'Institut de Technologie de Tokyo, une interface haptique de grande dimension : le SPIDAR (SPace Interface Device for Artificial Reality) [19].

Cette interface permet de mesurer en temps réel, la position des mains de l'utilisateur et d'appliquer des forces sur celles-ci dans n'importe quelle direction, dans un espace de travail beaucoup plus important que celui de la plupart des interfaces haptiques du commerce. Elle permet de restituer des informations relatives au poids et à l'inertie des objets ou de contraindre les mouvements de l'utilisateur (guide haptique) pour l'aider dans la réalisation d'une tâche sensori-motrice.

C. Technologies d'immersion

En ce qui concerne les technologies d'immersion, outre le système d'affichage stéréoscopique, PREVISE dispose de diffuseurs olfactifs issus du commerce ou développés au laboratoire [20]. L'immersion sonore est réalisée à l'aide d'un système audio 5.1. La prise en compte des mouvements de la tête des sujets conduit à une meilleure immersion visuelle et une perception de la profondeur accrue par la parallaxe de mouvement, ce qui est renforcé par la disparité binoculaire (visualisation stéréoscopique).

IV . ENVIRONNEMENTS VIRTUELS

Différents EVs ont été développés afin de mener des expérimentations dont l'objectif est, dans un premier temps, d'évaluer les capacités cognitives et/ou comportementales de sujets atteints de lésions cérébrales dans des scénarii, pour l'essentiel très réalistes, impliquant la planification de l'action et/ou la résolution de problèmes, la mémorisation d'informations, la réalisation de tâches routinières. Leurs capacités de conduite et de déambulation en milieu urbain seront également évaluées. Une première série d'expérience permettra de tester les EVs auprès de sujets sains, afin de valider paradigmes expérimentaux d'immersion retenus. Cette première série d'expériences nous permettra également d'apprécier l'intérêt des différentes techniques d'interaction dans les EVs.

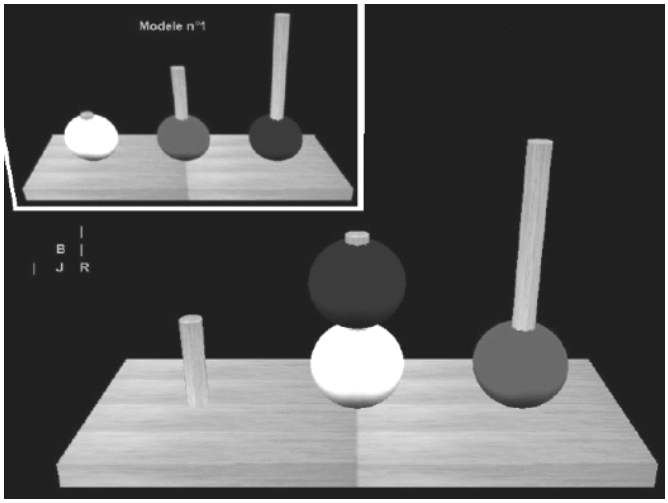


Fig. 1 : Illustration de la l'application «Tours de Londres». L'utilisateur déplace les boules à l'aide de différentes techniques d'interaction.

A. Tours de Londres

La tâche classique des «Tours de Londres» consiste à positionner trois boules de couleur (rouge, bleue et jaune) sur des tiges de hauteurs différentes, dans une configuration finale à partir d'une configuration initiale. Les problèmes proposés

sont de complexité variable, pouvant être résolus en 3, 4, 5 ou 6 déplacements. Ils sont choisis et mis en place par l'évaluateur.

Cette épreuve a été développée en neuropsychologie pour évaluer la résolution de problème qui est une activité cognitive complexe omniprésente dans la vie quotidienne de l'homme, qu'il soit confronté à des tâches apparemment simples (comme aller au restaurant, faire la cuisine, faire des courses, etc.) ou complexes (comme administrer ses biens personnels).

L'approche neuropsychologique actuelle de la résolution de problème distingue au moins 4 étapes déterminantes : la représentation de la situation de départ, la représentation de la solution et son contrôle, la sélection et l'organisation des étapes conduisant à la solution et les actions permettant d'approcher la solution. Une des questions posées aux neuropsychologues concernant la résolution de problème, en particulier au travers de l'épreuve des «Tours de Londres», est de savoir si les individus anticipent et contrôlent toutes les étapes conduisant à la solution avant de s'engager dans l'épreuve où s'ils procèdent par touches successives, en programmant, réalisant et contrôlant une première série d'étapes assez courte et en renouvelant l'opération plusieurs fois (programmation, réalisation et contrôle des quelques opération qui suivent, etc.). L'application virtuelle des «Tours de Londres» a précisément été développée pour tenter d'apporter des réponses à ce type de question en enregistrant automatiquement les données supplémentaires utiles à une analyse beaucoup plus fine des comportements de résolution de problème. Il s'agit des latences intermédiaires, de leurs durées, des hésitations de déplacements, autant de variables pertinentes qui ne peuvent pas être prises en compte par l'évaluateur lors de la passation de la version «Papier-crayon» du test, celui-ci étant déjà très occupé à répertorier et comptabiliser les déplacements effectués par les sujets, parfois très rapidement.

Le même type de problème se pose pour les performances des patients cérébrolésés. En effet, si l'intérêt du paradigme expérimental des «Tours de Londres» pour appréhender leurs troubles de planification et/ou de résolution de problème n'est plus à démontrer en neuropsychologie clinique, la version réelle du test ne permet pas une analyse très fine des difficultés des malades (problèmes d'impulsivité, difficulté à suivre une stratégie, etc.). La version virtuelle de l'épreuve via le module d'enregistrement automatique des données comportementales décrit ci-dessous, devrait aussi contribuer à une meilleure compréhension de la nature des difficultés des malades.

L'application est illustrée à la figure 1. L'utilisateur sélectionne et déplace les boules à l'aide des différentes techniques d'interaction basées sur l'utilisation conjointe d'un capteur électromagnétique et d'un gant instrumenté ou d'un système de suivi par caméra. La souris peut aussi être utilisée pour des sujets ayant des capacités motrices restreintes. Dans ce contexte, un gain permettant d'amplifier les mouvements de la souris peut être introduit.

Quelle que soit la technique d'interaction utilisée, les mouvements des boules et du curseur sont contraints dans le plan vertical contenant les tiges. D'autre part, la sélection d'une boule s'accompagne d'un indice sonore et d'un changement de couleur du curseur 3D. Enfin, pour l'analyse rapide de la performance, un module d'enregistrement et de traitement automatique des données a été développé sous Visual Basic 6.0. La conception et le développement de cette application reposent sur l'utilisation de la librairie OpenGL [21]. Les développements ont été réalisés en langages C/C++ sous visual studio 6.0.

Nous confronterons, dans un premier temps, les performances de sujets contrôles appariés effectuant les versions réelles et virtuelles des «Tours de Londres» pour vérifier que l'immersion ne modifie pas les contraintes qui pèsent sur le système cognitif. Si tel est le cas, les profils de performances des sujets devraient être similaires dans les 2 versions. Les problèmes proposés en réel et en virtuel seront bien évidemment strictement les mêmes. Nous essayerons ensuite de démontrer la supériorité de la version virtuelle des «Tours de Londres» comparée à la version réelle, en terme de repérage des stratégies engagées. Nous utiliserons ensuite l'outil pour évaluer et comprendre la nature des difficultés de résolution de problème des malades cérébrolésés.

Fig. 2 : Illustration de l'application «Cuisine virtuelle». Des objets placés dans les placards et le réfrigérateur doivent être retrouvés par le sujet.

B. Cuisine virtuelle

Cette application a été développée pour évaluer, dans une première série de travaux, la capacité de sujets contrôlés et de patients cérébrolésés à mémoriser l'emplacement d'ustensiles et d'aliments dans les placards et le réfrigérateur. Le choix des ustensiles et des aliments, ainsi que leurs dispositions dans la cuisine seront prédéterminées par l'évaluateur.

La tâche du sujet consistera à ouvrir les portes des placards et du réfrigérateur pour mémoriser l'emplacement des ustensiles et des aliments pour ensuite retrouver ceux utiles à la réalisation d'un plat (une salade) ou une activité de la vie courante (faire du café). Des informations sensorielles (sonore ou olfactive) seront utilisées pour faciliter l'interaction et mesurer leurs effets sur les capacités de mémorisation des sujets. A la fin de l'exercice, les ingrédients et ustensiles

nécessaires à la préparation du plat ou de l'activité devront être déposés par le sujet sur la table de travail. Nous prévoyons également une version en navigation passive de la tâche afin d'étudier l'impact respectif de la navigation active et passive sur les capacités de mémorisation.

La figure 2 illustre l'application : le sujet est assis devant l'écran de la plate-forme PREVISE et interagit avec les ustensiles et aliments virtuels placés dans les placards ou le réfrigérateur (dans la version passive de la tâche, il observe le déroulement du scénario). Les techniques d'interaction retenues pour effectuer cette tâche reposent sur l'utilisation de la souris ou du suivi par caméra. Cette dernière solution a le mérite d'être plus écologique mais nécessite d'orienter le bras en direction des portes, ce qui n'est pas toujours simple pour des personnes ayant des capacités motrices restreintes ou des difficultés à effectuer un geste précis.

Fig. 3 : Illustration de l'application «Supermarché virtuel». L'utilisateur se déplace à l'aide d'une commande gestuelle.

C . Supermarché virtuel

Cette application, illustrée à la figure 3, a été développée dans une perspective double, à savoir (i) évaluer les capacités exécutives des sujets sains et des malades cérébrolésés dans un environnement concret et (ii) évaluer leurs capacités de mémorisation épisodique en s'appuyant sur une situation écologique. Différentes techniques de navigation peuvent être mises en œuvre. Elles impliquent le walking-PAD, une commande gestuelle, ou un chariot (réel). Cette dernière solution, qui semble plus intuitive, est illustrée sur la figure 4.

La vitesse v(t) de déplacement du chariot dans le magasin dépend (de manière non linéaire) du décalage dx entre sa position initiale x(0)=0 et sa position à l'instant t, x(t) pour $|dx| > |x_0|$. Pour $|dx| \leq |x_0|$, v(t) est nulle. Ainsi, lorsque l'utilisateur pousse/tire le chariot, il se déplace vers l'avant/arrière. Idem pour la rotation : l'orientation du chariot vers la droite/gauche engendre une rotation (virtuelle) vers la droite/gauche.

Nous pensons qu'en utilisant l'environnement virtuel du supermarché il est possible d'examiner de façon très détaillée, et très écologique les différents niveaux du fonctionnement exécutif (planification, le contrôle des opérations, la mémoire de travail, l'inhibition, la flexibilité mentale, etc.).

L'analyse de la planification pourra se faire au travers de l'analyse du déroulement du script «Faire ses courses». La tâche consistera, pour le sujet, à réaliser un certain nombre d'achats à partir d'une liste qui lui sera fournie au préalable, la tâche commençant et se terminant à l'extérieur du magasin.

A un niveau plus complexe, la planification sera évaluée à partir d'un paradigme expérimental prévoyant une série d'actions organisées en fonction de consignes précises. Concrètement, le patient devra s'organiser pour acheter un certain nombre de produits en respectant des contraintes qui lui spécifieront qu'il ne peut pas, par exemple, passer plusieurs fois à tel ou tel endroit dans le magasin, qu'il doit nécessairement trouver tel produit avant tel autre, etc.

Le contrôle des actions effectuées lors du script «Faire ses courses» se fera par une tâche virtuelle permettant la vérification de la liste des achats. Pour la situation plus complexe, le contrôle de la stratégie de planification retenue par le sujet se fera à partir d'un paradigme figeant l'ordre des actions envisagées. Le sujet sera ainsi directement confronté aux conséquences de ses choix.

Pour ce qui concerne la mémoire de travail, une situation expérimentale contraindra, au cours du déplacement dans le supermarché, le sujet à stocker temporairement une certaine quantité d'information tout en réalisant les traitements nécessaires à la tâche. Il sera par exemple demandé au sujet de faire des achats dans un certain but (par exemple faire un gâteau au chocolat), de telle sorte que le sujet doive maintenir en mémoire les différents ingrédients dont il a besoin, tout en mettant à jour le projet à réaliser au fur et à mesure qu'il remplit le chariot.

Concurremment à cette activité, nous ferons varier certaines caractéristiques du contexte environnemental afin de faciliter ou de gêner la réalisation de la tâche dans le but plus général de charger plus ou moins les systèmes esclaves de la mémoire de travail. Par exemple, des messages promotionnels, concernant les produits cibles ou d'autres, interviendront dans le champ visuel du sujet ou sous forme d'annonces verbales.

L'inhibition sera évaluée en examinant la capacité du sujet à écarter, durant une activité de courses, des objets distracteurs non pertinents (objets ayant une disposition particulièrement attractive ou un aspect visuel remarquable).

Les capacités de flexibilité mentale seront évaluées en modifiant les aménagements intérieurs du magasin virtuel au moment d'une tâche de courses (à savoir la disposition des rayons à l'intérieur du supermarché) après avoir utilisé la même disposition pour plusieurs tâches de courses.

La mémoire épisodique permet d'acquérir des informations sur les événements personnellement vécus associés à leur contexte temporo-spatial d'acquisition. Cette composante de la mémoire a donné lieu à de nombreux travaux avec des tests classiques « Papier-crayon», mais son fonctionnement reste encore assez mal compris.

Nous envisageons, pour mieux le comprendre en contexte

naturel, de construire des scénarii consistant en des déplacements dans le magasin où le sujet sera soumis à des situations d'encodage incident et intentionnel sollicitant la mémoire épisodique. Les situations de récupération de l'information seront explicites (tâche de rappel libre ou indicé) ou implicite (tâche d'amorçage perceptif ou sémantique) sur des items présentés préalablement. Plus précisément, notre idée est de faire advenir, dans l'environnement virtuel du supermarché, c'est à dire dans l'épisode que vit le sujet, un événement notable dont le souvenir sera testé ultérieurement. Cet événement pourra être un incident survenant pendant que le sujet déambule dans le supermarché avec son chariot à la recherche d'articles, comme par exemple la rencontre d'un personnage qui demande des informations sur la localisation de certains produits dans le magasin.

On étudiera également l'effet des informations sensorielles olfactives sur les capacités de mémorisation des sujets (en diffusant par exemple des odeurs relatives aux articles contenus dans le chariot du personnage. Nous pensons également confronter, après l'événement initial, le sujet à une nouvelle information, via un test de reconnaissance destiné à tester la mémoire des détails de l'événement. Ce test contiendra par exemple des questions visant à modifier la mémoire des détails spécifiques de cet évènement.

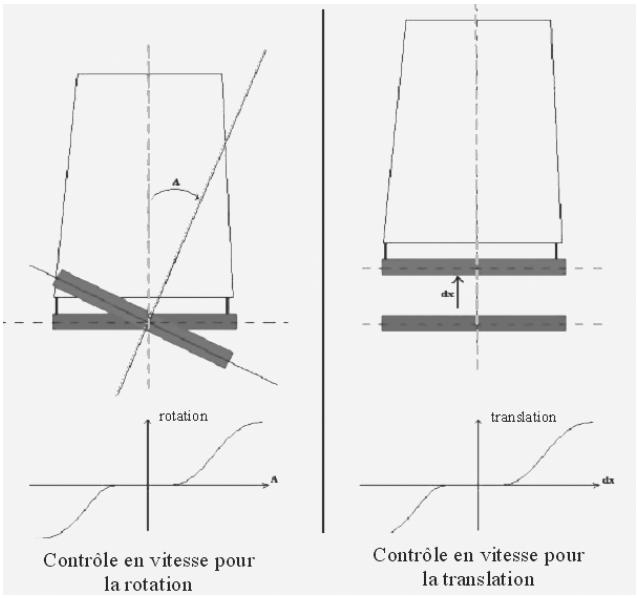


Fig. 4 : Illustration de la technique de navigation utilisant un chariot

D. Conduite virtuelle

L'application «Conduite virtuelle», illustrée à la figure 5, a été développée afin d'évaluer le comportement et la performance des sujets en situation de conduite automobile en milieu urbain.

L'utilisateur est assis devant l'écran de la plate-forme PREVISE et se déplace dans un environnement urbain en agissant sur des pédales ou des manettes disposées prêt du volant. Un guide haptique est utilisé pour faciliter la conduite en ligne droite : un couple de rappel est appliqué sur le volant quand le conducteur dévie d'une trajectoire rectiligne. Afin de renforcer la sensation de présence, une ambiance sonore urbaine est utilisée, ainsi que des sons relatifs à la pluie et au tonnerre. L'environnement de développement utilisé pour les trois dernières applications est Virtools Dev 2.5 [22]. Un module supplémentaire permettant de simuler un retour d'effort sur le volant a été développé pour l'application «Conduite virtuelle».

Il sera demandé au sujet de se déplacer dans la ville dans différentes conditions. Certaines conditions seront assez simples, permettant une conduite peu engageante en terme de ressources attentionnelles, autrement dit une conduite relativement automatisée. Ici, le sujet évoluera dans un environnement appauvri, sans trafic, sans évènements ou incidents perturbateurs.

D'autres conditions, reprenant les mêmes trajets, seront plus complexe, impliquant une conduite nettement plus attentive et/ou contrôlée. Ici le sujet évoluera dans un environnement enrichi en terme de trafic (présence d'autres véhicules) d'événements (présence de piétons, bus à l'arrêt, etc.) ou d'incidents (zone de travaux, ballon sur la chaussé, etc.). Concurremment à ces tâches, nous ferons varier certaines caractéristiques du contexte environnemental (bruit de la pluie de l'orage, radio, etc.,) afin de charger plus ou moins le système de gestion des ressources attentionnelles.

Fig. 5 : Illustration de la l'application «Conduite virtuelle». L'utilisateur se déplace dans l'environnement urbain à l'aide d'un volant à retour d'effort, de pédales ou de manettes disposées près du volant.

Nous nous intéresserons également aux comportement des sujets face aux règles de conduite automobile, l'hypothèse étant que certaines d'entre-elles ne sont pas perçues comme des règles absolues à respecter (on ne franchit jamais une ligne blanche) mais plutôt comme des recommandations avec des marges de tolérance (sauf s'il n'y a personne en face et que le véhicule que l'on suit est très lent). Nous pensons également utiliser l'environnement de la «Ville virtuelle» pour évaluer, via la plate-forme de locomotion walking-PAD décrite plus haut, le comportement piétonnier des sujets en milieu urbain ainsi que leurs capacités à mémoriser des itinéraires.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans cette communication, nous avons présenté différentes techniques d'interaction ainsi que les EVs développés dans le cadre du projet EVACOG (Environnements Virtuels appliqués aux Sciences Cognitives). Cette collaboration entre le Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés (LISA) et l'Unité de Neuropsychologie du CHU d'Angers a pour objectif de contribuer au développement d'outil d'évaluation et de réhabilitation des dysfonctionnements cognitifs et/ou comportementaux émanant de lésions du système nerveux central plus opérant. Ce faisant, les EVs développés et les expérimentations à venir sont susceptibles de faire évoluer les conceptions théoriques, en particulier celles relatives aux processus engagés lors de résolution de problèmes (stratégies de résolutions, etc.) et au fonctionnement de la mémoire épisodique (rôle des stimuli olfactifs dans la mémorisation, etc.). Nous espérons, à plus long terme, parvenir à la création de situations-tests standardisées utilisables en clinique humaine. Certaines pourraient faire l'objet de brevets et être utilisables dans les études psychopharmacologiques en plein développement, dans les structures prenant en charge les patients neurologiques (patients déments, patients frontaux). Au-delà de ces perspectives, nous porterons un intérêt tout particulier à l'étude de la manière dont ces environnements seront perçus et utilisés par les sujets. En effet, aussi «réalistes» que puissent être ces environnements, ils ne sont que des représentations de la réalité. Quelles relations les individus, en particulier les patients, peuvent-ils construire entre ces représentations et leur environnement quotidien ? Ces représentations peuvent-elles véritablement servir de médiateurs d'une réalité qui pour certains patients est devenue une problématique ? Le développement de l'usage d'EVs à des fins de diagnostic ou de rééducation dépend aussi des réponses que l'on pourra apporter à de telles questions [23].

REFERENCES

[1] Fuchs, P., Moreau, G., & Papin, J.P. (2001). Le Traité de la Réalité Virtuelle. Paris: Les Presses de l'Ecole des Mines.

[2] Burdea G., & Coiffet, P. (2003). Virtual Reality Technology (2nd Edition). New York: John Wiley & Sons.

[3] Riva, G., Mantovani, F., & Gaggioli, A. (2004) Presence and rehabilitation: Toward second-generation virtual reality applications in neuropsychology, Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 1, 9.

[4] Rose FD, Brooks BM, Rizzo AA (2005). Virtual reality in brain damage rehabilitation: review. Cyberpsychol Behav 8(3):241-262; discussion 263-271.

[5] Standen PJ, Brown DJ (2005). Virtual reality in the rehabilitation of people with intellectual disabilities: review. Cyberpsychol Behav 8(3):272-282; discussion 283-278.

[6] Rizzo AA, Buckwalter JG, van der Zaag C (2002). Virtual Environment Applications for Neuropsychological Assessment and Rehabilitation. In: Handbook of Virtual Environments (Stanney K, ed), pp 1027-1064. New York: L.A. Earlbaum.[7] HTTP://WWW.CYBERTHERAPY.INFO/

[8] D. Bowman (2002). Principles for the Design of Performance-oriented Interaction Techniques. In K. Stanney (Ed.), Handbook of Virtual Environments (pp. 277-300). Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates.

[9] Slater, M., Alberto, C., & Usoh, M. (1995). In the building or through the window? An experimental comparison of immersive and non-immersive walkthroughs. Virtual Reality Environments in Architecture, Leeds, UK, 2-3 november.

[10] Nichols, S., Haldane, C., & Wilson, J. (1997) Measurement of presence and side effects in virtual environments (Rep. VIRART/97/148). Nottingham, England: University of Nottingham, Virtual Reality Applications Research Team.

[11] Rizzo, A.A., Schultheis, M., Kerns, K.A., & Mateer, M. (2004). Analysis of assets for virtual reality applications in neuropsychology. Neuropsychological Rehabilitation, 14, 207-239.

[12] Pugnetti, L., Mendozzi, L., Attre, E., Barbiery, E., Brooks, B.M., Cazzullo, C.L., Motta, A., & Rose, F.D. (1998). Probing memory and executive functions with virtual reality: Past and present studies. CyberPsychology and Behavior, 1, 151-162.

[13] Brooks, B.M., McNeil, J.E., Rose, F.D., Greenwood, R.J., Attree, E.A., & Leadbetter, A.G. (1999). Route learning in a case of amnesia: A preliminary investigation into the efficacity of training in a virtual environment. Neuropsychological Rehabilitation, 9, 63-76.

[14] Riva, G., Alcaniz, M., Anolli, L., Bacchetta, M., Baños, R., Beltrame, F., Botella, C., Buselli, C., Castelnuovo, G., Cesa, G., Conti, S., Galimberti, C.,Gamberini, L., Gaggioli, A., Klinger, E., Légeron, P., Mantovani, F., Mantovani, G., Molinari, E., Optale, G., Ricciardiello, L., Perpiña, C., Roy, S., Spagnolli, A., Troiani, R. & Weddle, C. (2003). The VEPSY updated project: clinical rationale and technical approach. CyberPsychology and Behavior, 6, 433-439.

[15] Richard P. (2004). PREVISE : A Virtual Reality Platform for Simulation and Experimentation. International Workshop Virtual Reality for Industrial Applications (VIA 2004), Compiègne, France, 4-5 novembre.

[16] Bouguila L., Evequoz F., Courant M., Hirsbrunner B., & Richard P. (2004). Active Locomotion Interface for Virtual Environments, Proceedings of the 14th International Conference on Artificial Reality and Tele-Existence (ICAT04), Seoul, Korea, oct 30 - nov. 2.

[17] http://www.cv.iit.nrc.ca/research/ar/artag/

[18] http://www.polhemus.com

[19] Bouguila, L., Ishii, M., & Sato, M. New Haptic Device for Large Workspace Virtual Environment: Scaleable-SPIDAR", World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Informatics (SCI), Orlando, USA.

[20] Tijou, A., Richard, E., & Richard, P. Using olfactive virtual environments for learning of organic molecules. Edutainment 06, Zhejiang, China, april 16-18.

[21] Astle, D., Hawkins, K., & LaMothe, A. (2000). OpenGL Game Programming. Game Development Series and Informatics. Orlando, FL: Premier Press.

[22] http://www.virtools.com

[23] Le Gall, D., & Allain, P. (2001). Applications de la réalité virtuelle à la neuropsychologie clinique. Champ Psychosomatique, 22, 25-38.

Conception d'un Modèle Cognitif des Processus Exécutifs pour les Habitats Intelligents pour la Santé

A. Serna[1], H. Pigot[2], V. Rialle[1]
(1) Laboratoire TIMC-IMAG UMR CNRS 5525, Faculté de Médecine, 38706 LA TRONCHE Cedex, FRANCE
Audrey.Serna@imag.fr, Vincent.Rialle@imag.fr
(2) Laboratoire DOMUS, Université de Sherbrooke, Faculté des sciences, 25000 Boul. de l'Université, SHERBROOKE (QUEBEC), J1K 2R1, CANADA
Helene.Pigot@USherbrooke.ca

***Abstract* – Les Habitats Intelligents pour la santé sont des environnements technologiques particuliers qui visent à favoriser le maintien à domicile des personnes en perte d'autonomie, en particulier des malades souffrant de troubles cognitifs. Les fonctions exécutives sont reconnues comme étant les fonctions responsables du comportement intentionnel. Pour assister les malades dans leur quotidien, le système doit donc être fondé sur des connaissances solides des troubles des malades et des erreurs qu'ils sont amenés à commettre dans leurs activités de la vie quotidienne (AVQ). La modélisation cognitive des processus exécutifs permet d'observer et de mieux comprendre les mécanismes mis en jeu dans la réalisation des AVQ. Cet article introduit comment la modélisation cognitive peut s'intégrer aux outils technologiques pour se mettre au service des habitats intelligents pour la santé.**

I. INTRODUCTION

La prise en charge des personnes fragilisées par une pathologie liée à l'âge, telle que la démence de type Alzheimer est devenu un problème d'ordre socio-économique majeur. Les habitats intelligents pour la santé visent à pallier les troubles cognitifs inhérents à la démence et aux maladies apparentées, en évitant aux malades le placement en institution ou à le retarder le plus possible. Le but de cet article est de montrer en quoi la modélisation est essentielle pour la conception de ces environnements technologiques particuliers.

Dans la plupart des pays industrialisés, la proportion des personnes âgées de plus 65 ans ne cesse d'augmenter, entraînant une hausse des risques de démence. Une enquête statistique de France Alzheimer prévoit près de 1,3 million de personnes atteintes d'Alzheimer en France d'ici 2020, soit une personne de plus de 65 ans sur quatre [1]. La démence de type Alzheimer est due à une détérioration sévère des fonctions cognitives, provoquant entre autres déficits attentionnels, pertes mnésiques et confusion. Les conséquences les plus lourdes pour le patient sont l'incapacité à réaliser des activités quotidiennes et la perte quasi-totale d'autonomie [2]. La présence d'un aidant, proche ou professionnel, est requise pour planifier et organiser les activités quotidiennes [3]. Lorsque cet encadrement ne suffit plus, le patient est placé en institution. Les personnes ayant subi des traumatismes crâniens ou les personnes atteintes de schizophrénie sont aussi touchées par ces problèmes de perte d'autonomie dans la réalisation d'AVQ. Les recherches sur le maintien à domicile de ces personnes se sont transformées en une véritable préoccupation de santé publique. Ces préoccupations peuvent être largement étendues à toutes les populations ayant des difficultés à rester autonomes et en sécurité à leur domicile.

Grâce à l'essor des nouvelles technologies, la problématique autour du maintien à domicile connaît une évolution importante depuis quelques années [4][5]. En agrémentant l'environnement par des dispositifs techniques innovants et adaptés, la sécurité d'une personne fragilisée par l'âge ou par des troubles cognitifs peut être augmentée de façon à lui rendre une certaine autonomie et à alléger la charge des aidants [6][7][8]. Pour pouvoir détecter les situations à risque et assister la personne de façon efficace, une première étape essentielle est de mieux comprendre les erreurs que commettent ces personnes. La modélisation cognitive est un des moyens pour arriver à concevoir les mécanismes mis en jeu dans la réalisation d'une AVQ. Les théories neuropsychologiques des lobes frontaux, introduites par Luria [9][10], identifient les fonctions exécutives comme responsables du comportement intentionnel orienté par un but. C'est à cause de l'atteinte de ces fonctions que les patients souffrant des maladies précédemment évoquées deviennent dépendants au quotidien.

La première partie de cet article décrit les problèmes que rencontrent les personnes atteintes de troubles cognitifs dans leur vie quotidienne, et explique comment les habitats intelligents peuvent y remédier à partir d'une modélisation cognitive. La deuxième partie présente les mécanismes exécutifs et leurs conséquences sur la réalisation des AVQ et apporte des éléments de réponse à la question : comment utiliser les différentes branches de la modélisation cognitive pour arriver à obtenir un modèle informatisé des processus exécutifs ?

II. ASSISTANCE COGNITIVE ET MODELISATION

A. Les besoins des personnes fragilisées

Les troubles tels que le syndrome démentiel de type Alzheimer, les traumatismes crâniens ou encore la schizophrénie détériorent les processus cognitifs et exécutifs, entraînant une perte d'autonomie des malades lors la réalisation des AVQ.

Des études menées auprès du personnel médical et des aidants des populations concernées montrent que les patients souffrent en particulier de troubles de l'attention, de la planification et de l'initiation [3][11], les traumatisés crâniens et les malades Alzheimer peuvent être atteints de troubles de la mémoire, et les schizophrènes peuvent être sujet à des hallucinations. Pour ces trois catégories de maladies, les patients manquent de jugement et de recul par rapport à leur état et à leurs capacités.

La vie quotidienne de ces malades étant constamment affectée par ces troubles, ceux-ci ont un besoin permanent d'assistance de la part d'un aidant. Les AVQ complexes sont les plus touchées car ce sont elles qui requièrent des capacités de planification et d'organisation. Les malades ont un besoin particulier d'aide pour se rappeler des tâches à effectuer et se souvenir du mode opératoire pour les réaliser [11].

B. Les habitats intelligents et l'assistance cognitive

Partant du paradigme d'informatique diffuse et distribuée (*ubiquitous computing*), un appartement peut être doté de dispositifs issus des nouvelles technologies (capteurs intelligents, marqueurs pour la localisation, écrans et objets interactifs, etc.). Ces dispositifs permettent non seulement d'obtenir des informations précises sur les activités de l'occupant, mais aussi de communiquer avec ce dernier [7][12]. En équipant l'environnement de technologies numériques, l'informatique diffuse possède l'avantage d'éliminer les interfaces trop complexes et peu pratiques pour les personnes âgées ou handicapées, au profit d'un environnement dit « intelligent » capable d'interagir avec ces personnes.

Les habitats intelligents sont conçus pour augmenter la sécurité, l'autonomie et le confort des personnes âgées ou fragilisées par des troubles cognitifs dus à la maladie d'Alzheimer, aux traumatismes crâniens et à la schizophrénie. Deux grands ensembles de technologies structurent ces objectifs : (1) la téléassistance, chargée de suivre l'état de santé de l'occupant et de s'assurer de sa sécurité, et (2) l'assistance cognitive, chargée de l'aide à la réalisation des AVQ. Ces deux ensembles doivent détecter les situations anormales ou à risque, le premier en informant aidants, personnel médical et professionnels du secours, et le second en donnant des indices dans l'environnements pour que l'occupant puisse effectuer son activité de façon sécuritaire. En apportant des connaissances sur les processus mentaux, la modélisation cognitive peut contribuée au développement des habitats intelligents.

L'assistance cognitive doit pallier les troubles cognitifs de l'occupant, de manière à ce qu'il puisse réaliser le plus normalement possible l'ensemble des tâches de vie quotidienne. L'assistance doit se faire de façon non-intrusive en n'intervenant qu'en cas de besoin. Dans un premier temps, le système doit détecter l'activité en cours de réalisation. Cette phase de détection requiert une bonne représentation de l'activité et de son environnement, ainsi qu'une bonne connaissance des habitudes de vie de l'occupant [13]. Dans un deuxième temps, si un scénario anormal est détecté, le système doit apporter de l'aide à l'occupant. Étant donné les caractéristiques spécifiques à chaque personne, les outils technologiques doivent personnaliser le soutien proposé [11]. C'est par des indices de l'environnement, adaptés au handicap de la personne, que le système guidera la personne afin de réaliser son activité [13][14]. Par exemple, une personne souffrant de troubles de la planification souhaite se préparer un café. Ses actions sont désorganisées et elle montre rapidement des signes de confusion. Le système pourra lui venir en aide en éclairant de façon séquentielle les objets significatifs à chaque étape de la préparation du café (le placard contenant le café, puis la cafetière, puis le placard contenant la tasse et le sucre).

C. Intérêt de la modélisation cognitive pour les habitats intelligents

Le terme de *modélisation* est utilisé dans de nombreux domaines, tels ceux de la physique, de l'informatique ou encore de la psychologie. Chaque spécialité lui associe des méthodes et des techniques différentes, mais toutes s'accordent à le définir de façon générale comme le moyen d'établir un modèle qui décrit un objet ou un phénomène réel et naturel. En sciences cognitives, la modélisation offre la possibilité de développer des modèles computationnels des processus cognitifs. Ces modèles sont ensuite utilisés pour simuler et prédire le comportement humain [15]. Par exemple, un modèle informatique de la mémoire à court terme doit être capable de générer les comportements dus à l'effet de récence, à savoir que les premiers et derniers éléments d'une liste sont mieux retenus que ceux du milieu.

Pour obtenir une assistance cognitive efficace et adaptée, une étape incontournable est de comprendre les troubles dont souffrent les personnes dépendantes et leurs conséquences sur la réalisation d'AVQ. La modélisation cognitive permet non seulement de documenter les mécanismes mis en jeu dans la réalisation de tâches quotidienne mais aussi de simuler les comportements observés chez les patients. Ces avantages peuvent être mis à profit dans différentes étapes du processus d'assistance.

Pour détecter une activité en cours de réalisation, le système d'assistance cognitive doit s'appuyer sur la représentation des activités connues. La diversité des troubles cognitifs liés à la maladie d'Alzheimer ou aux traumatismes crâniens est à l'origine de comportements très différents pour la réalisation d'une même activité. Or, le système de reconnaissance d'activités ne peut stocker une liste exhaustive de tous les comportements possibles liés à la nature et à la

gravité d'une maladie. En simulant les comportements d'une personne dépendante en particulier et en fournissant une base de connaissances sur les scénarios qu'elle peut exécuter, le modèle cognitif peut alors raffiner la détection automatique d'activités et renforcer son efficacité. Cette base de connaissances peut aussi être utile à la détection d'un scénario anormal. En effet, avant d'intervenir, le système doit décider si la tâche en cours présente un danger ou nécessite une intervention. La comparaison de la situation avec les scénarios anormaux connus peut accroître la justesse et la rapidité du diagnostic du système.

La modélisation cognitive peut aussi intervenir au niveau de la sélection de la nature d'aide à apporter à l'occupant. Par son aspect théorique, le modèle fournit des informations précises sur la nature des troubles de la personne. Le support proposé à l'occupant pour l'assister pourra alors être adapté à son handicap. Par son aspect de simulation, le modèle permet de simuler le comportement de la personne face à l'aide. De cette façon, le système sera apte à sélectionner le support le plus adapté et le plus efficace pour l'occupant.

Modéliser les troubles cognitifs permet donc de simuler et de constituer une base de connaissances de scénarios cohérents pour que le système d'assistance cognitive puisse prédire et anticiper les comportements de l'occupant. Or, à ce jour, les systèmes d'aide à la tâche ne possèdent pas de modèles "profonds" du comportement humain [16]. La section suivante explore les possibilités pour modéliser les mécanismes mis en jeu dans la réalisation des AVQ.

III. MODELISATION DES PROCESSUS EXECUTIFS

A. Les fonctions exécutives

Le concept de fonctions exécutives est né de la psychologie cognitive, avant d'être repris et enrichi par la neuropsychologie. Les fonctions exécutives sont souvent associées aux lobes frontaux, avec la première étude sur le cas Phineas Cage [17][18], puis avec les travaux approfondis de Luria [9][10] .

On appelle fonctions exécutives l'ensemble des capacités qui permettent à une personne d'avoir un comportement indépendant, intentionnel, et intéressé. Elles rassemblent tous les processus cognitifs mis en jeu pour réaliser une tâche nouvelle ou complexe [19]. Lorsque les fonctions exécutives sont détériorées, on observe un trouble du comportement dans sa globalité. La personne devient alors incapable de répondre à ses besoins, de travailler de façon efficace ou d'effectuer des AVQ de façon indépendante. Les problèmes majeurs d'une détérioration des fonctions exécutives sont les suivants: a) troubles de l'initiation d'activités, b) perte de motivation, c) problèmes de planification et d) mauvais contrôle de l'exécution.

Les fonctions exécutives peuvent être séparées en groupes conceptuellement distincts: la volonté, la planification, l'action intentionnelle et enfin la réalisation effective [20]. Pour avoir un comportement intentionnel, la première étape consiste à former des intentions et émettre des buts : c'est l'étape de volonté. La planification correspond à l'identification des éléments importants et à l'organisation des étapes nécessaires à la réalisation d'une intention ou à l'atteinte d'un but fixé préalablement. Ce concept englobe la capacité à élaborer différentes stratégies, à les évaluer et à en choisir une, puis à organiser les idées de façon séquentielle et hiérarchique afin d'établir une structure qui donnera la direction à suivre pour réaliser le plan [9][20]. L'action intentionnelle permet de passer d'une intention ou d'un plan à une action et requiert de pouvoir initier, maintenir, changer et arrêter des séquences de comportement de façon ordonnée et intégrée. Plusieurs théories neuropsychologiques, notamment celle de Norman et Shallice [20][21][22], font une distinction entre les tâches familières et routinières, et les situations nouvelles qui demandent une implication plus importante des mécanismes de programmation de l'activité. Les tâches connues, qui n'ont pas besoin de la composante de planification, sont moins perturbées par les lésions frontales. Enfin, pour la réalisation effective, la personne doit être capable de s'auto-corriger et de réguler l'exécution de l'action. On retrouve cette composante dans la théorie de Luria [9][10] (Fig. 1). Certains patients cérébro-lésés ne perçoivent pas leurs erreurs. D'autres identifient leurs erreurs, mais ne peuvent pas les corriger.

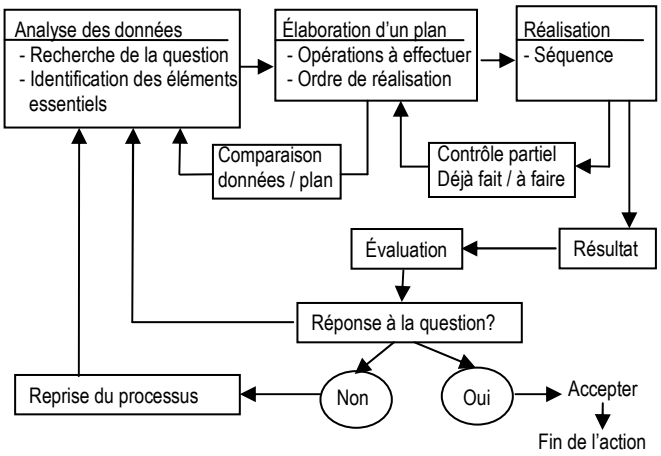


Fig. 1. Modèle de Luria : organisation fonctionnelle du lobe frontal [23]

B. Le modèle de Norman et Shallice

En se fondant sur les recherches de Luria et en s'inspirant des travaux en intelligence artificielle, notamment sur l'architecture cognitive SOAR de Newell [24], Norman et Shallice ont mis au point un modèle de contrôle attentionnel de l'action [21][22].

Dans leurs travaux en commun, Norman et Shallice s'intéressent au rôle de l'attention dans le contrôle de l'activité. Selon eux, la plupart des activités humaines se déroulent de façon routinière et automatique. Cependant, pour des situations plus complexes, un processus de contrôle attentionnel volontaire intervient. Ils suggèrent alors deux niveaux de contrôle: a) un mécanisme de gestion de conflit (*contention scheduling*) - qui permet de sélectionner un schéma d'action-, et b) un mécanisme de supervision

attentionnelle (*supervisory attentional system*) qui influence la sélection lorsque nécessaire.

N'importe quelle séquence d'actions qui a été bien apprise est représentée par un ensemble de schémas d'action. Un schéma est sélectionné lorsque son niveau d'activation dépasse un seuil d'activation critique. Il peut arriver que plusieurs schémas soient amenés à être activés simultanément. Cependant, pour des raisons de partage de ressources, un seul schéma peut-être activé à la fois. On entre alors en phase de *sélection*, de *compétition* et de *négociation* entre les schémas. Le gestionnaire de conflit permet de résoudre ces situations de conflit et de sélectionner un certain schéma selon les objectifs de la tâche en cours. Le système de supervision attentionnelle a pour rôle d'intervenir lorsque les procédures de routines sont insuffisantes. Des travaux plus poussés sur ce module ont permis de le fractionner en plusieurs processus de supervision (cf. Fig. 2). A quelques différences près, on retrouve les processus définis dans le modèle de Luria [25][26]:

- *Etape 1* : Construction d'un nouveau schéma temporaire. C'est la phase de « résolution de problème » au cours de laquelle sont fixés les buts, puis générés les schémas candidats à l'atteinte de ce but.
- *Etape 2* : Implémentation du schéma temporaire. C'est l'activation séquentielle de schémas existants dans le gestionnaire de conflit correspondant aux actions qui composent ce nouveau schéma.
- *Etape 3* : Contrôle de l'exécution du schéma. Du fait que la situation et le schéma temporaire sont tous les deux nouveaux, un contrôle doit avoir lieu pour s'assurer de l'efficacité du schéma.

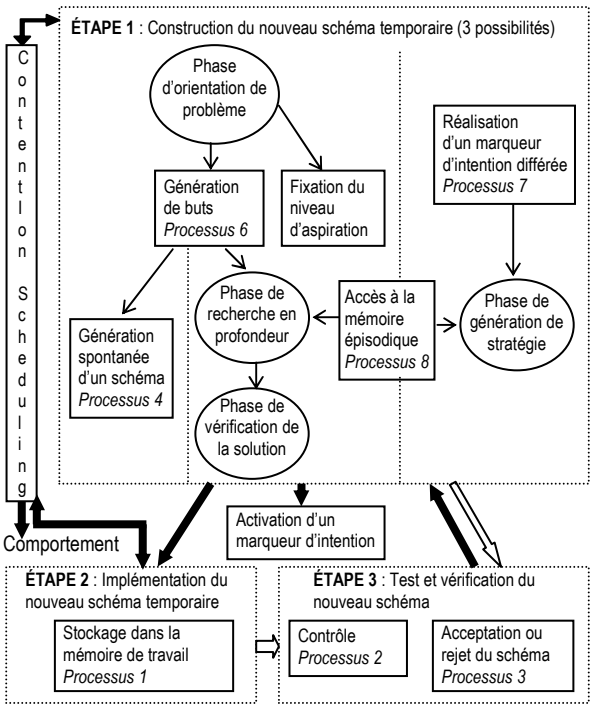


Fig. 2. Organisation du système de supervision attentionnelle [26]

C. Discussion sur les choix des outils informatiques pour la modélisation

Les modèles informatisés des processus exécutifs sont quasi inexistants pour simuler la réalisation d'AVQ [15]. Les travaux réalisés en modélisation cognitive se concentrent en général sur la modélisation d'une fonction cognitive précise. C'est le cas par exemple des mécanismes d'apprentissage ou de mémoire [27][28]. D'autres modèles se concentrent sur la simulation des résultats obtenus à la résolution de problèmes mathématiques et logiques, ou obtenus à des tests neuropsychologiques [29]. Mis à part les travaux de Salvucci sur la modélisation de la conduite automobile avec ACT-R [30], aucun modèle à notre connaissance ne s'intéresse à la simulation des AVQ.

Plusieurs courants s'affrontent en modélisation cognitive. Les deux principaux sont le connexionisme et les architectures cognitives.

Pour le premier, la cognition émerge de l'interaction de petites unités informatiques travaillant de façon parallèle et distribuée. Ce courant théorique rejette la manipulation de symboles pour expliquer le fonctionnement cognitif. Ainsi le réseau de neurones peut être vu comme une boîte noire : il est capable de reproduire un phénomène psychologique mais il ne peut l'expliquer. Or, l'un des objectifs de la modélisation pour les habitats intelligents est de mieux comprendre les troubles des malades et d'expliquer leurs dysfonctionnements. Le courant connexionniste manque donc de transparence dans ses processus pour être un bon candidat au développement de modèles utiles à l'assistance cognitive.

Le deuxième courant, réuni sous le nom d'architecture cognitive, propose des théories unifiées du fonctionnement de l'esprit humain. Le terme d'architecture cognitive se réfère à l'ensemble des structures, outils, techniques et méthodes qui supportent la conception et la construction de modèles de la cognition humaine individuelle dans une situation particulière [24][31]. Cette approche considère la cognition comme un ensemble de sous-systèmes fonctionnels qui interagissent ensemble. Contrairement aux réseaux de neurones, les architectures cognitives, telles que ACT-R [32][33], SOAR [24] ou encore EPIC [32], manipulent des symboles par le biais de systèmes de production. EPIC se concentre sur la gestion et le partage des ressources entre les différents systèmes perceptuels et moteurs. SOAR et ACT-R possèdent une théorie générale de la cognition beaucoup plus complète. Grâce à l'introduction d'un système sub-symbolique dans le système de production, ACT-R permet de modéliser les erreurs humaines dans la réalisation de tâches cognitives de haut niveau. Cependant, même ACT-R qui est l'architecture la plus développée, est peu approprié pour le développement de modèles destiné aux systèmes d'aide à la tâche [35]. En effet, ACT-R s'articule principalement autour des différents concepts de mémoire (mémoire déclarative, mémoire procédurale, etc.), alors que les processus exécutifs, dans leur organisation globale, y sont très peu développés.

Pour obtenir des modèles satisfaisants en terme de processus exécutifs et de simulation d'AVQ, nous soutenons qu'il faut s'orienter vers une implémentation directe des

modèles neuropsychologiques des lobes frontaux présentés précédemment. Parmi ces modèles, celui de Luria est trop large et pas assez détaillé pour une implémentation précise. Celui de Norman et Shallice est plus détaillé et a fait l'objet de premières ébauches d'implémentation. Les deux modules de contrôle de l'action ont fait l'objet d'études séparées.

D'un côté, Cooper et Shallice se sont intéressés à l'implémentation du gestionnaire de conflit [36]. Ils décrivent un modèle computationnel très détaillé du fonctionnement du gestionnaire de conflit en se concentrant sur la simulation d'une tâche simple : la préparation d'un café instantané. En faisant varier des paramètres du système, ils arrivent à simuler les troubles cognitifs. Les erreurs obtenues pendant la réalisation du café sont celles citées dans le syndrome de désorganisation de l'action décrit par Schwartz [37]: erreurs de capture, d'omission, d'anticipation d'une action, de persévération, ou encore de substitution d'objets.

D'un autre côté, Glaspool et Cooper proposent l'implémentation d'une version simplifiée du système de supervision attentionnelle [38][15]. Ils s'intéressent à la modélisation des mécanismes de changement de stratégies observés lors du test neuropsychologique "Wisconsin card-sorting test". Les spécifications du système de supervision attentionnelle de Shallice et Burgess [25][26] ne sont pas encore assez détaillées pour une implémentation directe [38]. Pour modéliser les processus internes du système de supervision attentionnelle, ils font alors appel au paradigme des agents d'aide à la décision (Domino [39]) en intelligence artificielle, et utilisent l'environnement de modélisation cognitive COGENT [15].

Ces implémentations font l'objet de travaux distincts. Aucune étude approfondie n'a été menée à ce jour pour rassembler les deux modules et les généraliser afin d'en faire un modèle computationnel complet et capable de simuler n'importe quelle tâche. Ces premières implémentations ouvrent cependant une voie intéressante pour la modélisation des processus exécutifs et la simulation des AVQ.

D. Applications et travaux en cours

On se propose, dans cette section, de dégager une piste de travail pour construire un modèle de comportement lors de la réalisation d'AVQ chez les personnes atteintes de troubles cognitifs. Nous venons de voir que les processus exécutifs sont les plus intéressants à modéliser pour la simulation d'AVQ. Ce domaine de recherche possède un intérêt important puisque les travaux en modélisation cognitive sont encore peu développés en ce qui concerne les processus exécutifs.

Les théories neuropsychologiques des lobes frontaux sont vastes et peu détaillées. Il est donc nécessaire de se concentrer sur un processus en particulier. Un concept clé de la théorie de Luria est l'absence d'auto vérification des patients frontaux. Ces derniers sont incapables de reconnaître leurs erreurs et de réajuster leur comportement afin d'arriver au but fixé initialement. Les lobes frontaux jouent un rôle majeur dans le contrôle partiel, l'autocorrection et l'acceptation ou le rejet de l'action. En effet, certaines situations nécessitent, pour produire un comportement efficace et approprié, l'intervention de mécanismes de contrôle. Ces mécanismes dit de *contrôle exécutif* regroupent un certains nombres de phénomènes distincts tels que l'inhibition, la planification ou la re-planification [19]. On retrouve cette notion d'auto-contrôle dans le fractionnement du système de supervision attentionnelle du modèle de Norman et Shallice, avec la notion de surveillance de l'exécution du nouveau schéma temporaire. Cet aspect du comportement intentionnel est particulièrement intéressant dans le cadre des systèmes d'assistance cognitive. Un trouble de ce mécanisme touche en effet directement l'exécution de la tâche. La personne ne corrigera pas ses éventuelles erreurs, altérant aussi la réalisation de l'activité et déclenchant le système de détection automatique des situations anormales et le système d'assistance.

Des travaux en cours sont menés sur la construction d'un modèle des processus exécutifs centré sur la notion d'auto-contrôle. La figure Fig. 3 illustre l'organisation architecturale du modèle computationnel en cours de développement. En fournissant en entrées du modèle les caractéristiques propres à une personne (ressources, familiarité avec la tâche, plan formulé au départ, etc.) et en modélisant son environnement, la simulation d oit reproduire le comportement observé lors de la réalisation d'une AVQ. Le modèle proposé doit aussi simuler les erreurs éventuellement commises en cas d'atteintes des processus d'auto-contrôle.

Le modèle computationnel en cours de conception implémente un modèle théorique de l'auto-contrôle s'inspirant du modèle de Norman et Shallice. Sur la base des premières tentatives d'implémentations du modèle de Norman et Shallice, il convient d'étudier les interactions possibles entre les deux modules de contrôle de l'action, celle notamment qui concerne la reprise de contrôle du système de supervision attentionnelle en situation d'erreur ou de contrôle. Il convient aussi étudier comment simuler les troubles liés à ce mécanisme. Pour ce faire, l'observation du comportement de personnes atteintes de traumatismes crâniens réalisant des AVQ permettra de valider les éléments théoriques avancés.

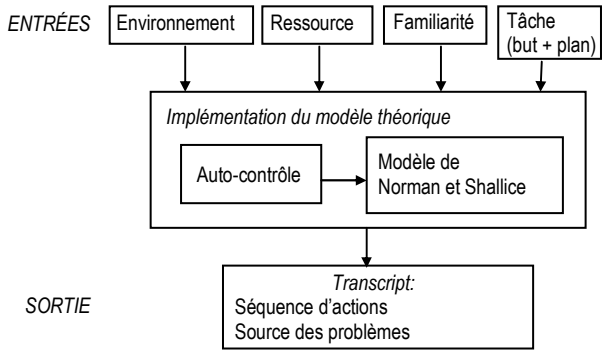


Fig. 3. Organisation du modèle des processus d'auto-contrôle

IV. CONCLUSION

L'assistance cognitive des personnes âgées ou atteintes de troubles cognitifs et le maintien dans le milieu

communautaire de ces personnes sont des objectifs utiles à notre société. L'essor sans précédent des nouvelles technologies de communication et de traitement de l'information peut contribuer à ce maintien à domicile. Les systèmes d'aide à la tâche ont besoin de modèles des mécanismes neuropsychologiques et du comportement de ces personnes pour pouvoir comprendre les troubles qui les affectent et pour leur proposer une aide efficace et adaptée.

Pour répondre à ces attentes, le modèle en cours de conception doit pouvoir simuler le comportement d'une personne atteinte de troubles cognitifs en expliquant quels mécanismes ont été touchés. En observant les comportements d'une population de personnes atteintes de traumatismes crâniens, on pourra proposer un modèle théorique des processus exécutifs, qui servira de base à l'implémentation d'un modèle computationnel.

REMERCIEMENTS

Ce travail a reçu le soutien du Conseil Régional de la Région Rhône-Alpes dans un projet en partenariat avec l'ADEBAG. Nous remercions vivement ces deux structures.

REFERENCES

[1] http://www.alois.fr/actualites.php

[2] B. Reisberg. Signs, symptoms and course of age-associated cognitive decline. In S. Corkin et al. Aging: Alzheimer's disease: a report of progress. New York: Raven Press (p 177-182), 1982.

[3] A. Rochon, H. Pigot et M. Beaulieu. Étude des besoins technologiques favorisant l'autonomie des personnes ayant des déficits cognitifs. Rapport de recherche 12, Université de Sherbrooke, juillet 2005.

[4] P. Tang and T. Venables. 'Smart' homes and telecare for independent living. *J Telemed Telecare* 6(1): 8-14, 2000.

[5] K.Z. Haigh and H.A. Yanco. Automation as Caregiver: A Servey Of Issues and Technologies. *Automation as Caregiver: The Role of Intelligent Technology in Elder Care*. Edmonton, Alberta, AAAI Press**:** 39-53, 2002.

[6] V. Rialle, F. Duchêne, N. Noury, L. Bajolle and J. Demongeot. Health 'smart' home: Information technology for patients at home. *Telemedicine Journal and E-Health* 8(4): 395-409, 2002.

[7] E. Stip and V. Rialle. Environmental cognitive remediation in schizophrenia: Ethical implications of "Smart Home" technology. *Canadian Journal of Psychiatry* 50(5): 281-291, 2005.

[8] S. Giroux, H. Pigot, A. Mayers, B. Lefebvre, V. Rialle and N. Noury. Smart house for frail and cognitive impaired elders. *UbiCog '02: First International Workshop on Ubiquitous Computing for Cognitive Aids*, Göteborg (Gothenburg), Sweden, 29 Septembre 2002.

[9] A. R. Luria. Higher cortical functions in man. New York: Basic Books, 1966.

[10] A. R. Luria. The Working Brain : An Introduction to Neuropsychology. New York: Basic Books, 1973.

[11] H. Pigot, J.P. Savary, J.L. Metzger, A. Rochon and M. Beaulieu. Advanced technology guidelines to fullfill the needs of the cognitively impaired population. *In Proceedings of the 3rd International Conference On Smart homes and health Telematics* (pp. 25-32). S. Giroux and H. Pigot (Eds). IOS Press, 2005.

[12] J. Bauchet, D. Vergnes, S. Giroux and H. Pigot. A Pervasive Cognitive Assistant for Smart Homes. *In Proceedings of the International Conference on Aging, Disability and Independence* (pp. 228), St Pertersburg (Florida), February 1-5 2006.

[13] J. Bauchet and A. Mayers. Modelisation of ADLs in its Environment for Cognitive Assistance. *In Proceedings of the 3rd International Conference On Smart homes and health Telematics* (pp. 221-228). S. Giroux and H. Pigot (Eds). IOS Press, 2005.

[14] D. Vergnes, S. Giroux and D. Chamberland-Tremblay. Interactive Assistant for Activities of Daily Living. *In Proceedings of the 3rd International Conference On Smart homes and health Telematics* (pp. 229-236). S. Giroux and H. Pigot (Eds). IOS Press, 2005.

[15] R.P. Cooper. Modeling high-level cognitive processes. Lawrence Erlbaum Associates: Mahwah, NJ, 2002.

[16] Y. Zhang, H. Pigot, and Mayers A. Attention switching during interruptions. In the Third International Conference on Machine Learning and Cybernetics, pages 276-281, Shanghai, China, August 26-29 2004.

[17] J. M. Harlow. Recovery from the passage of an iron bar through the head. Publications of the Massachusetts Medical Society, 2:327-347, 1968.

[18] A. R. Damasio. L'erreur de Descartes, la raison des émotions. Editions Odile jacob, 1995.

[19] T. Meulemans, F. Collette et M. Van Der Linden. Neuropsychologie des fonctions exécutives. Solal, 2004.

[20] M. D. Lezak. Neuropsychological Assessment. Oxford University Press, third edition edition, 1995.

[21] D. A. Norman and T. Shallice. Attention to action : Willed and automatic control of behavior. Technical Report 99, Centre for Human Information Processing, University of California, San Diego, CA, USA, December 1980.

[22] D. A. Norman and T. Shallice. Attention to action: Willed and automatic control of behavior. In R. Davidson, G. Schwartz, and D. Shapiro, editors, Consciousness and Self Regulation: Advances in Research and Theory, volume 4, pages 1-18. Plenum, New York, NY, 1986.

[23] M. Van der Linden, X. Seron, D. Le Gall et P. Andrés. Neuropsychologie des lobes frontaux. Solal: Marseille, 1999.

[24] A. Newell. Unified theories of cognition. Cambridge, MA: Harvard University Press, 1990.

[25] T. Shallice and P. Burgess. Deficits in strategy application following frontal lobe lesions. Brain, 114:727-741, 1991.

[26] T. Shallice and P. Burgess. The domain of supervisory processes and temporal organization of behaviour. Philosophical Transactions of the Royal Society of London B, 351:1405-1412, 1996.

[27] L. Z. Daily, M. C. Lovett and L. M. Reder. Modeling individual differences in working memory performance: A source activation account in ACT-R. Cognitive Science 25, 315-353, 2001.

[28] D. Horn, E. Ruppin, M. Usher and M. Herrmann. Neural network modeling of memory deterioration in Alzheimer's disease.

[29] J. R.Anderson and S. Douglass. Tower of Hanoi: Evidence for the Cost of Goal Retrieval. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 27(6), 2001.

[30] D.D. Salvucci. Modeling driver distraction from cognitive tasks. *In Proceedings of the 24th Annual Conference of the Cognitive Science Society* (pp. 792-797). Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 2202.

[31] S. Grant. Developing cognitive architecture for modelling and simulations of cognition and error in complex tasks. Paper presented at a meeting of the RoHMI project, Valenciennes, February 1996.

[32] J. R. Anderson. Rules of mind. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, 1993.

[33] J. R. Anderson and C Lebiere. The atomic components of thought. Mahwah, NJ: Erlbaum, 1998.

[34] D.E. Meyer and D.E. Kieras. A computational theory of executive cognitive processes and multiple-task performance: Part 1. Basic mechanisms. Psychological Review, 104, 3–65, 1997.

[35] A. Serna, H. Pigot, and V. Rialle. Modélisation d'une activité de la vie quotidienne avec l'architecture cognitive act-r. Rapport de recherche 2, Université de Sherbrooke, Laboratoire DOMUS, Avril 2005.

[36] R. Cooper and T. Shallice. Contention scheduling and the control of routine activities. Cognitive Neuropsychology, 17:297-338, 2000.

[37] M. F. Schwartz, E. S. Reed, M. W. Montgomery, C. Palmer and M. H. Mayer. The quantitative description of action disorder after brain damage: A case study. Cognitive Neuropsychology, 8:381_414, 1991.

[38] D. W. Glasspool. The integration and control of behaviour: Insights from neuroscience and AI. In Symposium "How to design a functionnal mind". AISB Convention, April 2000.

[39] S.K. Das, J. Fox, D. Elsdon, and P. Hammond. A flexible architecture for autonomous agents. *Journal of Experimental & Theoretical Artificial Intelligence*, 9, 407-440, 1997.

Ideal Mobile Phone : simple, easy, practical

Denis Chêne[1], Gaëlle Guibert[1], Michaël Berger[1] John Hicks[2]
[1]France Telecom R&D, BP 98, 38243 MEYLAN CEDEX
{denis.chene, michael.berger, gaelle.guibert}@orange-ft.com
[2]Urbilog, 42 rue Fénelon 59000 LILLE
john.hicks@urbilog.fr

Abstract. **This paper explores various logics of conception in the field of mobile telephony. At the same time from technical, ergonomic and user-centred point of view, it observes relation between different logics and their contradictions during the process of prototyping and experiment mobile phone. It proposes at the end to look otherwise this relation in the conception process, in order to take user needs more into account; that is, *a priori*, a way to produce more adapted product, and finally to market it as a more adapted product. This paper sums up several studies or projects which has been done in the framework of Accessibility of telecom products.**

I. INTRODUCTION

Developers and operators don't always know what to invent in order to make mobile phone usage easier. It seems that, inexorably, a greater and greater number of very little phones will be on sale, the majority with articulated key press buttons, a valve, an staggering number of useless functions... These characteristics, supposedly attractive from a marketing aspect, are however well-known obstacles for people with different handicaps as well as many senior citizens [1], [3], [9]. But there seems to be a difficulty in listening to customer opinion, as most technical proposals come from elsewhere. The main challenge is getting onto tomorrow's market a phone that will facilitate use for older customers, with attention to eyes, ears and various motor inconveniences (arthritis, rheumatism, etc). But in order to meet this challenge, it could suffice to simply produce *simple* phones and services.

But what do "facilitate" and "simplify" mean in this case? One objective of the accessibility project[1] is to go in this direction, establishing a formal framework for these concepts.

We first develop the notion of simplicity.

Defining simplicity

Having a phone in order to simply phone someone is an issue, because what is simple consists in what is not composed[2]. Nowadays, it is difficult to find a phone which is not composed of multiple functions. Therefore, a simple phone is a phone which is used only as a phone, a rare item indeed, when the main tendency of marketing is to load up the device with the maximum number of products and services of attractive functions and the latest technologies.

But simplicity also envisages that the device will be "easy to use, to understand," the implication being that the number of functionalities of a telecom product or service have to be reduced, but that alone is not enough. For it is indeed possible to e to conceive of devices with a few functions (aiming for 'quality through what is left out'), but offering only mediocre usability. A right compromise between 'new functions' and 'usability' is a key-point of a simple phone. Now that we have that key, let's see which lock it fits. If what is simple is well, in effect, "What is not composed" and what is easy, that which "is done or obtained without pains or effort," or even "is easily understood," we can choose the principle of parsimony from this thought. Less functionality and / or fewer action means.

Simplification as a Reduction in Action Means (But not Functionalities)

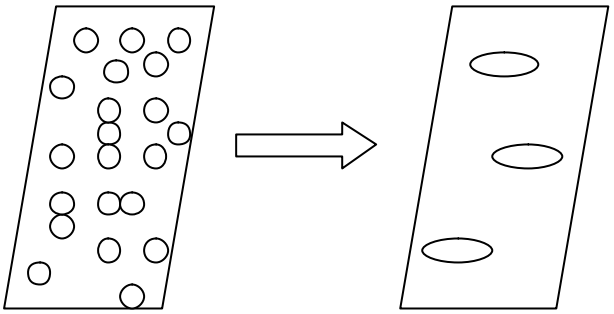
A. Orange Switzerland

A first approach could be to facilitate the use of mobile phone by reducing variety, the number of possible actions at the users disposition. If a user is lost with regard to all choices for action, available on multiple keys, it is better to reduce functionalities. Last year, Orange Switzerland proposed simplicity in a mobile phone with three keys: the mobi-click offer with attractive functions, also evolved as babyphone anti-theft of car 3. When the phone was tested in laboratory, it was shown that this apparent simplification, understood as reduction to three keys with access to diversified functionalities, obliged users to generate complex combinations over the three keys: the contstraints known to be pervasive amongst these users were not respected [12], and what superficially seemed a simplification was in fact a shift of complexity from the material device to the user (!). But couldn't the simplification of a mobile telephone itself be simple? Can one even speak about a simple telephone? Indeed, to reduce the number of means of actions on the device (fewer keys) while retaining a large number of functionalities, by changing the very fundemental logic underlying the device use, leads rather to a very impractical telephone.

[1] D. Chêne. *Research & Development project* managed at France Télécom 2001-2006

[2] SIMPLE : "What is not composed". Simple means also : "What is not complicated, easy to employ, to understand". It means "What is only a certain thing, What is not something more". Cf http://portail.atilf.fr/, *Dictionnary of French Academy*, 8th Ed., p. 2:590.

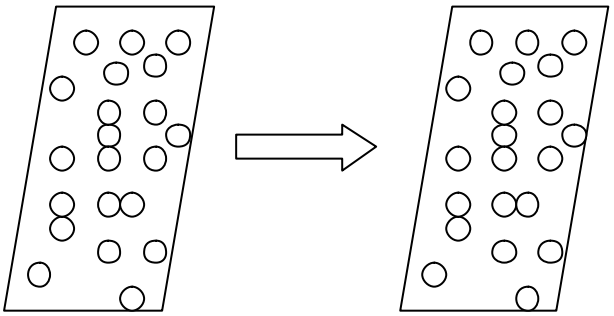
[3] http://www.orange.ch/vrtmobilephones/offers/mobiClick?ts=1128506448698



many functions Few action means

Fig. 1. simplification as reduction in action means

It is important to note that the opposite strategy (to multiply the means of actions by proposing one key per function) is no better or more effective: the common remote controls of TV, with their arrays of "a-thousand-and-one" buttons, militate against the very idea of necessary and sufficient.



Many functions Many action means

Fig. 2. simplification as a 1-1 correspondence between functions and action means

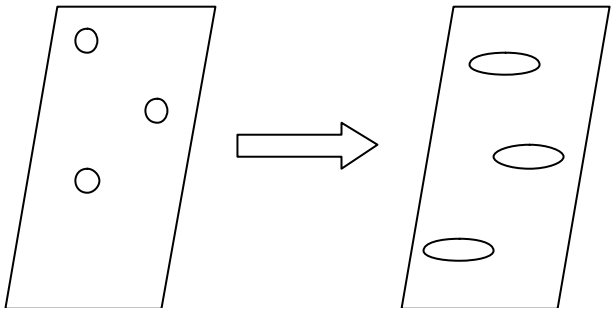
B. SFR

SFR has organised partnership with AFM (the French association for myopathy), and through this has sets up a research project on accessibility of mobile telephony integrating the New Technology platform of Garches Hospital. Maybe SFR would have thus acquired a market lead on the "catch jacks" on the telephone. "Catch jacks," on both mobile and fixed telephones, are quasi non-existent today. They are used to connect any type of contactor, explains N. Biard (ergonomist at PFNT4). He shows that such a contactor allows, by running software, the validation of a telephone function, a figure at the time of the composition of a number, as soon as the function or the number is posted with the screen, by pressure on the contactor for validation. In short, to allow the use of a device via a catch Jack (a contactor) is to allow the use via one single key.

Reducing to the extreme the number of action means is not the solution, as seen with Orange Switzerland as far as MobiClick is concerned; but it is nevertheless a valid attempt to go in the direction of a simplification of the interface between human and machine. In effect, consideration of interfaces that have map one function to one button forces us to revisit the very modes of how we interact with the device. It is not possible to preserve the same way of interacting with the device if one reduces the means of action on this device. At the same time, it is not possible to preserve the a mode of interaction (e.g. pressing buttons) if one radically changes the presentation of information of this device.

Simplification through a 'Purification' of Functionalities

A second approach could be as follows: we recognize the cost to the user of combining several functions on the same terminal and so simplify by removing functions. Let's go out on a limb and target simplicity by preserving only the communication functions. We can be even more severe and, preserve only the synchronous communication functions (chat, Visio, audio), the asynchronous communication voice forum, messaging, sms, mall) being another type of activity. The terminal thus retains the direct communication functions, with the others set off elsewhere; it is not too bad because this remainder includes a very large number of diverse functionalities: indirect communication, reading of MP3, games, calendar, calculator, Internet, news reader, powerpoint presentation or excel file, software of creation of pictograms, creation of ringtones, etc ! A terminal would no longer be technological catch-all, and would no longer offer, for example, the function of a digital camera. This would certainly go radically against current trends, however we could thus avoid the unlimited accumulation of functions within a single terminal.



Few functions Few action means

Fig. 3. few functions and action means

It would however be possible to preserve a bond between these functions, via the intermediary of a central device for example. Thus, the customer takes the photographs with his camera; during this time he turns off his telephone which is not useful to him while taking pictures. Returning home, he transfers his numerical pictures, sorts them, arranges them, comments on them, sends some of them to friends via his local box. Seen like that, the camera is always communicating, but is not hand in glove with the mobile telephone. To purify the functionalities seems a promising way (even though it appears anti-marketing at first glance). However that is not enough and

[4] New Technology Platform, Garches Hospital, France.

it is in addition a particularly dangerous route, especially if it is borrowed without keeping in mind « design for all[5] ». In effect, before deleting functionalities, it is important to make sure that nobody will miss them. Thus, in a logic design for all, it is imperative to wonder whether the removal of the camera (to use the same example) would not be an embarrassment for the cognitively handicapped who precisely prefer to communicate (on line) via interposed images. Yes, this conclusion thus goes against the preceding one, and that shows well that the solution to purify the functionalities radically is not so simple.

Simplify through Preservation of all Functionalities, Highlighting those which are Most Useful

As it is always risky to remove a function which, afterwards, would have proved useful, the following appears well worth trying: preserve all the functionalities, with or without sense, preserving also the logics of their use. Thus, in addition to being an economic solution (an existing device is used), all of the users will have access to a strong potential of. It then remains to address the question usability, amidst a panoply of functions. A solution can be derived by observing a basic ergonomic rule: present at the first level of a human-machine interface, those functions that are most able to answer goals of user. Thus, the novice user would be able to easily and readily identify and access the functions that directly match his needs, while an expert user, will have recourse to go further and discover the functions hidden in the second plan of his device. This approach could be a valid direction for a simplified mobile phone. From a "presentation of information" point of view, this direction is relevant because it allows consideration of at least two kinds of different users: beginners and experts. However, the first level of "priority short cut" hides in reality a large system composed of numerous functions which necessitate, in fact, numerous action means. We thus thus arrive once more at the initial issue : too much functionalities and too few actions means.

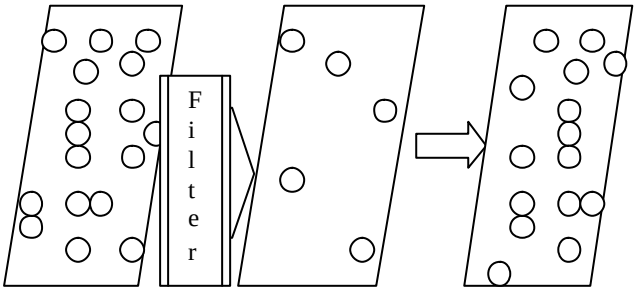


Fig. 4. filtering low functionalities

[5] Design for all, current of research aiming at the production of man-machine interfaces which answer the constraints of all types of users who happen to have deficiencies, be they perceptive or otherwise.

Simplification as Do-Enter, with Correspondence Logic of Operation and Logic of Use

A few years ago, some of the 'handicap' telephones comprised a major disadvantage: a user's manual of many pages. A telephone from a technician, for a customer essentially not well aware of technical matters: this is not a step toward simplicity! No effective strategy for selling such phones had been thought of. In a similar way, for a long time operators have aggressively marketed a range of telephones not dedicated to the handicap, frequently having bulky instruction manuals and dubious ergonomics. These telephones abound in many useless functions and require an engineer's knowledge to be effectively used.

It is an established fact, known for a long time that to design a product, whatever it is, is the task of an engineer (technical specifications) and an ergonomist (specifications resulting from a preliminary expression of the customer requirements). Not that one has embraced science and the other not, but quite simply that the two logics of design necessary for the construction of a coherent product arise from two radically opposite points of view, which need very much to be fused quite far upstream in the design process. The technical engineer "will see" the product according to a logic of operation, which is necessary for a product that is to stay the course, the ergonomic engineer will consider it according to a logic of use; this is also necessary if at the end we want the product to be useful. The origin of this essential articulation was written in 1983 by JF Richard about a ` calcul machine' [14] ; and it still rings true today. To articulate these two points of view is a long-term job, as well on the technical level as cultural: the handled objects are not the same ones, the priorities are not the same ones, the languages are not the same ones. The design of a simple device will be consequently a long and complex process [5], [6]. Contrary to the generally accepted ideas, it is particularly complicated to be simple.

II. TO SIMPLIFY, WE HAVE TO LOOK OTHERWISE

As soon as one addresses handicapped or elderly populations, it is of primary importance to consider these two requirements: reduction of the means of action (less precise pointing, fewer buttons...) and modification of the modes of presentation of information (zoom x12, modified contrasts, rough text allowing to rock into vocal or Braille, sequential presentation of information …). When someone has no way out, solution often come from another point of view. [2], [3], [10], [11], [14]. When we try to conceive otherwise, which visions are better than those of disabled or ageing users ? Their constraints, linked to alteration or absence of sensorial modalities allow us to put clearly in evidence obstacles of actual mobile telephony. They try to build adequate offers but do not create compatible solution that could serve each kind of challenged users. But precisely, the factor of innovation is there: to consider for the top, a terminal designed for all, allowing all one each one to

simply communicate. Here is an interesting challenge, and, more particularly, an especially important market 6.

Customers for a Simple Phone : Seniors Market and Offers Focused on Disabled Customers

In this respect, the mobile market for senior citizens is promising (Visiongain 7). Whereas the phone market is saturated at the other demographics, but the elderly population is growing (ageing of the population [8]) and has yet to be equipped.

In order to attract senior customers, products must be of reduced complexity, ergonomic, and be intended to require the least effort [8]. In many sectors, one cannot any longer just undertake to convince and attract them, by facilitating consumption in particular. From a sociological point of view, it is necessary from now on to take into account this "gray capacity"[15]. The Seniors wanting to ensure their rights are respected today are largely helped, for example with the FIAPA 8. This compact force can quickly become a real lobby, given the signifcant "grandpa boom." Among this whole of more or less right representations of the old customer, an operator of telecommunications will have to actually facilitate the communication within that population. A charter on the accessibility of mobile Telephony for the people with handicaps was recently signed by the AFOM 9. Even if they are not obliged by the law, as in the case of the accessibility of the Web sites 10 [4], the operators and manufacturers could come under pressure simply from the financial clout of this section of the population and will eventually thus comply to integrate accessibility for all. Indeed this is a growing number of customers, anxious to maintain ties with family and relatives, but who suffer perhaps from afflictions of Alzheimer's, or hearing loss, or visual handicap or who perhaps have trouble handling certain devices, devices any more, and who essentially have trouble learning new operations. Let us take the example of an old person who does not hear any more very well with the telephone or who has trouble with the small size of the keys as soon as she wants to compose a number, the menu being too complicated to access and, via its use, other functions of the telephone equally out of reach. A poor vocal quality will not allow him not to even telephone. And if no service of telecommunication can be used, then it does not matter what other services are added. Without the possibility of communication, why continue being equipped with mobile phone !?! In such a case, does not a device believed to be essential become perfectly useless?

On these problems, Asia is a few years in advance on Europe. In Japan, where there are a far greater number of older citizens, they provide us a laboratory of observation of our near future, independently of its technological advance, even if for cultural reasons the transposition is not always adequate. In France PapyBoom is planned for 2006, it is now. The train company, interalia, understood the problem well and, informed of the juicy market, tapped into the niche: senior people travelling [8] .

Some Tentatives of Phone Conception

Given the market share that undoubtedly remains to be commandeered, we see the manufacturers and operators beginning to make some attempts: this year, Orange France offered "Talks,"vocalizing the menus of a telephone Nokia 6600. But this offer is a bundle with a terminal relatively unsuited to people with visual deficiency, with a set of vocal synthesis and ergonomics problems. And we even don't talk about the 'old' terminal choice and thus quickly in out-of-stock condition. Such an operation resembles communication more and/or with actions carried out under forced artifice, as opposed to a real positive dash towards simple and accessible telephones. A very simple phone was asked for at the same time and also feedback on mobile phones for people with reduced mobility. For lack of definition of specific needs, nothing could be produced. However the needs are clearly defined in documents such as the recommendations of the COST for the use of the manufacturers [1], [9]. But one of the constraints was to use an existing and actual mobile phone, which have not been designed for this special use. It seems like an impossible mission to simplify a mobile phone (in terms of logic of navigation, number of functionalities….) with operating system still as a black box. To build a simple telephone, it is necessary to reorganize many elements, to modify the very logics of operation and use. Such modifications cannot be regarded as rearguard actions, or patches, because they are too important and fundamental. It is certainly easier and more effective to rebuild a terminal in which one controls the major part of the components.

Simple, Practical and Easy, a Large Program for a Mobile Phone

A simple telephone does not have therefore being a SIMPLETON telephone 11, heir to the Simplicity of the Child

[6] Universal design: a system proposing various modes of presentation of information guarantors to the perceptive or action constraints of different users.

[7] VisionGain study, to see www.visiongain.com, quoted the market of the Seniors, 09/05/2005: 80 billion potential from here 2008..

[8] FIAPA : International federation of associations for ageing peoples, Presided by Albert Magarian.

[9] AFOM : French Association of Mobile Telephony Operators, with Orange, SFR… site: http://www.afom.fr/v3/STATIC/acceshandicapes/Handicapes.htm, where the charter (to be downloaded) accompanied by the comment is: "Tool of autonomy, insertion and safety, the mobile must be increasingly more accessible to the handicapped people. The operators set up each one policies to support the use of the mobile by the handicapped people, in particular by proposing services specifically adapted to certain types of handicaps. Under the aegis of the AFOM, Authority of Regulation of Telecommunications (ART)

[10] "a first answer is brought by the law Handicap of February 11 2005 which poses a legal framework and makes accessibility a requirement for all the public, that is to say more than 7 000 sites concerned to date." Cf http://www.adae.gouv.fr/article.php3?id_article=807

[11] "Who is of an excessive simplicity, childhood simplicity. Of things". Cf http://portail.atilf.fr/, *Dictionnary of French Academy*, 8th Ed., p. 2:590.

or that to "Simple of spirit" 12. We saw above that to follow Ockham's razor 13 was a step that was impossible to circumvent and particularly complex. Less functionalities and less action means are certainly useful but it's not enough. Each method of interaction (vision, hearing, touch and gesture) must be accomplishable on such a terminal, in accodance with the capacities of the user at any given time. A telephone easy to use will tend "to yield with good grace to the circumstances, to be accommodating "14.

The facility gathers at the same time what is included/understood without sorrow or the "character of what easy, is used without sorrow" and the "natural or acquired Provision which makes it possible to succeed without sorrow in what one undertakes". On the basis of this definition, the telephone should itself be intelligent without at the same time requesting cognitive effort on behalf of the customer ("without sorrow"). The adjustment (intelligent) of the device to the context of interaction is undoubtedly one of the key points of an easy-to-use telephone. To make simple the use of the telephone, we need to make it smart or intelligent. When the only functions suggested correspond exactly to the needs at a given time, the interface is clearly reduced and it is no longer necessary to constantly propose a long list of all existing functions of the menu. It is the principle of the right click (finely contextual) on a Windows interface. This principle is generic and must be extended to all types of interface and service objects. For that means that complex techniques must be implemented (identification of the intentions of the user, recording of its principal actions, identification of its location, etc etc...). This type of principle for an interface makes it possible to increase the number of functionalities and means of actions available on the device in a controlled way. The best bet is to manage to set up these average complex techniques without that being constraining from the point of view of the use.

CONCLUSION

With this intention, the method of design to be used consists in carrying out many return trips between the teams of design and the users targeted, and a particularly relevant choice consists in choosing disabled and old users, in order to cover the constraints on each method of interaction and to be certain to set up really useful functionalities. Thus, an accessible telephone, which really represents "Design for all" and does not stigmatize anybody, could be one day used by all - to communicate 15.

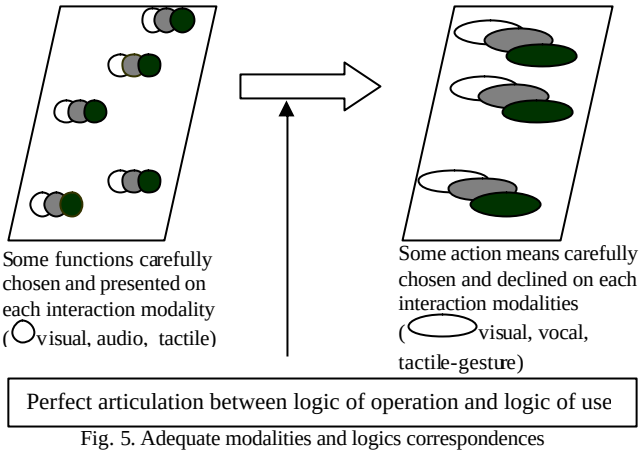


Fig. 5. Adequate modalities and logics correspondences

REFERENCES

1. Balin, Report on accessibility of mobile telephony for visual deficient people (ART Web site)
2. COST219bis recommendations, works from french national Group COST U.K. (www.tiresias.org)
3. Chêne, D. (2002). WAP, accessibilité et innovation. Usages, n°12 février 2002 FTR&D/DIH/UCE, France. http://r-baobab.rd.francetelecom.fr/dih
4. Chêne, D., Hoël, M.: OCAWA, Web site accessibility auditing tool for visually deficient persons in Computer helping people with special needs (Ed. Springer), 8th ICCHP, Linz, Austria (July 2002)
5. Chêne, D., Tijus, C., Poitrenaud, S.: Une méthode de conception des interfaces basée sur la catégorisation : théorie, méthode et outils informatiques. Actes du colloque ErgoIA98, (Octobre 1998), Biarritz, France.
6. Chêne, D., Tijus, C., Poitrenaud, S.: Conception et évaluation d'interface: l'approche Procope. Poster présenté au colloque SFP, (Décembre 1999), Saint-Denis, France.
7. Commission of the European Communities, Green Book, a new solidarity between generations, COM (2005) 16.3.2005.
8. Conference Strategy, Week of Marketing of the Seniors, Paris, April 2005.
9. Guibert G., French National Reference Group COST219ter Report, ed. 12/2004.
10. Klok, M., Uzan, G., Chêne, D., Zijp S.: Blind gestural interaction: an experimental approach. Gesture Workshop 2005. (2005)
11. Maillet, B., Guenand, A., Lenay, C., Chêne, D.: Designing Mobile Phone. DPPI2005 (2005)
12. R. Demumieux, *Mobi-Click, Terminal mobile simplifié (Orange Suisse)*, FTR&D Internal Report. (2005).
13. Richard JF (April 1983) Logique de fonctionnement et logique d'utilisation, Research Report of INRIA Rocquencourt http://www.inria.fr/rrrt/rr-0202.html
14. Rouzier, S., Hennion, B., Pérez Segovia, T., Chêne, D.: Touching geometry for visually impaired pupils. ICComputerHelpingPeople 2004, (juillet 2004), Paris.
15. Viriot-Durandal Jean-Philippe, Le Pouvoir Gris, Paris : PUF (Le lien social), 514p.

url

http://www.afom.fr/v3/STATIC/acceshandicapes/Handicapes.htm
http://www.adae.gouv.fr/article.php3?id_article=807
http://www.orange.ch/vrtmobilephones/offers/mobiClick?ts=1128506448698
http://www.visiongain.com quoted on site the market of the Seniors
FTR&D project : http://www.francetelecom.com/fr/groupe/initiatives/handicap

[12] "Who is without intelligence" Cf http://portail.atilf.fr/, *Dictionnary of French Academy*, 8th Ed., p. 2:590.

[13] http://fsp-faq.ifrance.com/usenet-sci-faq/occam-fr.html
- " entity have not to be multiply without necessity."
- "when two theorical framework are in concurrency and allow to rpedicts exactly the same things, the more simple one is the best."

[14] http://atilf.atilf.fr/, *Dictionnary of french Academy*, 9° ed.

[15] http://www.tiresias.org/cost219ter/about.htm

Normalisation des services d'accessibilité conversationnels

Présentation effectuée à l'occasion du Séminaire COST 219 ter,
relatif à la Normalisation et à la réglementation,
tenu à Florence, le 8 Mars 2005.

par
Gunnar Hellström[1], Andrea J. Saks[2], Daniel Battu[3]
[1]Omnitor, Suède
Membre de l'ETSI STF 267 – Projet DUST +46 708 204 288,
[2]International Telecommunications Specialist for the Deaf, [3]Consultant Indépendant.
gunnar.hellstrom@omnitor.se, asaks@waitrose.com, daniel.battu@wanadoo.fr

Résumé : **La téléphonie a toujours soulevé des problèmes relatifs à l'accessibilité. Ces aspects ont fait l'objet du projet européen COST 219 et de ses successeurs (bis et ter). En 1993, un Séminaire relative au projet COST 219 dédié à la législation et à la réglementation a inspiré des travaux spécifiques dans les cercles de normalisation, à l'UIT-T, à l'IETF, au 3GPP et à l'ETSI.**

Le but de la plupart de ces travaux a consisté à introduire du texte en temps réel à tous les environnements d'appels de sorte que les télécommunications puissent être réellement ouvertes à tous. La normalisation constitue un geste préalable indispensable à tous les services exploités mondialement. Dans les réseaux analogiques, ceci commença avec la téléphonie en mode texte et se transforma progressivement avec l'arrivée du multimédia dans les domaines fixe et mobile où la notion de temps réel existe et joue un rôle important pour la création des services qui incluent un mode « texte ». Les activités liées au Réseau de Nouvelle Génération (NGN) au sein des entités de normalisation conduisent à améliorer ces aspects de sorte que la normalisation de l'accessibilité au service conversationnel soit disponible dès l'ouverture des nouveaux réseaux.

Le projet de l'ETSI, appelé « STF 267 DUST », résume les conditions relatives au mode texte et décrit des solutions dans un Guide, qui a été utile au démarrage des études des services d'accessibilité au NGN. La présente présentation peut aider, espérons-le, à créer l'inspiration nécessaire aux services NGN qui appartiendront à la première génération de services totalement accessibles dès leur création.

Gunnar Hellström, a participé en temps que auteur, éditeur et rapporteur de plusieurs des activités lies à l'accessibilité des services conversationnels au sein de plusieurs entités ayant des responsabilités dans ce domaine. Gunnar a créé la Société Omnitor, qui produit et développe des services dans ce domaine.

I. SERVICES CONVERSATIONNELS ACCESSIBLES – UN THÈME DE COST219

Un thème favori du projet COST 219 et de ses successeurs bis et ter, consiste en un argumentaire en faveur d'un concept commun à tous les services conversationnels. La solution a consisté à ajouter un média à la téléphonie, de sorte que l'application « texte-téléphonie » et la « conversation totale » puissent être envisagées. L'application « texte téléphonie » permet l'échange en mode texte ainsi que la communication vocale en temps réel. La conversation totale permet en temps réel la vidéo, le texte et la communication vocale. Ces deux applications apportent un avantage important en accessibilité par rapport à la téléphonie vocale ordinaire. Diffuser largement ces nouveaux services dans l'avenir constitue un objectif évident pour tous ceux qui souhaitent une plus grande accessibilité des services de communication.

II. AVANTAGES DE LA CONVERSATION TYPE TEMPS RÉEL EN VIDÉO, TEXTE ET VOIX POUR L'USAGER

Plusieurs types d'usagers peuvent tirer profit de l'accès type temps réel au cours d'une communication texte et vidéo. Ce sont le plus souvent les sourds, les malentendants, les sourds-muets et les personnes qui ont des difficultés à parler. Egalement, tirent partie de ce système de communication, les personnes qui se trouvent dans un environnement bruyant ou dans un lieu qui réclame le silence, ou encore celles qui sont dans des conditions qui les astreignent à disposer d'un support de transmission en temps réel. Lorsque les trois média sont disponibles, il est facile pour l'utilisateur de s'adapter à la situation en prenant le média qui est le mieux adapté aux deux utilisateurs. Des services de relais peuvent intervenir et traduire les média, par exemple, entre le langage des signes du canal vidéo et le canal vocal, par des messages verbaux, ou entre le texte affiché et la parole.

III. LE SEMINAIRE COST219 DE BUDAPEST – UN PAS VERS LA NORMALISATION

Le Séminaire sur la normalisation et la réglementation de Budapest en 1993 lié à COST 219 a donné une impulsion décisive à des travaux régionaux et internationaux de normalisation pour l'introduction de services texte de type temps réel au sein des services de télécommunications et pour la création d'une base en vue de l'interopérabilité de même niveau que ceux du service vocal sur le plan international.

Dans les projets COST 219 et COST 220, la fragmentation de la situation du service analogique "texte téléphonie" constituait un thème important. Le Séminaire de Budapest a constitué l'étincelle qui a conduit à la naissance des travaux normalisation, travaux qui ont été poursuivis par les entités de normalisation européennes et

internationales. Aujourd'hui, nous disposons d'un ensemble complet de normes qui précisent les conditions de temps réel dans différents environnements.

La normalisation est un préalable indispensable à l'inter opérabilité et l'interfonctionnement est nécessaire à l'exploitation.

IV. Spécification des conditions à l'ETSI

L'impulsion initiale fut donnée à l'ETSI (European Telecommunication Standards Institute) au sein du Groupe de travail sur les facteurs humains (Group HF), où un rapport sur les conditions d'utilisation fixées par les usagers dans le domaine de la communication en mode texte fut rédigé.

V. L'UIT relie la téléphonie en mode texte au multimédia

Une norme harmonisée, la recommandation V.18, utilisable pour tous les téléphones en mode texte du réseau analogique, a été adoptée par l'UIT-T (Union Internationale des Télécommunications). Ceci constitue la base qui permet de réduire les différences existantes entre les différents téléphones en mode texte du Royaume-Uni.

La norme est aussi utilisée dans des équipements qui effectuent des connexions en mode texte avec des terminaux de type varié, de sorte que les utilisateurs n'ont pas à souffrir des inconvénients liés aux incompatibilités connues autrefois.

VI. Une présentation commune pour la conversation en mode texte

L'UIT-T a également adopté une norme pour un niveau commun de la couche présentation (Recommandation T.140), ce qui constitue un bon niveau de départ pour l'interfonctionnement et l'utilisation, grâce à l'introduction de la définition des caractères de l'ensemble des caractères Unicode à employer dans la conversation en mode texte. Cette norme fut approuvée et elle documente des dispositions mises en œuvre dans les anciens terminaux en mode « texte téléphone » qui vont devoir subsister dans les environnements nouveaux. Chaque caractère doit être transmis dès qu'il a été composé de façon à maintenir par un flux direct un contact vivant entre les deux interlocuteurs. Ceci est similaire au flux continu qui est établi au cours d'un lien direct en audio ou en vidéo. Si ce principe de base n'est pas appliqué à la transmission du texte il existe alors un risque d'incompréhension, de double envoi et de dialogues moins efficaces.

VII. Ne pas confondre le mode texte en temps réel et la messagerie

Comme la messagerie vocale et les messages vidéo enregistrés, la messagerie en mode texte est un complément utile aux services en temps réel. Les utilisateurs de messages en temps réel doivent bénéficier d'un service interactif en mode texte, car de la même façon, aucun utilisateur bien entendant n'accepterait de se priver du service vocal en temps réel au profit de la messagerie vocale seulement.

VIII. Descriptions de service référencés

Des descriptions de service pour les services de téléphonie en mode texte et de conversation totale ont été aussi définies par l'UIT-T. Elles associent les exigences des utilisateurs et établissent des objectifs pour relier ces conditions avec les services. Ces descriptions constituent une référence importante de haut niveau pour toutes les technologies de la communication qui vont bien au-delà du domaine des recommandations techniques de l'UIT-T.

IX. Des spécifications techniques multiples pour le transport du texte

L'UIT-T a rédigé un assez grand nombre de spécifications relatives au transport des communications multimédia en mode texte en temps réel. A chaque environnement de réseau, correspond une collection identifiée de protocoles de réseau et une spécification correspondante décrit comment établir et acheminer en temps réel le texte dans cet environnement. Au cours d'une période agitée de normalisation sur le thème de l'accessibilité, les descriptions du transport de texte selon T.140 ont été rédigées pour tous les environnements de réseau.

X. Les services reposant sur le protocole IP, de 1998 à nos jours

Dans le processsus qui consistait à ajouter le texte au protocole IP associé à la norme de l'UIT-T H.323, relative au multimédia, il était nécessaire de demander à l'IETF (Internet Engineering Task Force) de normaliser la mise en paquet de textes. Ceci a conduit à la création de normes relatives à la conversation en mode texte sous IP utilisables par les deux environnements majeurs de la téléphonie sous IP que sont H.323 de l'UIT-T et SIP de l'IETF. Avec les travaux de SIP relatifs au mode texte, une gamme enrichie d'opportunités s'est ouverte, dont celle de la connexion élégante des services de relais. La mise en exploitation vient juste de commencer et plusieurs cas qui paraissent difficiles aujourd'hui, pourront être facilement être résolus demain en mettant en œuvre les normes nouvelles.

XI. Mobilité du texte – partout où la voix est transportée

La réglementation américaine a exigé que les services de conversation en mode texte soient introduits dans les réseaux mobiles. Une action énergique fut menée au sein du groupe de normalisation 3GPP, chargé des réseaux mobiles, de sorte que le mode texte a été défini pour les trois environnements d'appels possibles dans les réseaux mobiles GSM et UMTS. Sur ces bases, furent créés des normes correspondantes à l'UIT-T et à l'IETF.

XII. L'ancienne téléphonie en mode texte est en danger

Ces derniers temps, l'UIT-T s'est préoccupé du transit du transport de la téléphonie en mode texte en environnement analogique à travers des réseaux en IP. L'émergence des technologies IP oblige de prendre en compte les technologies existantes. Les premières méthodes proposées étaient centrées principalement sur la transmission de la parole. Dans le cas d'application à la transmission de texte entre terminaux de texte téléphonie,

ces méthodes conduisaient à introduire un fort taux d'erreur sur les caractères et une qualité de service variable pour les appels en mode texte. De sorte que de nouvelles normes de transmission, prenant en compte les exigences de la téléphonie en mode texte, étaient nécessaires pour conserver un niveau de qualité acceptable pour les utilisateurs de texte téléphonie en mode analogique. Mais une question se pose à ce sujet. Les normes nécessaires seront elles disponibles à temps, ou bien obligera t-on les utilisateurs d'anciens modèles de terminaux analogiques en texte téléphonie à abandonner ce service faute d'une qualité de service suffisante et à utiliser des services en protocole IP ? Et cette substitution au profit des services IP donnera t-elle lieu à des services harmonisés donnant accès à un interfonctionnement mondial ?

XIII. RETOUR À L'ETSI POUR LA RÉDACTION DU GUIDE DUST

L'initiative est revenue à l'ETSI, où un Groupe de travail spécialisé (Specialist Task Force, STF 267), a pris la responsabilité de rédiger un guide relative à la communication bilatérale en mode texte et vocal, appelée DUST (Duplex Universal Speech and Text). Ce guide rassemble les exigences de l'utilisateur et le mode de mise en œuvre pour les réseaux IP des flux de texte téléphonie et de conversation totale. L'objectif consiste à fournir les références des normes disponibles et particulièrement les normes qui sont relatives à SIP et du domaine de DUST.

XIV. LE NGN (NEXT GENERATION NETWORK) - UNE OPPORTUNITÉ À SAISIR

Le NGN (Next Generation Network), constitue un thème d'actualité à l'ETSI et à l'UIT-T. L'objectif consiste à maintenir l'expérience de l'utilisateur et la disponibilité du service quel que soit le réseau physique auquel il est connecté. Cette « convergence » des réseaux introduit la définition des services et établit les principes de base du NGN. DUST a ainsi eu la responsabilité de créer les définitions essentielles aux services du NGN. Il est important de s'assurer que les aspects d'accessibilité soient pris en compte dès le début des travaux et soient pris en considération dans l'avenir de l'évolution des réseaux.

XV. COST 219 TER – LE DÉPART EN VUE D'UN DÉPLOIEMENT ÉNERGIQUE

Douze années après le Séminaire de Budapest, le thème des services conversationnels accessibles a été inscrit au programme du séminaire COST 219 ter dédié aux aspects juridiques et à la réglementation. Nous pouvons être satisfaits des travaux de normalisation accomplis, puisque les normes relatives à la transmission en temps réel du texte dans tous les environnements où le service vocal est admis, sont disponibles.

La combinaison avec la vidéo est particulièrement appréciée par les utilisateurs et l'emploi du protocole SIP dans les réseaux IP joue un grand rôle de référence dans l'évolution des réseaux.

Cependant, la bataille pour convaincre les développeurs de rendre les services automatiquement accessibles à tous les usagers n'est pas terminée. Le succès des travaux de normalisation ne suffit pas. Il faut s'attaquer aux aspects de mise en œuvre.

Après les côtés positifs de la normalisation liés au Séminaire de Budapest, il faut poursuivre l'effort de persuasion auprès des concepteurs de systèmes et d'équipements pour obtenir sur le plan mondial des services de conversation accessibles qui déploient les modes vidéo, texte et audio à tous les usagers.

Les normes ont été rédigées et approuvées dans un climat d'excellente collaboration internationale entre ingénieurs et spécialistes de l'accessibilité. Des ressources ont été déployées par les instituts d'accessibilité, des agences de télécommunications, des industriels et des exploitants. Le bilan des activités en normalisation est excellent. L'acceptation des produits et services peut aller encore plus loin. La publicité, la réglementation et la commercialisation des services d'accessibilité sont encore largement à la traîne.

XVI. DES SIGNES POSITIFS D'INTÉRÊT DE LA PART DE LA COMMUNAUTÉ PEUVENT ENTRAÎNER UN INTERFONCTIONNEMENT MONDIAL.

Des signes favorables montrent que le thème de l'accessibilité est aussi au centre des débats au sein de la Commission européenne comme en témoigne la création des groupes TCAM pour les terminaux et INCOM pour les services. Ces groupes de travail étudient les Directives européennes et ils tentent de formuler des actions ou des règles susceptibles de stimuler les acteurs de fournir des services accessibles. Les normes rédigées à ce sujet constituent une excellente base pour ces études. Des mécanismes de stimulation peuvent sans doute mis en place en vue de la fourniture de services accessibles sur le plan mondial.

RÉFÉRENCES

ETSI STF 267 DUST, creates a guide EG 202 230. Voir http://portal.etsi.org/stfs/hf/STF267.asp

The published guide is available by searching EG 202 320 from http://pda.etsi.org/pda/queryform.asp

UIT-T et Commission d'études 16, Question 26, "Accessibility to Multimedia". http://www.itu.int

A l'IETF, Les groupes d'études prinicpaux sont "avt" et sipping. see www.ietf.org

Voir la présentation intitulée " Total Conversation; Increased usability of conversational services in mobile and fixed networks". http://www.etsi.org/cce/proceedings/4_5.htm

Une liste des documents disponibles en Mars 2005 est fournie en Annexe A.

ANNEXE A, LISTE DES DOCUMENTS RELATIFS À LA CONVERSATION ACCESSIBLE EN TEMPS RÉEL ET SITUATION EN MARS 2005

A. Article

Document	***Full name***	***Explanation***	***Type et état***
COCOM 04-08	INCOM Report	Report on eAccessibility to EU regulatory group COCOM	Priority action requirements

B. Normes ou spécifications

Documents de l'IETF relatifs à l'accessibilité

Norme	***Titre***	***Explication***	***Type et état***
IETF RFC 2793	RTP Payload for Text Conversation.	RTP Payload for T.140 text conversation. MIME Registered as "text/t140", used in H.323 and SIP	Transport published
draft-ietf-sipping-toip-00	Framework of requirements for real-time text conversation using SIP		Requirements draft
IETF RFC 3351	User requirements	Handles transcoding and other value added services invoked through SIP.	Requirements published
draft-ietf-avt-rfc2793bis-09	RTP Payload for Text Conversation.	Sharpened replacement for RFC2793	Transport approved for publication
draft-ietf-avt-audio-t140c-00	RTP Payload for Text Conversation interleaved in an audio stream	RTP Payload for text, intended for transit gateways where number of ports may be an issue.	Transport approved by working group
draft-ietf-avt-text-red	Registration of the text/red MIME Sub-Type	MIME registration of text/red for use in SIP call setup	Call control approved by working group

Autres documents de l'IETF relatifs à l'accessibilité

Spécification	***Titre***	***Explication***	***Type et état***
IETF RFC 2327	SDP; Session Description Protocol	Parameters and formats for call setup in SIP	Call control published
IETF RFC 3261	SIP; Session Initiation Protocol	Session initiation Protocol – used to connect Voice over IP (Internet Protocol) phone calls.	Call control published
IETF RFC 2833	RTP Payload for DTMF Digits, Telephony Tones and Telephony Signals	Encoding and transport of tones over IP	Transport published
draft-ietf-mmusic-sdpnew	Session Description Protocol	Contains "text" as an allowable media type. Intended to replace RFC3261	Call control draft
IETF RFC 2198	Redundancy for RTP payloads	Used in RFC2793 for reliability of text traffic	Transport published
IETF RFC 3840	Indicating User Agent Capabilities in the Session Initiation Protocol (SIP)	Can be useful for preference and capability indication for service invocation	Call control published
IETF RFC 3841	Caller Preferences for the Session Initiation Protocol	Can be useful for preference and capability indication for service invocation	Call control published
draft-ietf-avt-rfc2833bis	RTP Payload for DTMF Digits, Telephony Tones and Telephony Signals	Text telephone signals expanded, will replace RFC2833	Transport draft
draft-sinnreich-sipdev-req	SIP Telephony Device Requirements, Configuration and Data	IP text telephone requirements included	Device requirements draft
IETF RFC 3550	RTP; Real Time Protocol	Media protocol in SIP and others	Transport published
IETF RFC 3711	SRTP; Secure Real Time Protocol	Encryption etc on RTP	Transport published

UIT-T Documents relatifs à l'accessibilité

Document	Titre	Explication	Type et état
ITU-T Rec. V.18	Operational and Interworking Requirements for DCE:s Operating in the Text Telephone	Includes automatic interworking with most legacy text telephones.	Modem transport approved

	Mode		
ITU-T Study Group 16 V.151 (in process)	Text Telephony over IP	Text Telephony transit through IP.	Gateway draft
ITU-T Rec. F.703	Multimedia conversational services	Defines Text Telephony and Total Conversation services	Service description approved
ITU-T Rec. H.224	A real time control protocol for simplex applications using the H.221 LSD/HSD/HLP channel.	Addition of client id=2 for T.140 text transport	Transport approved
ITU-T Rec. H.323 Annex G	Text Conversation and Text SET.	Defines T.140 text inclusion in H.323 IP Multimedia	Call control approved
ITU-T Rec H.323 Annex G v2	Text Conversation and Text SET.	Defines T.140 text inclusion in H.323 IP Multimedia	Call control draft
ITU-T Rec.T.134	Text Chat Application Entity	Application for text conversation in the T.120 data conferencing concept.	Transport approved
ITU-T Rec. T.140	Protocol for multimedia application text conversation.	Text conversation protocol for multimedia application. With amendment 1 (2000).	Presentation level approved
ITU-T Rec.T.140 - Addendum	Marking of missing characters	Replacement for characters missing after transmission	Presentation approved
H Series Supplement 1	Video Quality for sign language and lip reading	Quality characteristics of video transmission of importance for sign language and lip-reading use.	Requrement approved
ITU-T Rec. H.248.2	Packages for fax, text and call discrimination	Text telephony to text over IP gateway	Gateway approved
ITU-T Rec. H.248.2v2	Packages for fax, text and call discrimination	Text telephony to text over IP gateway. Approved revision.	Gateway approved

UIT – Documents généraux relatifs à l'accessibilité

Recommandation	***Titre***	***Explication***	***Type et état***
ITU-T Recommendation H.248;	Gateway control protocol	Text conversation protocol for multimedia application. With amendment 1 (2000). Control of gateway between all forms of text conversation	Gateway approved
ITU-T Rec. F.700	Famework Recommendation for multimedia services, Annex A.3.	Multimedia Framework, including real time text	Service description approved
ITU-T Rec.V.250	Serial asynchronous automatic dialling and control	Contains modem control for V.18	Call control approved
ITU-T Recommendation V.8	Procedures for starting sessions of data transmission over the public switched telephone network	Contains call function = text telephony	Call control approved
ITU-T Recommendation V.8 bis	Procedures for the identification and selection of common modes of operation between Data Circuit-terminating Equipments (DCEs) and between Data Terminal Equipments (DTEs) over the public switched telephone network	Contains procedures for starting simultaneous voice and text in V.18.	Call control approved
ITU-T V.150.1	Modem transit over IP	International Recommendation for transport of Modem over IP	Gateway approved
ITU-T Rec.V.152	Procedures for supporting Voice Band Data over IP networks	Usable for text telephony transit through IP networks	Gateway consent
ITU-T Rec.H.324	Terminal for low bit-rate multimedia communication	Addition of data channel for T.140 text	Multimedia system approved
ITU-T Rec. V.61	Analog simultaneous voice and data (permits Voice carry over with ASCII modems	Possible to use under V.18	Modem transport approved
ITU-T Rec.H.320	ISDN visual telephone systems and terminal equipment.	Text conversation added	Multimedia system approved
ITU-T Rec. H.245	Control Protocol for Multimedia Communication	Multimedia Control protocol, includes setup of text channels	Call control approved
ITU Y.1541	Network performance objectives for IP-based services		Requirement approved

ETSI Documents relatifs à l'accessibilité

ETSI	Titre	Explication	Type et état
ETSI ETR 333	Text Telephony, User Requirements And Recommendations	Describes user needs for text conversation and guidelines for standardisation	Requirement approved
ETSI TR 101 806	Guidelines for Telecommunication Relay Services for text and video	Guidelines for Telecommunication Relay Services for text and video	Requirement approved
ETSI TS 122 226	GTT Service Stage 1	Global Text and Total conversation (GTT) service description	Service approved
ETSI TS 123 226	GTT Architecture Stage 2	GTT Specific description of network architecture for text conversation and especially CTM text telephony	Architecture approved
ETSI TS 126 226	CTM Modem, General description	Robust and error tolerant modem for text telephony specified for mobile networks.	Modem transport approved
ETSI TS 126 235	Packet Switched Conversational Multimedia (SIP)	Includes text conversation using T.140 in RTP as RFC 2793.	Profile approved
ETSI EG 202 320	Duplex Universal Speech and Text Communication	Guide for text as a mainstream call component	Requirements (in progress) draft

ETSI Autres documents sur l'accessibilité

ETSI	Titre	Explication	Type et état
ETSI TS 122 101	Service principles	Brief description of mobile text conversation	Service approved
ESI TS 126 110	Circuit Switched Multimedia	Includes text conversation using	Multimedia call control

	Telephony (3G.324)	T.140 in AL1 channel	approved
ETSI TS 124 008	Terminal indicators	CTM indicator from terminal is defined here	Call control approved

EIA/TIA Documents relatifs à l'accessibilité

Standard	***Titre***	***Explication***	***Type et état***
TIA/EIA 825a	A Frequency Shift Keyed Modem for use on the Public Switched Telephone Network	The standard for TTY signals, which permitted mainstream industry to design for compatibility with TTY as technologies moved to digital.	Modem transport approved
TIA 1001	Standards for text over IP (TIA 1001) transit gateway	U.S. effort to develop standard methods for carrying Baudot over IP networks, using voice band data and gateway approaches.	Gateway approved
TIA- 504-A	Telecommunications-Telephone Terminal Equipment-Magnetic Field and Acoustic Gain Requirements for Headset Telephones Intended for Use by the Hard of Hearing		Requirement approved
ANSI/TIA-968-A	Telecommunications - Telephone Terminal Equipment - Technical Requirements for Connection of Terminal Equipment to the Telephone Network		Requirement approved
TR 45 TSB-121	2.5 mm Audio Interface For Mobile Wireless Handsets - Text Telephones (TTY)	Connector standard for wireless telephones and TTYs	Physical approved
TIA IS-823	TTY/TDD Extension to TIA/EIA 136-410 Enhanced Full Rate Speech Codec		Transport approved
TIA -IS-840	Minimum Performance Standards for Text Telephone Signal Detector and Text Telephone Signal Regenerator		Requirements approved
TIA TSB-121	2.5 mm Audio Interface For Mobile Wireless Handsets - Text Telephones (TTY)		Physical approved

EIA/TIA Autres documents relatifs à l'accessibilité.

Standard	***Titre***	***Explication***	***Type et état***
TIA IS-127-2	Enhanced Variable Rate Codec, Speech Service Option 3 for Wideband Spread Spectrum Digital Systems - Addendum 2		Speech codec approved
TIA IS-707-A-2	Data Services Options for Spread Spectrum Systems - Radio Link Protocol Type 3 - Addendum No. 2		text vaddition approved
TIA IS-733-1	High Rate Speech Service Option 17 for Wideband Spread Spectrum Communications Systems		system approved
TIA IS-789A	Electrical Specification for the Portable Phone to Vehicle Interface		Physical approved
TIA/EIA-688	DTE/DCE Interface For Digital Cellular Equipment		Physical approved
T1 T1.209-2003	American National Standard for Operations Administration and Maintenance and Provisioning (OAM&) – Network Tones and Announcements	Provides and industry standard way for network routing messages to be conveyed in TTY in addition to voice.	system approved

La Langue française Parlée Complétée, un code artificiel perçu au rythme de sa production

Virginie Attina, Marie-Agnès Cathiard & Denis Beautemps
Institut de la Communication Parlée
ICP/INPG, 46 avenue Félix Viallet 38031 Grenoble, France
attina@icp.inpg.fr, cathiard@icp.inpg.fr, beautemps@icp.inpg.fr

***Résumé*- Dans cet article nous présentons une étude de la coordination temporelle entre les mouvements manuels, labiaux et le son produit dans la Langue française Parlée Complétée (LPC) ou *Cued Speech*, complément manuel à la lecture labiale pour les sourds. Le décours temporel de la perception des informations manuelles et labiales a été testé par un paradigme de *gating* chez 16 sujets sourds profonds et a été analysé en relation étroite avec la production. Les résultats montrent que l'anticipation de la main sur les lèvres mise en évidence dans la production du code LPC est perçue et mise à profit par les sourds pour la perception. Des liens étroits entre perception et production sont ainsi proposés pour cette méthode à l'origine artificielle.**

I. INTRODUCTION

Dans la communication avec l'enfant sourd, il est devenu courant de recourir aux gestes. Le système le plus connu est celui de la Langue des Signes, qui est un code linguistique complet (avec sa propre syntaxe par exemple) et qui, par principe, ne dépend pas de la parole. Il existe par ailleurs un autre moyen de communication, la Langue française Parlée Complétée (*Cued Speech* [1] ou code LPC), qui est un codage phonologique, où celui qui parle complète, avec sa main, les mouvements de ses lèvres : de cette façon, il lève les ambiguïtés de la lecture labiale pour les sourds. Inventé en 1967 par le docteur Orin Cornett pour l'anglais-américain, ce système s'est depuis largement répandu dans le monde et a été adapté à plus de 56 langues [2].

Ce système est complètement dépendant de la parole, puisque les clés manuelles que forme le locuteur sont déterminées par les syllabes qu'il prononce. La forme de la main (ou configuration des doigts) code les consonnes, alors que la position de la main près du visage code les voyelles. Ce système est simple et ne nécessite que huit configurations et cinq positions pour coder tous les phonèmes du français (voir quelques exemples sur la Fig. 1). Le sourd exposé à cette méthode a de cette manière la possibilité de percevoir, par la vision uniquement, tout ce qui est dit : plus précisément, des études ont montré que plus de 90% des informations pouvaient être identifiées correctement, alors qu'un tiers seulement l'était par le biais de la lecture labiale seule ([3] pour des syllabes et des mots, [4] et [5] pour des phrases). Une importante série de travaux a montré en outre que cette méthode utilisée précocement (dès la détection de la surdité, avant l'âge de 3 ans) et intensivement avec les enfants sourds, leur permettaient de développer des représentations phonologiques si précises des mots, qu'ils pouvaient rivaliser sans problème avec les enfants entendants pour des exercices de rime par exemple (juger de la rime des mots « glace » et « tasse » ; [6]). Plus généralement, cette méthode leur permet d'acquérir la lecture et l'écriture au même rythme que les enfants entendants (pour une revue, voir [7]). Ainsi, le code LPC représente un moyen efficace pour pallier le problème de la surdité et ses implications.

On peut se demander comment cette méthode « artificielle » agit sur les mécanismes d'intégration de la parole chez les sourds. Les avancées dans ce domaine nous permettraient en effet d'améliorer encore l'efficacité de ce système et de mieux comprendre les stratégies palliatives mises en place dans les situations de handicap. Ce domaine est resté jusqu'à présent largement inexploré et très peu de choses sont en fait connues sur les mécanismes d'intégration perceptive, puisqu'on ne trouve qu'une seule étude qui traite de ce sujet [8]. En testant l'importance que les sourds accordent aux informations manuelles par rapport aux informations labiales, cette étude a montré que les enfants sourds qui ont bénéficié très tôt de code LPC exploitent mieux les informations manuelles que les sourds qui ont été exposés plus tardivement à la méthode. En outre, il apparaît que les informations données par la main sont davantage utilisées quand les informations données par les lèvres sont peu marquées. Ces résultats donnent donc de nouveaux arguments en faveur de l'exposition précoce au code LPC, mais nous apprennent relativement peu de choses sur la façon dont la parole codée est intégrée.

Nous abordons cette question sous un angle tout à fait nouveau, celui des relations entre la perception et la production et de leur importance dans la Langue française Parlée Complétée. En effet, nous pensons que l'enfant sourd, qui perçoit de la parole codée, ne récupère pas seulement le résultat visible du code (des formes labiales associées à des clés manuelles), mais aussi la manière dont il a été produit par la personne qui code, c'est-à-dire la coordination temporelle existant entre les mouvements de la main et ceux des lèvres. En clair, nous pensons qu'il est important de savoir comment la parole codée est organisée dans sa production, afin de mieux appréhender sa perception et son intégration par les enfants sourds.

Nous avons ainsi étudié la production du code LPC chez quatre codeuses professionnelles et nous avons mis en évidence un patron temporel de coordination main-lèvres-son stable, révélant en particulier de manière systématique une anticipation de la main sur les lèvres ([9, 10]). Plus

précisément, pour une syllabe de type Consonne-Voyelle (CV), la main débute son mouvement bien avant le début du son (avec une avance moyenne équivalent à plus d'une demi-syllabe) et atteint sa position LPC cible au début de la tenue acoustique de la consonne, soit bien avant la réalisation de la cible labiale vocalique correspondante. La configuration des doigts codant la consonne est quant à elle entièrement formée durant la transition de main. Cette organisation particulière peut laisser penser que la main ne viendrait pas désambiguïser « après coup » les formes labiales consonantique et vocalique mais proposerait *par avance* un sous-ensemble de phonèmes possibles.

L'étude que nous proposons dans ce papier a pour but de précisément tester cette hypothèse, c'est-à-dire le déroulement temporel du processus d'intégration perceptive de la parole codée chez les sourds. Nous avons utilisé pour cela un paradigme de gating [11], technique permettant d'obtenir une identification pas à pas, au fur et à mesure du dévoilement progressif des informations. Avant d'aborder l'expérience perceptive proprement dite, nous décrirons en premier lieu les étapes nécessaires préalables, à savoir l'acquisition des données et l'analyse de la coordination main-lèvres-son, reflétant ainsi notre démarche expérimentale « de la production à la perception ».

II. ACQUISITION DES DONNEES

A. *Sujet*

Notre locutrice est une codeuse professionnelle de 38 ans, qui pratique depuis 9 ans la LPC avec son enfant sourd et en classe. Elle est titulaire depuis 1996 du diplôme professionnel de codeuse LPC, délivré par l'Association nationale pour la promotion et le développement de la Langue française Parlée Complétée (ALPC). Elle a été sélectionnée pour cette étude par une orthophoniste, professionnelle de la surdité et enseignante de LPC, qui, pour son choix, s'est appuyée sur la qualité de codage de cette personne, c'est-à-dire la fluidité et la bonne visibilité des mouvements de sa main durant le codage ainsi que pour ses formes labiales bien distinctes.

B. *Corpus*

Le corpus utilisé dans cette étude est composé de logatomes du type « mutumaCVma » [mytymaCVma], avec C= [k, p, v, d] et V= [ɔ, ø, ɛ, ɛ̃] (transcription phonétique). La syllabe testée CV est insérée dans une phrase porteuse qui nous permettra de présenter la syllabe cible toujours dans un même contexte. Le choix de ces consonnes et de ces voyelles permet de combiner deux configurations de doigts avec deux positions de main (Fig. 1). Les 16 séquences obtenues ont été répétées 3 fois chacune.

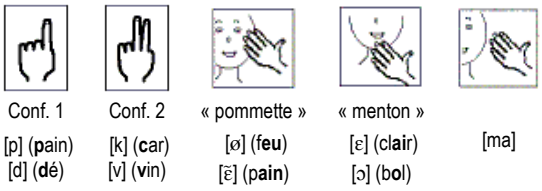


Fig. 1. Configurations et positions de main impliquées dans cette étude.

C. *Enregistrement et extraction des données*

La locutrice-codeuse a été enregistrée audiovisuellement à l'aide du poste Visage-Parole de l'ICP [12], à 25 images/s, par deux caméras en vue de face, la première filmant le visage et la main, la seconde les lèvres en gros plan (Fig. 2 ; voir [9] pour plus de détails). La synchronisation des deux caméras était assurée par le repérage d'un pavé de diodes (LED) allumé sur une trame vidéo, correspondant à un bip de 1 kHz. De manière à rester dans le champ des caméras, la locutrice est assise, la tête maintenue stable par le port d'un casque fixé sur le dossier du sujet. Le son était enregistré synchrone avec les vidéos. Les lèvres de la locutrice étaient maquillées en bleu pour détecter par la suite, via un traitement Chroma-key, correctement leurs contours et en particulier précisément l'aire aux lèvres, un paramètre crucial pour la production des sons comme pour leur perception [13]. Une pastille collée sur le dos de la main de la codeuse permettait de suivre les mouvements de la main et d'en extraire les coordonnées horizontale (x) et verticale (y), calculées par rapport à une référence sur le verre droit des lunettes portées par la locutrice.

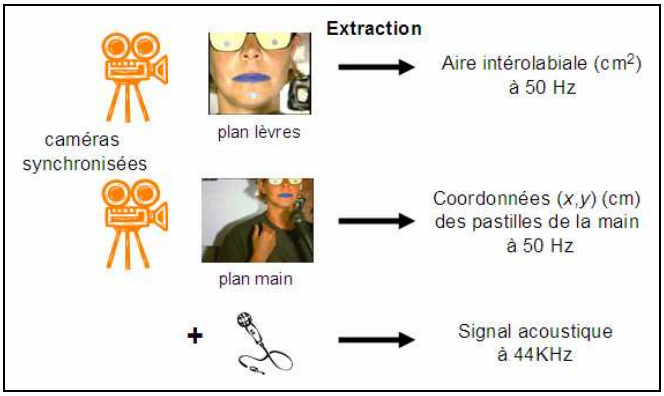


Fig. 2. Schématisation du protocole expérimental utilisé pour acquérir les données.

Après numérisation et extraction des signaux, nous obtenons ainsi quatre signaux synchrones au cours du temps (Fig. 3) : le décours temporel de l'aire aux lèvres (échantillonné à 50 Hz), les positions horizontales et verticales de la pastille sur le dos de la main (échantillonnées à 50 Hz) et le signal acoustique (44100 Hz).

III. ETUDE PRÉLIMINAIRE : ANALYSE DE LA PRODUCTION

A. *Traitement des signaux*

Les événements temporels suivants ont été repérés (voir Fig. 3) : pour chaque séquence [mytymaCVma], A1 est le début acoustique de la consonne C, L1 est le début du geste labial pour former la voyelle V, L2 est la cible labiale de la voyelle, M1 est le début de la transition de la main vers la position codant la voyelle V (soit le « menton » ou la « pommette ») et M2 est l'atteinte de la position LPC cible, ces événements cinématiques étant repérés à l'aide du profil d'accélération, indice pertinent en contrôle moteur [14, 15].

A partir de ces événements, les caractéristiques de production étudiées sont les intervalles temporels suivants :

M1A1, entre le début du geste de main et le début acoustique de la consonne ; A1M2, entre le début acoustique de la consonne et l'atteinte de la position cible LPC ; M1L1, entre le début du geste de main et le début du geste labial vocalique et M2L2, entre la cible LPC et la cible labiale de la voyelle. La durée de la syllabe cible CV est également calculée.

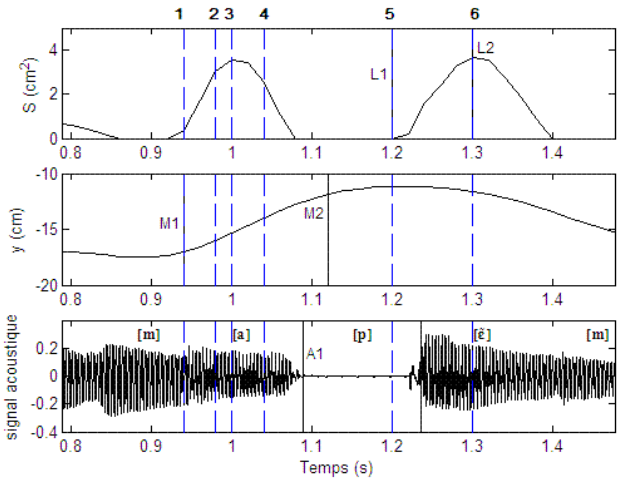


Fig. 3. Tracé des signaux (aire aux lèvres S, position y de la pastille et signal acoustique) au cours du temps pour la portion [mapɛ̃ma] de la séquence [mytymapɛ̃ma]. Les barres verticales en traits pleins correspondent aux événements temporels repérés sur l'analyse des signaux. Les six lignes pointillées correspondent aux six points de troncature retenus pour l'expérience perceptive (voir texte).

B. Résultats

Nous avons observé une durée moyenne de 304 ms (s= 88 ms) pour la durée de la syllabe CV cible. En ce qui concerne la coordination main-son, nous avons obtenu une durée de 139 ms (s= 48 ms) pour M1A1 et de 59 ms (s= 44 ms) pour A1M2 : la main débute donc en moyenne son geste de transition bien avant le début acoustique de la consonne et atteint la position cible LPC durant la première partie de celle-ci (la durée de la consonne s'élevant en moyenne à 153 ms, s= 71). En ce qui concerne la coordination main-lèvres, nous avons obtenu une durée moyenne de 259 ms (s= 113 ms) pour M1L1, ce qui signifie que la main débute son mouvement avant celui des lèvres, et une moyenne de 155 ms (s= 112 ms) pour M2L2 indiquant que la position vocalique LPC est atteinte en avance par rapport à la réalisation de la cible vocalique aux lèvres ; le geste de main anticipe donc clairement sur le geste labial pour la voyelle.

Nous avons donc obtenu sur ces données un patron de coordination main-lèvres-son très comparable à celui que nous avions déjà observé pour cette même codeuse [9], mais aussi pour trois autres sujets [10]. La main débute son mouvement de transition bien avant le son et atteint la position vocalique LPC en début de consonne, soit bien avant la formation de la voyelle aux lèvres. En ce qui concerne la formation de la configuration digitale, nous ne l'avons pas précisément analysée dans cette étude (comme nous l'avions fait dans [9] à l'aide d'un gant de données Cyberglove), afin de ne pas gêner la perception des sujets par le port d'un gant. L'analyse visuelle des séquences d'images montre cependant que la configuration est formée durant la transition de main, elle est donc disponible au début de la tenue acoustique de la consonne.

IV. EXPÉRIENCE PERCEPTIVE

Comment est traitée cette coordination main-lèvres par le sujet sourd qui perçoit la Langue française Parlée Complétée ? Est-il capable de traiter l'information apportée par la main avant l'information portée par les lèvres ou attend-il forcément pour intégrer les deux informations ? Autrement dit, un sujet sourd décodant la LPC va-t-il exploiter l'anticipation observée de la main sur les lèvres ? Si oui, on devrait observer une identification correcte de la position de la main plus précoce par rapport à l'identification correcte de la voyelle, et une identification simultanée de la clé et de la consonne.

Afin de tester cette hypothèse, nous utiliserons un paradigme de *gating* [11], en tronquant en différents points nos séquences, et plus particulièrement le domaine de la syllabe CV testée dans [mytymaCVma]. Ce paradigme consiste en un dévoilement progressif d'un stimulus au cours du temps : classiquement, le stimulus est montré depuis le début jusqu'au premier point de troncature, puis jusqu'au second et ainsi de suite jusqu'à montrer le stimulus complet. Afin d'éviter les problèmes soulevés par l'utilisation classique de cette méthode [16], les séquences seront présentées en ordre aléatoire et non pas de manière continue.

Cette technique nous permettra donc d'obtenir une identification pas à pas, au fur et à mesure du dévoilement progressif des informations manuelles et labiales : ainsi, nous serons à même de voir si l'anticipation de la main est récupérée perceptivement et mise à profit pour l'identification d'un percept phonétique.

A. Stimuli

Parmi les trois répétitions des 16 séquences analysées, nous avons retenu un exemplaire de chaque. Pour ce choix, nous avons sélectionné les réalisations les plus représentatives, celles qui s'approchaient au mieux des valeurs moyennes quant à l'anticipation, tout en nous assurant de la bonne visibilité de la cible labiale et du mouvement de la main.

A partir des images numérisées puis détramées de chaque séquence (avec une trame toutes les 20 ms), et en nous aidant des événements temporels repérés sur les signaux de notre analyse en production, nous avons déterminé six points de troncature dans le domaine de la syllabe CV pour chacune des 16 séquences (pour un exemple pour la séquence [mytymapɛ̃ma], voir sur la Fig. 3 les lignes pointillées et sur la Fig. 4 les images correspondantes) :

1) Le 1er point de troncature correspond au début du mouvement de la main (trame correspondant à notre étiquette temporelle M1, récupérée à partir de l'analyse de données, voir Fig. 3) pour la syllabe CV. Ce premier point correspondant au début du geste de la main pour coder cette syllabe, la séquence tronquée à ce point ne délivrera aucune information sur la nature de la syllabe CV : nous prévoyons, pour cette première troncature, que le sujet choisisse

majoritairement la réponse [ma]. Nous aurons ainsi des courbes d'identification pour la cible CV démarrant quasiment à 0.

2) Le 2ème point correspond au début de la formation de la configuration de la main. A ce point, la main n'est plus complètement ouverte (comme elle l'était pour coder la consonne [m] précédente) mais on ne peut pas encore identifier quelle sera la clé suivante. La trame retenue a été sélectionnée par analyse visuelle des images.

3) Sur la trame au 3ème point de troncature, la clé est en cours de formation et la main est en train de se déplacer vers la position codant la voyelle V (soit la « pommette » ou le « menton »).

4) Le 4ème point correspond à une trame où la clé et la position sont nettement visibles et identifiables. Notons que la main n'a pas encore vraiment atteint sa position (M2) mais s'en est clairement approchée ; la main se dirigeant soit vers la « pommette », soit vers le « menton », positions clairement distinctes spatialement, cela peut permettre une anticipation précoce de l'identification de la position. A cette étape, la forme labiale de la consonne est en formation (le point 4 précède toujours le début acoustique de la consonne).

5) En 5ème point, nous avons pris le point L1 du signal de la trajectoire des lèvres correspondant au début du mouvement des lèvres vers la cible vocalique. La clé est totalement formée, la main a atteint sa cible spatiale, la consonne est identifiable aux lèvres. Ainsi, il ne devrait plus y avoir de différence entre l'identification de la clé et de la consonne.

6) Le 6ème point est la trame correspondant à L2, soit à l'atteinte de la cible labiale. A ce point, la syllabe devrait pouvoir être identifiée quelle que soit la séquence.

Fig. 4. Exemple d'un découpage en six points de troncature de la syllabe [pɛ̃] pour la séquence [mytymapɛ̃ma] (de gauche à droite et de haut en bas). La main part de la position « côté » pour le [ma] et se dirige vers la « pommette », tout en formant la clé du [p], pour le [pɛ̃]. On voit qu'au point 4, la clé est formée, la position est presque atteinte et le [p] n'est pas encore visible aux lèvres (il le sera au point 5).

Le point 4 est donc critique en ce qui concerne l'anticipation des informations manuelles sur les informations labiales. Si les sujets récupèrent et utilisent l'information manuelle dans son décours temporel, nous devrions obtenir à ce point 4 une différence entre l'identification de la clé LPC (position et configuration) et l'identification des informations fournies par les indices labiaux. Dans le cas contraire, nous ne trouverons pas de différence à ce point, les deux types d'information étant intégrés ensemble au moment où les informations labiales seront disponibles, soit au point 5 pour la consonne et au point 6 pour la voyelle.

Nous obtenons donc au total 16 séquences coupées en six points de troncature, soit 96 films (fichiers AVI générés à 50 trames/sec et compressés à l'aide du codec Cinepak).

B. Sujets et procédure

Les 96 séquences ont été présentées en ordre aléatoire à 16 sujets sourds profonds (treize adolescents de 11 ans à 19 ans et trois adultes de 24 ans, 25 ans et 35 ans). Tous les sujets avaient des parents entendants codeurs. Les treize adolescents avaient du code LPC à la maison et à l'école. L'adulte de 35 ans lit parfaitement sur les lèvres et décode la LPC lors de réunions professionnelles. Et les deux autres adultes avaient eu du code LPC étant plus jeunes, mais n'y avaient plus recours car ils lisent parfaitement sur les lèvres.

Chaque séquence tronquée commence toujours au début de la séquence « mutuma… » et s'arrête à l'image correspondant au point de troncature ; le sujet doit ensuite donner sa réponse, c'est-à-dire la consonne et la voyelle identifiées (parmi [m, p, v, k, d] et [a, ɔ, ø, ɛ, ɛ̃]). Lorsqu'il valide sa réponse, le film suivant est déroulé. Les sujets peuvent sélectionner la syllabe [ma] lorsqu'ils n'ont perçu que cette syllabe ; on s'attend donc à ce que cette réponse soit sélectionnée majoritairement pour les séquences tronquées au premier point. Une phase de familiarisation avec six exemples de séquences était proposée avant la passation complète du test.

C. Résultats

Nous présenterons les résultats généraux pour tous les sujets confondus, afin de dégager des tendances perceptives générales. A l'issue du test, nous obtenons pour chaque sujet une matrice d'identification des 96 stimuli présentés. Nous avons calculé, pour la cible CV, tous sujets confondus, les pourcentages d'identification correcte de la consonne, de la voyelle et de la syllabe, ainsi que les scores d'identification de la syllabe [ma] précédant la cible CV (Fig. 5). Les résultats montrent comme attendu une identification progressive de la consonne, de la voyelle et de la syllabe, parallèlement à une diminution des identifications [ma] en fonction des points de troncature.

Afin d'analyser la prise en compte des informations manuelle et labiale dans les réponses des sujets, nous avons séparé la contribution spécifique de chaque information. En ce qui concerne l'information manuelle, à partir des scores sur la voyelle, nous avons calculé les pourcentages d'identification correcte de la position manuelle (la position « pommette » correspondant aux voyelles [ø, ɛ̃] et « menton » aux voyelles [ɛ, ɔ] ; Fig. 1) et à partir des scores sur la consonne, les pourcentages d'identification de la clé manuelle (configurations 1 pour [p, d] et 2 pour [k, v]). De la même façon, nous avons extrait la contribution de l'information labiale, en calculant le pourcentage d'identification correcte

des voyelles classées selon le critère d'arrondissement aux lèvres ([ɔ, ø] arrondies et [ɛ, ɛ̃] étirées) et celui des consonnes classées selon leur niveau de labialité ([p, v] labiales et [k, d] non labiales).

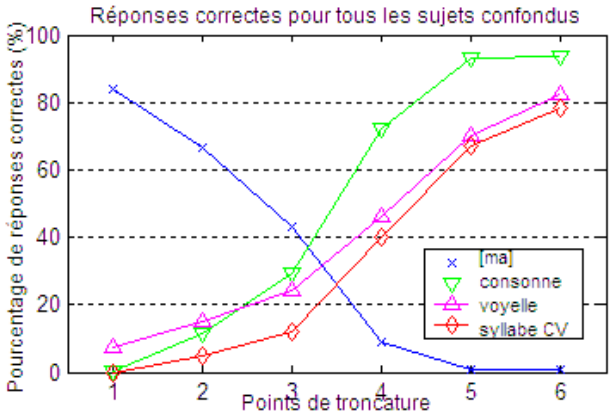


Fig. 5. Scores moyens d'identification pour la consonne, la voyelle, la syllabe cible et la syllabe [ma] obtenus aux différents points de troncature pour les 16 sujets confondus.

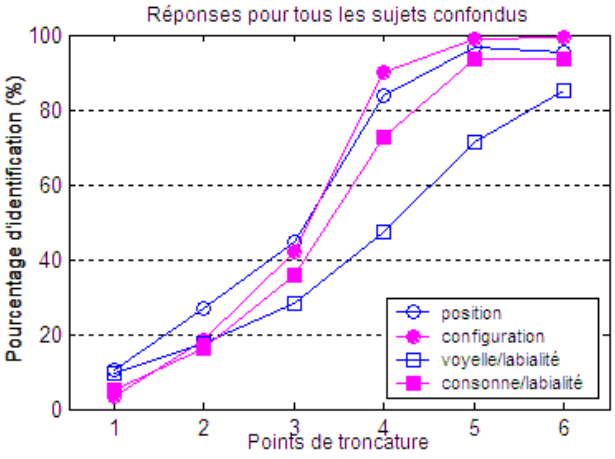


Fig. 6. Scores moyens d'identification pour la consonne classée selon son niveau de labialité, la voyelle classée selon son arrondissement, la clé et la position manuelle obtenus aux différents points de troncature pour les 16 sujets confondus.

Nous présentons sur la Fig. 6 les pourcentages moyens d'identification correcte des contributions manuelles (clé et position) et labiales (consonnes et voyelles regroupées selon le trait de labialité) pour tous les sujets confondus.

Afin d'étudier statistiquement la contribution des informations manuelles et labiales, nous avons réalisé une analyse de variance à deux facteurs intra-sujets : « troncature » (6 points) et « identification » (4 modalités : position, clé, consonne/labialité, voyelle/labialité). Le facteur « troncature » a un effet significatif ($F(5, 75)= 173$, $p< .01$), de même que le facteur « identification » ($F(3, 45)= 38$, $p< .01$). L'interaction « troncature »x« identification » est également significative ($F(15, 225)= 21$, $p< .01$). Un test post-hoc de comparaison par paires (test de Sheffé) nous a permis de mettre en évidence qu'au point 4 de troncature, les identifications de la clé et de la consonne aux lèvres sont significativement différentes ($p< .01$) ainsi que les identifications de la position et de la voyelle aux lèvres ($p< .01$) (l'identification de la voyelle est également différente de celle de la clé et de celle de la consonne). Au point 5 de troncature, l'identification de la voyelle est différente de toutes les autres ($p< .01$). Ainsi, à ce point, les identifications de la consonne et de la clé manuelle ne sont plus significativement différentes. Finalement au point 6 de troncature, nous ne trouvons plus de différence significative entre les différentes identifications.

A partir de cette analyse statistique, nous pouvons donc dégager les points suivants :

1) Au premier point de troncature, tous les scores sont très faibles (inférieurs à 10%), les sujets répondant majoritairement [ma]. Aux points 2 et 3, les identifications [ma] diminuent et ce sont les scores pour l'identification de la position qui croissent les plus rapidement, suivis de ceux de l'identification de la clé. Au point 3, tous les scores restent néanmoins en-dessous des 50% ; ce qui signifie que les sujets commencent à récupérer des informations mais celles-ci ne leur permettent pas encore d'identifier les stimuli.

2) Au point 4, c'est-à-dire au moment où la clé manuelle est visible, la position de main est presque atteinte et la consonne commence à être formée aux lèvres, nous avons un maximum de différences entre les différentes courbes d'identification. Toujours en-dessous des 50%, l'identification de la voyelle aux lèvres est la plus faible de toutes (47%). Elle est clairement moins bonne que l'identification de la position de main qui atteint un pourcentage élevé : 84%. De même, l'identification de la clé manuelle atteint un score d'identification correcte de 90%. A ce point, l'identification de la consonne aux lèvres commence à augmenter mais elle n'est encore que de 73% et reste significativement différente de l'identification de la clé. Ainsi, nous obtenons au point 4, une meilleure identification des informations manuelles LPC sur la consonne et sur la voyelle par rapport à celle donnée par les lèvres, ce qui signifie que les sujets ont commencé à traiter les informations manuelles alors que les informations labiales sur cette syllabe ne sont pas encore complètement disponibles.

3) Au point 5, l'information labiale sur la consonne est disponible et nous ne trouvons plus de différence entre l'identification de la clé manuelle et celle de la consonne aux lèvres (respectivement de 99% et de 94%). L'identification de la position de main (96,5%) reste toujours statistiquement meilleure que celle de la voyelle aux lèvres (71%).

4) Finalement au point 6, c'est-à-dire au moment où la cible vocalique est réalisée aux lèvres, l'identification du visème vocalique atteint un score de 85%, non différent de celui de la position manuelle. On ne s'étonnera pas que les scores globaux pour la voyelle (à 82%) mais aussi pour la syllabe (78,5%) ne soient pas maximaux au point 6 puisque nous n'avons pas montré toute la tenue de la voyelle, après son climax (rappelons que ce point 6 de troncature est déterminé par l'événement L2 sur le décours de l'aire intérolabiale, soit le début de l'établissement de la cible vocalique).

V. Conclusion, perspectives et implications

Nous avons retrouvé une fois de plus, dans cette étude, le patron temporel de coordination LPC-parole, entraînant ainsi une anticipation de la main dans la production du codage LPC par rapport au mouvement des lèvres. Notre test de gating montre que les sujets sourds tirent profit de cette organisation temporelle spécifique en récupérant perceptivement cette anticipation de la main par rapport aux lèvres : les sourds décodeurs récupèrent et utilisent l'information donnée par le geste manuel en avance de l'information labiale correspondante. En effet, leurs performances indiquent un décodage progressif avec, dans un premier temps, identification par les informations manuelles d'un groupe de consonnes et voyelles possibles, suivi du choix d'un percept correct, une fois que les informations labiales pour la consonne et la voyelle sont disponibles. Il se pourrait donc bien finalement que la main « prépare le terrain » par avance pour l'identification visuelle de la parole codée. La main qui se dirige vers une position propose donc un premier ensemble de voyelles, le bon candidat étant finalement identifié par les lèvres.

Ces résultats ne sont qu'un premier pas dans la compréhension de l'intégration perceptive des deux informations visuelles de la LPC, mais ils proposent d'ores et déjà des liens étroits entre perception et production pour un code proposé à l'origine comme un système complètement artificiel. Ces découvertes relancent complètement le débat sur la nature des représentations phonologiques chez l'enfant sourd et sur les mécanismes d'intégration du code LPC. De manière plus générale, ils s'ancrent complètement sur la problématique des stratégies palliatives adoptées dans le cas de handicaps sensoriels.

Concernant la surdité et le code LPC, au vu de nos résultats, il serait intéressant de tester particulièrement l'importance de la coordination main-lèvres pour l'intelligibilité de la parole codée, par un paradigme de désynchronisation des différentes modalités. Ces résultats viendraient sans conteste compléter les résultats de la présente étude et constitueraient un apport important, aussi bien dans le domaine de la rééducation orthophonique, que dans celui des technologies du handicap. L'importance des relations perception-action en LPC pourrait en effet être prise en compte dans les méthodes de rééducation ; nos résultats semblent indiquer en particulier que la pratique du code par les enfants sourds pourrait leur permettre d'améliorer la perception qu'ils en ont. Le patron de coordination particulier mis en évidence dans nos études peut également être intégré dans les techniques d'apprentissage du code et en particulier dans son évaluation chez les codeurs professionnels. Enfin, nos résultats ont des implications importantes dans la synthèse de code LPC et les technologies du handicap ; ils ont par ailleurs été complètement intégrés dans un prototype de synthèse [9] et servent de support à d'autres projets ambitieux [17, 18].

Remerciements

Nos remerciements s'adressent à notre codeuse Glawdys Brunnel ; aux jeunes sourds et à leur famille ; à Martine Marthouret, orthophoniste au CHU de Grenoble ; à Florence Bouaouni pour sa contribution à l'expérience et à Christophe Savariaux pour son aide technique. Cette étude a été soutenue par un programme Cognitique du Ministère de la Recherche (Projet n° AL30 du thème « Apprentissage des langues : Dysfonctionnements et remédiations ») et par un financement BDI du CNRS.

References

[1] R. O Cornett, "Cued Speech". *American Annals of the Deaf*, vol. 112, pp. 3-13, 1967.

[2] R. O. Cornett, "Adapting Cued Speech to additional languages". *Cued Speech Journal,* vol. 5, pp. 19-29, 1994.

[3] G. Nicholls and D. Ling, "Cued Speech and the reception of spoken language". *J. of Speech and Hearing Research*, 25, pp. 262-269, 1982.

[4] R. M. Uchanski, L. A. Delhorne, A. K. Dix, L. D. Braida, C. M. Reed and N. I. Durlach, "Automatic speech recognition to aid the hearing impaired: Prospects for the automatic generation of cued speech". *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 31(1), pp. 20-41, 1994.

[5] P. Duchnowski, D. Lum, J. Krause, M. Sexton, M. Bratakos and L. D. Braida, "Development of speechreading supplements based on automatic speech recognition". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 47 (4), pp. 487-496, 2000.

[6] B. L. Charlier and J. Leybaert, "The rhyming skills of deaf children educated with phonetically augmented speechreading". *The Quaterly Journal of Experimental Psychology*, vol. 53A (2), pp. 349-375, 2000.

[7] J. Leybaert and J. Alegria, "The Role of Cued Speech in Language Development of Deaf Children," in *Oxford Handbook of Deaf Studies, Language, and Education,* M. Marschark and P. E. Spencer, Eds. Oxford University Press, 2003, pp. 261-274.

[8] J. Alegria and J. Lechat, "Phonological processing in deaf children: When lipreading and cues are incongruent." *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, vol. 10 (2), pp. 122-133, 2005.

[9] V. Attina, D. Beautemps, M.-A. Cathiard and M. Odisio, "A pilot study of temporal organization in Cued Speech production of French syllables: Rules for a Cued Speech synthesizer." *Speech Communication*, vol. 44, pp. 197-214, 2004.

[10] V. Attina, M.-A. Cathiard and D. Beautemps, "Temporal measures of hand and speech coordination during French Cued Speech production," *Lecture Notes in Artificial Intelligence,* vol. 3881, pp. 13-24, in press.

[11] F. Grosjean, "Spoken word recognition processes and the gating paradigm." *Perception & Psychophysics*, vol. 28, pp. 267-283, 1980.

[12] M. T. Lallouache, « *Un poste visage-Parole couleur. Acquisition et traitement automatique des contours des lèvres*. » Thèse de doctorat, INP Grenoble, 1991.

[13] C. Abry, L.-J. Boë, P. Corsi, R. Descout, M. Gentil and P. Graillot, « *Labialité et phonétique. Données fondamentales et études expérimentales sur la géométrie et la motricité labiales*. » Publications de l'Université des Langues et Lettres de Grenoble, 1980.

[14] R. A. Schmidt, "*Motor control and learning: A behavioural emphasis*." Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1988.

[15] J. S. Perkell and M. L. Matthies, "Temporal measures of anticipatory labial coarticulation for the vowel /u/: Within- and cross-subject variability." *The Journal of Acoustical Society of America*, vol. 91 (5), pp. 2911-2925, 1992.

[16] F. Grosjean, "Gating." *Language and Cognitive Processes*, vol. 11 (6), pp. 597-604, 1996.

[17] G. Gibert, G. Bailly, D. Beautemps, F. Elisei and R. Brun, "Analysis and synthesis of the 3D movements of the head, face and hands of a speech cuer." *Journal of Acoustical Society of America*, vol. 118 (2), pp. 1144-1153, 2005.

[18] N. Aboutabit, D. Beautemps and L. Besacier, "Hand and lip desynchronization analysis in French Cued Speech: automatic temporal segmentation of hand flow", *ICASSP 2006*, submitted.

ARTUS : synthèse et tatouage audiovisuel des mouvements d'un personnage animé virtuel pour l'accessibilité d'émissions télévisuelles aux téléspectateurs sourds comprenant la Langue Française Parlée Complétée

Gérard Bailly[1*], Virginie Attina[1], Cléo Baras[7], Patrick Bas[2], Séverine Baudry[3], Denis Beautemps[1], Rémi Brun[4], Jean-Marc Chassery[2], Frank Davoine[5], Frédéric Elisei[1], Guillaume Gibert[1], Laurent Girin[1], Denis Grison[6], Jean-Pierre Léoni[6], Joël Liénard[2], Nicolas Moreau[7], Philippe Nguyen[3]

(1) Institut de la Communication Parlée, CNRS/INPG, 46, av. Félix Viallet Grenoble – France
(2) Laboratoire Image et Signaux, CNRS/INPG, BP. 46, 38402 Saint Martin d'Hères– France
(3) Nextamp, Les Lanthanides, bâtiment G2, 12, square du Chêne Germain, 35510 Cesson-Sévigné - France
(4) Attitude Studio, Bât. 126 - 50 avenue du Président Wilson , 93214 St Denis-la-Plaine – France
(5) Heudiasyc, CNRS/UTC, Centre de Recherches de Royallieu, BP 20529, 60205 Compiègne – France
(6) ARTE, 8, Rue Marceau, 92785 Issy-les-Moulineaux Cedex 9 – France
(7) ENST, 46, rue Barrault - 75013 Paris – France
* Adresser toute correspondance électronique à gerard.bailly@icp.inpg.fr

***Abstract*. The ARTUS Project aims at watermarking hand and face gestures of a virtual animated agent in a broadcasted audiovisual sequence. For deaf televiewers that master cued speech, the animated agent can be then incrusted - on demand and at the reception - in the original broadcast as an alternative to subtitling.**

I. INTRODUCTION

Le projet ARTUS [9] a pour objectif d'insérer dans les émissions télévisées des informations imperceptibles permettant d'animer à la réception un personnage animé virtuel codant la Langue Française Parlée Complétée (LFPC). Dans le cadre de ce projet, financé par le Réseau National des Télécommunications (RNRT), les mouvements de ce personnage sont calculés à partir d'un télétexte pré-existant, codés et insérés de manière indélébile et imperceptible dans l'émission audiovisuelle originale en utilisant des techniques de tatouage. Le clone ARTUS est incrusté à la demande et à la réception dans l'émission télévisuelle tatouée (cf. Fig. 1).

Alors que, dans le système télétexte actuel, l'information textuelle est transmise pendant les retours trames du balayage vidéo, cette procédure – par ailleurs gourmande en bande passante - est incompatible avec la généralisation d'une diffusion sous la forme de flux MPEG. En transmettant cette information (ou toute autre transformée : ici sa prononciation encodée par des gestes) par tatouage, elle peut suivre le chemin de diffusion, indépendamment du format de diffusion ou de stockage du signal (MPEG ou analogique) et sans traitement spécifique.

Cet article décrit les diverses composantes d'un premier système complet de doublage réalisé en décembre 2005 et en cours d'évaluation auprès d'un public de téléspectateurs sourds ayant un bon niveau de pratique de la LFPC.

Fig. 1 : Incrustation du clone ARTUS dans une émission d'ARTE.

Fig. 2. Codage des consonnes

Fig. 3. Codage des voyelles

II. LA LANGUE FRANÇAISE PARLEE COMPLETEE

Le Langage Parlé Complété (LPC, en anglais Cued Speech) est un langage gestuel inventé pour les sourds en 1967 par Orin Cornett aux Etats-Unis [11]. Il a été depuis adapté à plus de 50 langues [12]. Contrairement à la langue des signes, le LPC se greffe sur un langage parlé existant et permet, grâce à un segment du corps additionnel bien visible (la main) de transmettre des traits phonétiques articulés par des segments du corps peu ou pas visibles et donc inaccessibles à la lecture labiale seule (le larynx, le vélum et la langue notamment). Ce système de communication complétée rend donc les sons « plus visibles » et supplée l'insuffisance des indices phonétiques transmis par le seul mouvement des organes visibles du langage (lèvres) par l'ajout de clés de main pointant sur diverses parties du visage.

Facile à apprendre par les parents d'enfant sourd, il facilite la communication de l'enfant dans son environnement quotidien, son insertion dans le monde des entendants ainsi que l'apprentissage de la lecture et de l'écriture [17].

La structure syllabique Consonne-Voyelle étant largement majoritaire dans les langues du monde, le LPC encode conjointement une consonne et la voyelle subséquente au sein d'un même geste consistant à pointer avec une certaine clé de doigts, commune à un certain sous-groupe de consonnes (cf. Fig. 2), une partie du visage, position commune à un sous-groupe de voyelles (cf. Fig. 3). Les voyelles et consonnes isolées utilisent un codage par défaut du segment manquant. La version française du LPC, la LFPC comporte 8 clés et 5 positions de visage différentes.

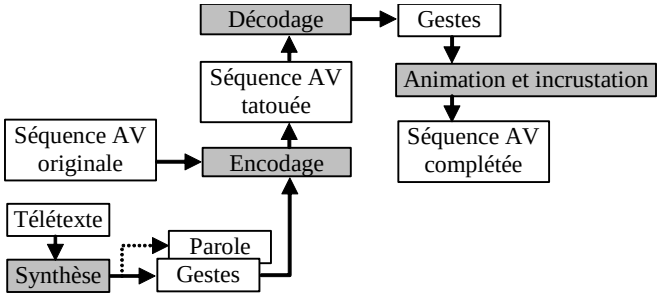


Fig. 4. Synopsis du système. Les composants grisés ont été développés spécifiquement pour cette application. Notre codeur virtuel est oraliste : le système de synthèse génère aussi la parole prononcée… non transmise pour l'instant par le système proposé en télédiffusion.

III. DESCRIPTION DU SYSTEME PROPOSE

Le système proposé (cf. Fig. 4) relève de multiples défis technologiques et scientifiques :

- Analyse des gestes de la LFPC produits par plusieurs codeurs et codeuses [2] et, plus particulièrement notre codeuse cible, dont les mouvements et leur synchronisation avec la production de parole ont été plus particulièrement étudiés [15].
- Transduction du télétexte en LFPC comprenant une adaptation importante d'un système de synthèse de parole multimodale à partir du texte COMPOST [3] aux spécificités du télétexte (absence de ponctuations, noms propres, etc) et au LPC (ajout de la modalité gestuelle au synthétiseur opérant par concaténation d'unités stockées, prosodie spécifique, etc…).
- Codage conjoint des gestes faciaux et des gestes LPC de manière à atteindre un débit de l'ordre de 200 bits par seconde. Un codage par quantification matricielle [similaire à 16] a été employée.
- Tatouage des flux vidéo et audio disponibles
- Animation vidéo-réaliste d'un clone de notre codeuse-cible incluant le développement de modèles 3D de forme et d'apparence du visage et de la main susceptibles d'être synthétisés et incrustés en temps-réel sur un téléviseur intelligent.

Les spécificités de ces divers modules sont données ci-après.

Fig. 5. Capture des mouvements du visage et de la main lors de l'énonciation de corpus lus. Les phrases, parfois difficiles à prononcer, avaient été préalablement enregistrées par une locutrice et étaient diffusées par haut-parleur. Ces consignes acoustiques évitent une situation trop proche de la lecture où le décodage du texte prend le pas sur l'expression.

A. Analyse des gestes LPC

Les gestes de la tête et de la main, les mouvements de la face et des doigts de notre codeuse oraliste cible ont été enregistrés avec un système VICON® à 12 caméras opérant à 120Hz (cf. Fig. 5), le son étant enregistré en synchronie. Des marqueurs demi-sphériques ont été collés sur le visage et la main de la codeuse (respectivement 63 et 50). Outre des gestes élémentaires, la codeuse a énoncé 239 phrases permettant de récupérer en moyenne deux versions de chaque diphone du français.

L'analyse de ces mouvements confirme les schémas de production mis en évidence par Attina et al [1, 2] :

- Déploiement de la clé de main pratiquement synchrone avec l'approche de la main du visage
- Atteinte de la cible vers le milieu acoustique de la consonne dans une séquence consonne-voyelle et au début acoustique du segment concerné dans le cas de segment isolé.

Par contre, notre codeuse non professionnelle mais ayant une longue et intense pratique de la LFPC dans son milieu familial a des mouvements de tête importants : si le bras assure l'essentiel du transport de la main au visage, la tête elle-même y participe de manière significative (en moyenne 7.7%). Cet emploi plus important des gestes posturaux a aussi été signalé chez les signeurs natifs [10].

B. Modélisation des gestes LPC

Une première réduction de dimensionnalité des gestes LPC est effectuée en réduisant les 3*113 degrés de liberté originaux à 9 composantes élémentaires pour représenter les gestes de main, 7 pour le visage, 12 pour le bras et la tête. Cette réduction effectuée par analyse en composantes principales sur les coordonnées brutes (visage) ou angulaires (main, bras, tête) permet en outre de régulariser les données de capture de mouvements, souvent incomplètes ou bruitées.

Fig. 6. Capture et modélisation des gestes de main.

C. Synthèse des gestes LPC

Plusieurs composants spécifiques ont été ajoutés au système de synthèse à partir du texte COMPOST [14].

Traitements linguistiques et marquage. Le télétexte étant privé de ponctuations de fin de phrase, un algorithme spécifique considère tous les débuts de tronçons de télétexte comme des débuts de phrase potentiels et élimine les candidats peu vraisemblables. Des marques de synchronisation égales aux « time-codes » de début d'affichage des tronçons correspondants sont alors insérées dans le texte produit. Le modèle rythmique décrit ci-dessous adapte la durée des pauses entre les phrases afin de respecter ces rendez-vous avec le contenu de l'émission.

Prosodie. Même si les codeurs arrivent à minimiser l'impact de l'ajout de la modalité gestuelle sur le débit de parole, le codage des consonnes isolées codées sur le côté, l'inertie du bras impose un rythme plus lent et une élocution plus hyperarticulée des syllabes complexes. L'intonation est aussi plus marquée. Un module prosodique spécifique a donc été entraîné sur les phrases du corpus en utilisant le système SFC développé par Bailly et Holm [5]. Dans les trois émissions que nous avons traitées, seules quatre phrases n'ont pu être prononcées dans le temps qui leur était imparti avec un retard moyen de 120ms. Notons d'ailleurs que les personnes en charge du marquage télétexte n'ont aucun moyen systématique de vérifier si les tronçons apparaissent suffisamment longtemps pour être lus (et donc prononcés…) !

Synthèse par unités stockées. La synthèse de parole et la génération des gestes de la main et du visage sont produites par sélection, concaténation et lissage de segments pré-stockés. Deux types de segments sont considérés : les « polysons » qui mémorisent le signal et les gestes faciaux allant d'une cible acoustique d'un allophone à la suivante (certains sons – notamment les glides - n'ont pas de cibles et sont donc emprisonnés dans un segment plus large) ; et les « diclés » qui mémorisent les gestes de main, les mouvements du bras et de la tête allant d'une cible de clé à la suivante. Pour la synthèse, les frontières des diclés sont alignées avec celles des polysons suivant les règles de synchronisation parole-gestes édictées à la section A. Les unités multi-représentées sont sélectionnées par une programmation dynamique utilisant des coûts de sélection et de concaténation spécifiques.

Génération. La génération du son est effectuée par TD-PSOLA et celle des gestes de la main et du visage est effectuée en étirant/compressant les gestes pré-stockés en préservant au mieux les parties transitoires. Un lissage anticipateur [4] est enfin effectué de manière à préserver la continuité des mouvements.

D. Codage des gestes LPC

Une deuxième réduction de dimensionnalité des gestes LPC est alors effectuée avant transmission afin d'atteindre le débit autorisé par les techniques de tatouage estimé à quelques centaines de bits par seconde. La technique utilisée est celle de la quantification matricielle. Le principe de ce codage est simple et consiste en un découpage des gestes synthétisés en blocs de 80 ms auxquels on associe un index dans une table de blocs représentatifs transmis à l'avance au récepteur. La métrique utilisée tient compte de la contribution de chaque paramètre à l'explication de la variance des données originales. Cette technique a été appliquée sur l'ensemble des gestes des segments pré-stockés. Ce choix peut poser problème dans une application d'interprétation temps-réel où les mouvements d'un codeur sont capturés et analysés à la volée. Dans le cas d'une synthèse, le codage peut œuvrer à l'intérieur d'un ensemble relativement restreint de réalisations connues à l'avance. Au final, le débit imposé par le tatouage, de l'ordre de 200 bits/s pour l'ensemble des paramètres à transmettre, a été respecté avec une qualité de codage satisfaisante.

E. Tatouage

Les techniques de tatouage permettent d'insérer à l'intérieur d'un signal (vidéo ou audio) une information additionnelle de manière indélébile et imperceptible (invisible en vidéo et inaudible en audio). Si cette information est souvent un numéro identifiant l'auteur pour les applications de protection de la propriété intellectuelle, elle peut aussi être un flux continu d'informations synchrones avec le document audiovisuel, e.g. les paramètres d'animation du clone ARTUS. L'application est alors dite de « contenu augmenté » ou de « canal caché ».

Tatouer un signal revient à transmettre de l'information (une séquence de bits) dans un canal numérique, aux principes largement étudiés mais aux conditions de transmission très particulières. Les principes sont les mêmes que lorsque, par exemple, l'on surfe sur Internet grâce à une connexion ADSL: rendre le débit d'information (le nombre de bits transmis par seconde) le plus élevé possible tout en maintenant le Taux d'Erreur Binaire (TEB) (le nombre de bits erronés sur le nombre de bits émis) le plus faible possible. Les conditions de transmission sont par contre très différentes : une ligne ADSL peut transmettre plusieurs Mbits/s avec des taux d'erreur très faibles, parce que le bruit de fond qui perturbe la ligne est relativement faible. Dans un contexte de tatouage, ce bruit n'est autre que l'image ou le son eux-mêmes. Ces signaux sont obligatoirement à des niveaux de puissance beaucoup

plus élevés que le signal utile, le tatouage qui véhicule l'information, et qui ont des caractéristiques qui varient à chaque instant dans des proportions qui peuvent être considérables. Il s'agit alors de réussir à transmettre une centaine de bits par seconde avec un TEB de l'ordre d'une erreur tous les 1000 bits émis.

145	100	103	105	137	133	110	120
128	113	142	105	138	100	147	133
112	143	130	119	139	148	108	101
133	127	95	72	80	68	74	67
130	129	71	75	71	69	92	86
126	129	94	82	85	98	65	99
119	129	69	75	98	76	66	79
141	129	69	70	77	81	71	83

Moyenne : 103,25

144	99	102	104	136	132	109	119
127	112	141	104	137	99	146	132
112	143	130	119	139	148	108	101
133	127	95	72	80	68	74	67
130	129	71	75	71	69	92	86
126	129	94	82	85	98	65	99
119	129	69	75	98	76	66	79
141	129	69	70	77	81	71	83

Moyenne : 103

Fig. 7. Codage d'un bit par la technique QIM sur un bloc d'image de 8x8 et un pas de quantification de 0.25. Ceci se fait simplement en retranchant une unité de luminance aux 16 premiers pixels du bloc.

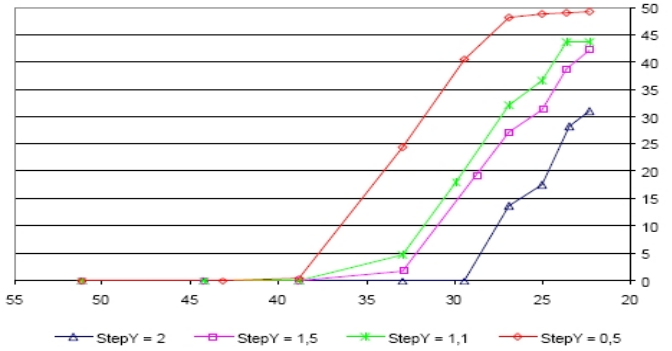


Fig. 8. Taux d'erreur au décodage en fonction du PSNR de l'image (plus le PSNR est important, plus la distorsion visuelle est faible) et pour divers pas de quantification. Taille des blocs: 32x32 pixels.

Tatouage vidéo

Une des techniques de tatouage adoptée dans le projet Artus est un tatouage substitutif [8]. La technique utilisée est une technique de quantification par modulation d'index (QIM), la plus populaire pour ce type de tatouage. De plus, un signal de synchronisation a été ajouté pour pouvoir décoder le tatouage même si la vidéo subit des transformations géométriques (changements 4/3 16/9, fenêtrage, …).. Les données sont codées dans l'image par quantification de la luminance moyenne de blocs de l'image (cf. Fig. 7). La taille choisie est de 32x32 pixels. Afin que le décodage puisse s'effectuer même si la vidéo subit une transformation valumétrique (changement de la luminance l de l'image par une fonction non-linéaire $f(l)$), nous avons adopté un pas de quantification flottant qui est proportionnel à la luminance des blocs voisins de l'image. Pour assurer une robustesse au bruit de transmission qui soit constante quelque soit le pas de quantification, nous avons choisi une grille de quantification fractale (cf. Fig. 9).

La robustesse du schéma de tatouage par QIM face aux transformations géométriques, à l'ajout de bruit et à la compression MPEG-2 a été également évaluée (cf. Fig. 8). Avec 432 bits/images, cela nous offre un débit de 1350 octets/sec, ce qui est largement suffisant pour transmettre les informations d'animation du clone et les codes correcteurs d'erreur.

L'implémentation de cette technique s'est effectuée en utilisant le logiciel K!TV qui permet une implémentation souple de traitements vidéo en temps réel sous windows.

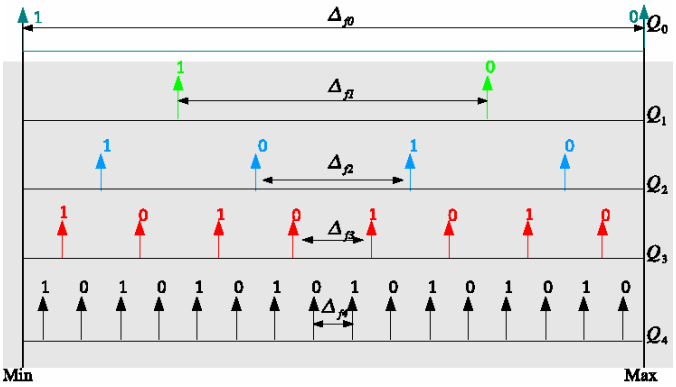


Fig. 9. Grille de quantification fractale permettant d'assurer une robustesse face aux transformations géométriques en tatouage vidéo [7].

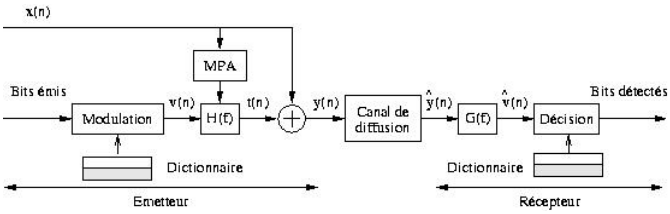


Fig. 10. Schéma de principe du système de tatouage audio.

Tatouage audio

Outre les enjeux en matière d'inaudibilité, de débit et de fiabilité de détection, le tatouage inséré doit de plus satisfaire à deux types de contraintes. La première est une contrainte de robustesse aux perturbations apportées par le transfert de la séquence audiovisuelle dans le réseau de diffusion ; le signal audio peut alors subir une opération de compression /reconstruction MPEG, des opérations de filtrage, de changement de formats (comme le passage d'une représentation numérique vers un signal analogique) ou des modifications de l'échelle des temps particulièrement perturbantes, etc. La seconde est liée à la complexité des algorithmes mis en jeu : le système doit être implantable en temps réel sur des machines actuelles, par exemple des PC standards.

Pour satisfaire ces contraintes, deux approches ont été envisagées dans cette étude. La première [18] détermine, pour chaque débit de transmission, un tatouage qui garantisse une transmission sans erreur. Le débit d'information admissible et le plus élevé possible est ensuite choisi en testant la qualité auditive du signal tatoué. La seconde [6] se propose de développer un système qui garantisse en premier lieu la contrainte d'inaudibilité. Différentes techniques sont ensuite mises en œuvre pour augmenter le débit d'information tout en minimisant le taux d'erreur binaire. Cette dernière, donnant lieu au schéma de tatouage Fig. 10, est présentée par la suite. Emettre une suite de bits (caractérisant les paramètres d'animation du clone après codage) requiert une opération de « modulation », qui assigne de façon bijective à chaque bit un signal représentable par un vecteur de dimension N

appartenant au « dictionnaire ». Le signal modulé v(n) est donc construit par concaténation de ces vecteurs à la cadence Fe/N définissant le débit. Pour rendre le signal de tatouage t(n) imperceptible, on exploite des résultats de psycho-acoustique, en particulier le phénomène de masquage : l'oreille accepte que l'on rajoute au signal original un autre signal sans déceler ce signal pourvu que celui-ci ait des propriétés fréquentielles particulières [20]. La détermination d'un « seuil de masquage » (extrait d'un modèle psycho-acoustique classiquement utilisé en compression des signaux audio) donne la limite supérieure de la puissance d'un tatouage inaudible pour l'oreille en présence du signal original pour chacune des fréquences audibles (20 Hz - 20 kHz). Ce seuil de masquage est pris en compte sous la forme d'un filtre H(f) qui permet de « mettre en forme spectralement » le signal modulé. Le tatouage qui en résulte est ensuite directement additionné au signal audio original x(n) pour fournir le signal tatoué y(n), qui sera transmis dans le canal de diffusion télévisuel. Au récepteur, la théorie des communications numériques indique qu'une stratégie raisonnable consiste à d'abord rendre le signal en sortie du filtre noté G(f) sur la figure le plus ressemblant possible au signal v(n) en jouant sur les caractéristiques de ce filtre [19]. Il ne reste plus qu'à réaliser l'opération de « détection », c'est-à-dire à se demander tous les N échantillons quel est le vecteur reçu le plus ressemblant aux vecteurs du « dictionnaire» utilisé pour construire le signal modulé. Des simulations sur des signaux audio variés (différentes voix et divers types de musique) montrent qu'à un débit de quelques centaines de bit/s, on obtient un TEB de l'ordre de 0.001 en assurant l'inaudibilité du tatouage.

La robustesse du système aux perturbations apportées par le réseau de diffusion télévisuel a également été considérée. La compression MPEG se révèle peu contraignante si l'on apporte quelques aménagements au dispositif (choix des vecteurs du dictionnaire à bande limitée). Beaucoup plus gênantes sont les perturbations désynchronisantes (lié à la modification de l'échelle des temps). Le mécanisme suivant a donc été adopté : toutes les secondes approximativement, le signal de tatouage est précédé par un signal prédéfini de synchronisation de durée suffisamment longue pour être facilement détectable au récepteur (existence d'un pic de corrélation) mais pas trop pour éviter d'être trop pénalisante en terme de débit. La mesure du nombre d'échantillons entre les différents pics de corrélation permet d'en déduire la position des bits dans le signal reçu.

Deux programmes distincts, le premier construisant le signal tatoué à l'émetteur et le second détectant les bits au récepteur avec tout son mécanisme de synchronisation, ont été écrits (en langage C). Ils fonctionnent tous les deux en temps réel (exploitation du logiciel libre PortAudio).

F. Animation vidéoréaliste

Divers modèles de la forme articulée 3D du haut du tronc et de la main et de leur apparence ont été réalisés soit en partant de données photogrammétriques de la codeuse soit en adaptant un modèle générique à sa morphologie (cf. Fig. 12). A partir de moulage en plâtre, un modèle de forme de la main spécifique a été développé par la technique de skinning » (cf. Fig. 11).

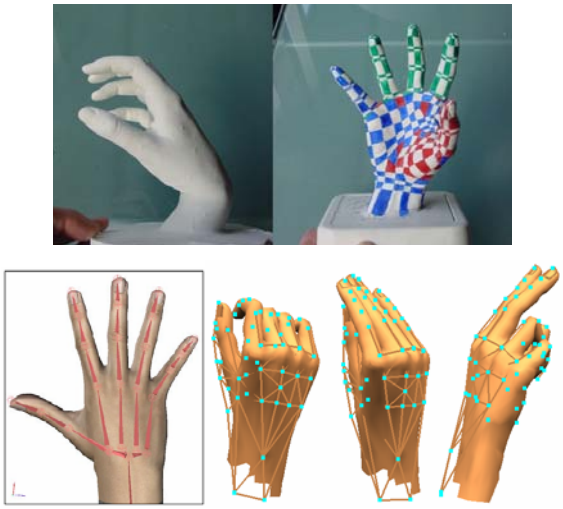


Fig. 11. En haut : Moulage de la main de la codeuse et définition du maillage de référence. En bas : Ossature, résultat après « skinning » et contrôle par le modèle de forme construit à partir des données de capture de mouvement.

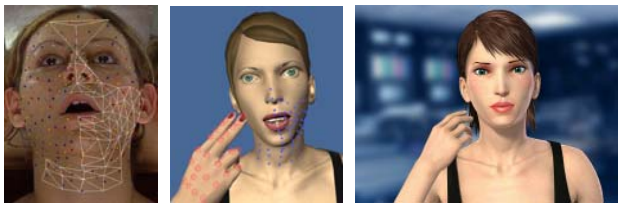


Fig. 12. Pilotage d'un modèle de surface vidéo-réaliste par le modèle de forme issu des données de capture de mouvement. A gauche, projection du modèle de forme sur une photo de la codeuse. A droite, deux alternatives à la représentation choisie dans la Fig. 1, utilisant une adaptation d'avatars sont en cours d'évaluation.

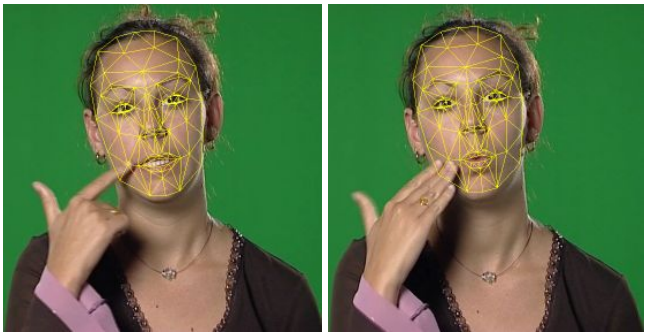


Fig. 13. Suivi des mouvements tridimensionnels de la tête et des gestes faciaux d'un interprète (ici d'une codeuse) de la LFPC.

IV. SUIVI DES GESTES D'UN(E) INTERPRETE DE LA LFPC

Un des objectifs du projet ARTUS est également, dans un cadre plus prospectif, de proposer une méthode automatique permettant de suivre les mouvements tridimensionnels de la tête et les gestes du visage non maquillé d'un(e) interprète de manière à tatouer une émission en temps-réel. Des travaux ont été menés dans ce sens, exploitant un modèle adaptatif de l'apparence faciale du codeur. La robustesse des méthodes de suivi aux occultations locales du visage ainsi qu'aux fortes rotations hors plan est augmentée par l'utilisation de techniques de filtrage stochastique [13]. Le suivi se fait

aujourd'hui à partir d'un code C/C++ non optimisé à une cadence moyenne de 4,5 images par secondes sur un PC équipé d'un processeur Intel cadencé à 3,6 GHz. Les gestes considérés sont ceux des sourcils et des lèvres. Le suivi des gestes de main suivant la même méthode est en cours d'étude.

V. CONCLUSIONS

ARTUS propose un nouveau service télévisuel à l'intention des malentendants qui consiste à adjoindre à des documents télévisuels un ensemble d'informations indélébiles et imperceptibles utiles à leur compréhension. Un premier démonstrateur utilisant les divers composants décrits dans cet article a été développé et est en cours d'évaluation tant du point de vue de l'intelligibilité de la codeuse virtuelle que de la compréhension globale de l'émission permise par ce système en comparaison avec le télétexte standard. Un examen plus poussé de la charge cognitive induite par ces deux systèmes d'aide à la compréhension doit être conduit de manière à évaluer l'impact sur l'attention des téléspectateurs ciblés, lors de longues expositions à des documents audiovisuels augmentés.

Ce système et l'ensemble des techniques développées peuvent être appliqués à d'autres systèmes de communication langagière (langue des signes) ou non (insertion d'icônes ou fonctions de mise en transparence de parties de l'image).

Notons finalement que ce système peut être étendu à d'autres situations (codage temps-réel d'émissions, etc.), à d'autres supports (CDROMS interactifs, etc.) et à d'autres applications de loisirs numériques (apprentissage de la LFPC, etc.).

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier notre codeuse Yasmine Badsi pour s'être prêtée à ces nombreuses et importantes collectes de données. Nos remerciements s'adressent aussi à Ilarion Pavel du MENRT et Jean-Jacques Rigoni d'ElanSoft qui ont soutenu ce projet.

REFERENCES

[1] Attina, V. (2005) *La Langue Française Parlée Complétée : production et perception*. PhD Thesis. Institut National Polytechnique: Grenoble - France.

[2] Attina, V., Beautemps, D., Cathiard, M.-A., and Odisio, M. (2004) *A pilot study of temporal organization in Cued Speech production of French syllables: rules for a Cued Speech synthesizer*. Speech Communication, **44**: p.197-214.

[3] Bailly, G. and Alissali, M. (1992) *COMPOST: a server for multilingual text-to-speech system.* Traitement du Signal, **9**(4): p.359-366.

[4] Bailly, G., Gibert, G., and Odisio, M. (2002) *Evaluation of movement generation systems using the point-light technique*. in *IEEE Workshop on Speech Synthesis*. Santa Monica, CA. p.27-30.

[5] Bailly, G. and Holm, B. (2005) *SFC: a trainable prosodic model.* Speech Communication, **46**(3-4): p.348-364.

[6] Baras, C. (2005) *Tatouage informé de signaux audio numériques*. PhD thesis. Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications: Paris.

[7] Bas, P. (2005) *A quantization watermarking technique robust to linear and non-linear valumetric distortions using a fractal set of floating quantizers*. in *Information Hiding Workshop 2005*. Barcelonna, Spain

[8] Bas, P., Chassery, J.-M., and Macq, B. (2002) *Image Watermarking: an evolution to content based approaches.* Pattern Recognition, **35**(3): p.545-561.

[9] Bas, P., Lienard, J., Chassery, J.-M., Beautemps, D., and Bailly, G. (2003) *Artus: animation réaliste par tatouage audiovisuel à l'usage des sourds*. in *Journée Nationale sur « Image et Signal pour le Handicap »*. Paris

[10] Boyes Braem, P. (1999) *Rhythmic temporal patterns in the signing of early and late learners of German Swiss Sign Language.* Language and Speech, **42**: p.177-208.

[11] Cornett, R.O. (1967) *Cued Speech.* American Annals of the Deaf, **112**: p.3-13.

[12] Cornett, R.O. and Daisey, M.E. (1992) *The cued speech resource book for parents of deaf children*. Raleigh, NC: The National Cued Speech Association, Inc.

[13] Dornaika, F. and Davoine, F. (2005) *Simultaneous facial action tracking and expression recognition using a particle filter*. in *IEEE International Conference on Computer Vision*. Beijing, China. p.1733-1738.

[14] Gibert, G. (2006) *Mise en oeuvre d'un synthétiseur 3D de Langage Parlé Complété*. Institut National Polytechnique: Grenoble.

[15] Gibert, G., Bailly, G., Beautemps, D., Elisei, F., and Brun, R. (2005) *Analysis and synthesis of the 3D movements of the head, face and hand of a speaker using cued speech.* Journal of Acoustical Society of America, **118**(2): p.1144-1153.

[16] Girin, L. (2004) *Joint matrix quantization of face parameters and LPC coefficients for low bit rate audiovisual speech coding.* IEEE Transactions on Speech and Audio Processing, **12**(3): p.265-276.

[17] Leybaert, J. (2003) *The role of Cued Speech in language processing by deaf children: an overview*. in *Auditory-Visual Speech Processing*. St Jorioz - France. p.179-186.

[18] LoboGuerrero, A. (2004) *Etude de techniques de tatouage audio pour la transmission de données*. PhD Thesis. Institut National Polytechnique: Grenoble - France.

[19] Proakis, J. (2001) *Digital communications*. 4th edition ed. New York: McGraw-Hill.

[20] Zwicker, E. and Feldtkeller, E. (1981) *Psycho-acoustique, l'oreille récepteur d'information*. Collection technique et scientifique des télécommunications. Paris: Masson.

Validation expérimentale du concept d'aide cognitive à la déambulation

E. Pissaloux, F. Maingreaud, R. Velazquez, E. Fontaine
Université Paris 6, Laboratoire de Robotique de Paris
BP 61, 92 265 Fontenay-aux-Roses
E-mail: {pissaloux, velazquez, fontaine, maingreaud}@robot.jussieu.fr

***Résumé*-Cette communication introduit le concept d'aide cognitive pour l'interaction avec l'espace (ACIE ou SICA Space Interaction Cognitive Aid), et en particulier d'aide cognitive à la déambulation (ACD ou Cognitive Travel Aid, CTA). Une ACIE assiste la déambulation en fournissant à l'utilisateur, sur un support approprié, l'information sur les éléments cognitifs extraits de l'espace et pertinents pour sa déambulation. Une mise en oeuvre technologique possible du concept de ACD en tant qu'interface à stimulation tactile vibratoire complétant une canne blanche est présentée. Est également présenté un ensemble d'expérimentations originales visant à valider la pertinence de l'interface pour l'exécution de tâches élémentaires sous tendant la déambulation. Les résultats obtenus sur des sujets volontaires, sains et aux yeux bandés confirment la pertinence pour la déambulation de la représentation externe de l'espace proposée et de son codage.**

***Mots clés*-aide cognitive à la déambulation, perception de l'espace, interaction avec l'espace, perception visuelle, interface tactile, perception tactile, déficience visuelle, déambulation**

I. CONCEPT D'AIDE COGNITIVE A LA DEAMBULATION

La déambulation et la navigation sont pour l'homme deux des principales façons d'interagir avec l'espace. Cependant, cette interaction est une tâche complexe: elle exige une connaissance de la géométrie de l'espace et de la perception des obstacles dynamiques; elle exige également de savoir ce qui constitue effectivement un obstacle, en sachant qu'un obstacle peut avoir différentes caractéristiques spatio-temporelles (localisation allocentrée dans l'espace 3D (au sol/suspendu, dans l'espace proche/lointain, …), localisation égocentrée; mouvement propre (statique/dynamique, …)) [17].

Les aides classiques à la déambulation (canne blanche, chien, télétact, …) permettent l'extraction de certaines caractéristiques des obstacles, mais surtout de ceux à localisation égocentrée situés sur la surface de référence dans un espace immédiat (ou haptique).

Or, chez l'homme sain, la déambulation, aussi bien que la navigation, s'appuie sur la prédiction et l'anticipation, et exige des informations sur les deux espaces, lointain et proche [26]. Selon certaines études récentes en neurophysiologie ([5], [2], [10], [21], [13], [6], …) ces informations, directement exploitables par notre système moteur, peuvent être retrouvées à partir d'une représentation interne de l'espace : les cartes cognitives au sens de Tolman (cellules de lieux, cellules de direction de la tête, ….)). Ces cartes peuvent être construites à l'aide de différents outils comme nos sens, notre état interne (mémoire) ou une représentation externe de l'espace (carte IGN, carte tactile, théâtre de réalité virtuelle, …) (Figure 1).

Ces mêmes études ont également démontré que les cartes cognitives se forment via les invariants des boucles sensori-motrices ou boucles de « perception-action ».

Ainsi, les cartes cognitives semblent être constituées par un ensemble de neurones renfermant à l'instant t une représentation interne de l'environnement utile pour estimer les différentes fonctions permettant l'exécution d'une action, et notamment la déambulation (comme, par exemple, la localisation des obstacles, la distance d'un objet par rapport à soi, l'affordance au sens de Gibson [9] , la distance entre deux objets, l'arrivée sur le but, la posture, …) [10].

Ces estimations sont effectuées dans les différents référentiels attachés aux diverses cartes cognitives ([4], [24]).

Chez les sujets sains, tous les sens (proprio- et extero-ceptifs) participent à la formation d'une carte cognitive de l'espace (Figure 1), ainsi que la mémoire (expérience du vécu ; liaison non explicitée sur la Figure 1) (théorie de la complexité de Kolmogorov)).

Or, dans bien des maladies, des situations de déficiences ou de dysfonctionnements liés à l'âge, la qualité et la quantité d'information sur l'espace contenue (représentée) dans les cartes ne permettent pas d'exécuter correctement la tâche.

Aussi, dans ces cas, les systèmes d'aides, doivent-ils permettre -de façon non invasive- la formation de cartes cognitives les plus proches possibles de celles d'un sujet sain, afin que les organes d'action puissent générer des réponses correctes.

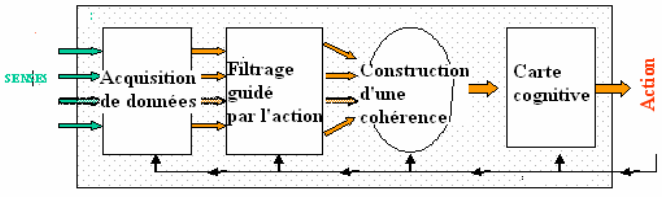


Figure 1. Modèle de la formation d'une carte cognitive de l'espace

C'est la raison pour laquelle la carte cognitive de l'espace, filtrée par la déambulation/navigation (Figure 2), est à la base de la définition du concept d'aide cognitive à la

déambulation/navigation (ACD/N ou CTA, Cognitive Travel Aid).

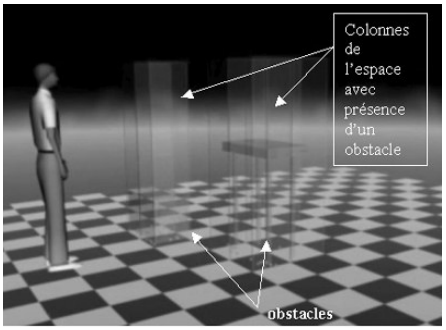


Figure 2. Mécanisme de l'exploration de l'espace chez un sujet sain

Ainsi, une ACD/N doit avoir les caractéristiques suivantes :

- elle doit permettre de compléter la carte cognitive partielle de l'espace créée avec d'autres moyens (physiologiques ou non);
- elle doit fournir une représentation de l'espace tant proche que lointain [Auv 04] ;
- la représentation de l'espace doit renfermer la position du sujet (début du référentiel égocentré);
- l'aide doit assister (toutes) les fonctions estimées lors de la navigation;
- la représentation doit être simple et facilement comprise tant par les sujets déficients que par les sujets sains (pour une éventuelle assistance);
- le code de représentation doit être facilement transmissible au sujet déficient par le canal sensoriel inutilisé lors de la navigation.

Avant de réaliser une ACD appelée Lunettes Intelligentes, une aide cognitive à la déambulation et intégrant une représentation de l'espace filtrée par la tâche, il est nécessaire de proposer une représentation de l'espace et de la valider. C'est l'objet de cette communication.

Dans ce qui suit, la Section 2 propose une représentation externe de l'espace dont la pertinence sera codée (Section 3), puis évaluée (Section 4) via un ensemble d'expérimentations. La Section 5 conclut l'étude et donne les perspectives de cette recherche.

II. Representation externe de l'espace utile pour la deambulation des deficients visuels

Parmi les différentes représentations externes de l'espace (cartes IGN, théâtre de réalité virtuelle, carte tactile,…), nous avons retenu la représentation dynamique égocentrée de l'espace proche et lointain (jusqu'à 4 m) structurée par des obstacles à la navigation (une certaine carte cognitive de l'espace variant avec le point d'observation du sujet et avec le temps).

Deux éléments, empruntés à physiologie de la perception, ont présidé à un tel choix pour la représentation externe de l'espace:

- la connaissance supposée du (ou des) processus d'exploration de l'espace par la vision ([11], [7], [8]) ;
- la représentation des obstacles (« générant » les colonnes de l'espace, Figure 2) par leurs bords les plus proches par rapport au sujet (une partie de l'enveloppe englobante des obstacles, Figure 3) ; les bords correspondent aux gradients de l'information.

Les obstacles représentés sont répartis selon les catégories suivantes : les obstacles statiques (localisés sur la surface de référence ou suspendus), les obstacles localisés au-dessous de la surface de référence et les obstacles dynamiques. Ces trois classes d'obstacles représentent des obstacles pour lesquels la stratégie d'évitement (donc de navigation) est différente.

Afin de pouvoir quantifier (estimer) les différentes fonctions égocentrées sous-tendant la navigation, le sujet y est représenté par une position bien identifiée sur l'un des bords de la surface tactile (Figure 3). C'est une *caractéristique fondamentale* de la représentation proposée de l'espace, car elle permet au sujet de mettre en correspondance son propre référentiel égocentré et celui fourni par l'interface à stimulation tactile.

Ainsi, l'interface tactile supporte en réalité deux référentiels : égocentré et allocentré.

Il faut remarquer que le repère égocentré, fondamental pour toute interaction, est une caractéristique unique et indispensable pour toutes les aides à la navigation, mais inutile dans tout dispositif ne visant pas à extraire des caractéristiques métriques (comme la reconnaissance tactile d'objets, le retour tactile dans les dispositifs robotiques de réalité virtuelle, les surfaces à stimulation tactile de prévention des escarres).

La stimulation tactile a été proposée, car le canal tactile manuel est habituellement utilisé par déficients visuels pour acquérir l'information sur leur espace proche.

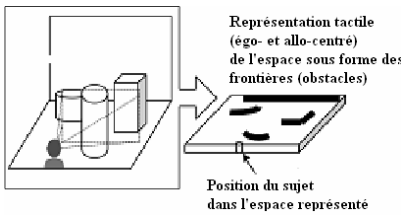


Figure 3. Représentation des obstacles à la déambulation par frontières : carte cognitive externe

III. Codage de la représentation externe

Dans cette première approche de la conception d'une aide visuo-tactile à la navigation, l'affichage tactile ne permet d'afficher qu'une seule catégorie d'obstacles: l'information statique (obstacle ou pas d'obstacle). Cette information binaire est codée par l'état actif (position haute) et inactif (position basse) d'un taxel, élément de base de la surface à stimulation tactile (Figure 4).

Ainsi, la surface tactile représente une partie de la surface de référence de l'espace proche du sujet, et les taxels (comme les pixels d'une image) correspondent aux échantillons spatiaux de cette étendue. Ainsi, la taille de la surface tactile détermine la taille numérique de la surface de référence représentée, et la taille d'un taxel ainsi que la distance intertaxels déterminent la

résolution (la précision) de la représentation du système. La représentation tactile est destinée à l'exploration manuelle par le sujet.

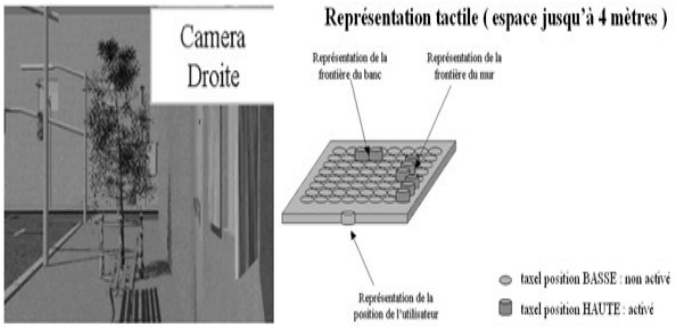


Figure 4. De l'image à la représentation tactile (avec distance maximale sur l'interface : 4m)

Il faut souligner que la représentation proposée de l'espace (quasi global) est symbolique (cognitive), et que la simplicité de cette représentation est sa caractéristique principale : la représentation est complètement guidée par la tâche, et est ainsi réduite à l'information brute (obstacle).

IV. VALIDATION EXPERIMENTALE DE LA REPRESENTATION PROPOSEE

Quatre expérimentations (§4.2) ont été menées sur une plate-forme "Perception-action" développée pour leur mise en oeuvre (§4.1).

A. Plate-forme "Perception-Action"

Une plate-forme d'expérimentation « perception-action » (Figure 5) a été conçue et prototypée afin de valider la représentation et le codage proposé de l'espace. Son mode de fonctionnement est le suivant:

- une caméra est placée à 7 mètres au-dessus de l'environnement dans lequel l'utilisateur peut se déplacer ;
- de l'image issue de la caméra, les positions et orientations de la mire de suivi portée par l'utilisateur (sur sa tête) sont déterminées ;
- en re-projetant ces données dans une reconstruction virtuelle de l'environnement (dans laquelle sont représentés les différents obstacles), il est possible de définir l'encombrement de l'espace qui sera affiché sur l'interface tactile. Une fois la zone correspondant à chaque taxel définie, au sens de la présence ou non d'obstacles, la matrice, codant l'état d'activation des différents taxels de l'interface tactile est envoyée à l'ordinateur, qui se charge du contrôle de l'interface (protocole VRPN) ;
- l'ordinateur contrôle alors l'état de chacun des taxels, et envoie le signal au contrôleur de l'interface tactile via un port USB.

La plate-forme permet donc de placer un sujet dans un environnement et de lui transmettre des informations sur les obstacles dans son environnement proche via l'interface tactile ViTal (Figure 6).

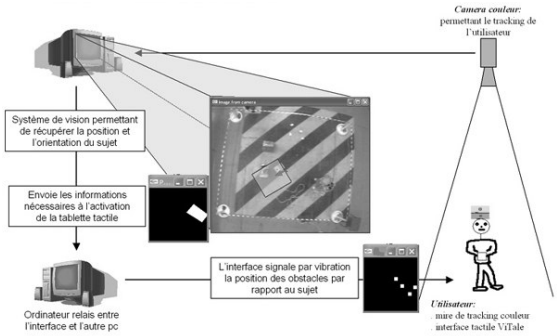


Figure 5. Plate-forme « Perception-Action » du LRP

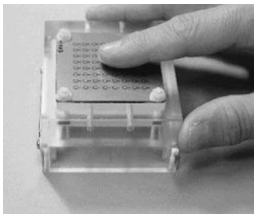


Figure 6. Interface tactile vibratoire ViTal de CEA/LIST

L'interface ViTal propose un affichage sur 8*8 taxels, espacés de 5mm. Ces taxels sont animés, dans le cadre de ces expérimentations, d'une vibration à la fréquence de 33Hz, et d'un débattement vertical maximal de 0,1mm (étude de la sensibilité moyenne de plusieurs personnes à une excitation tactile ; le débattement vertical maximal est imposé par la technologie).

Un taxel représente une portion de l'espace de 30 cm de long sur 30 cm de large. La surface totale de l'interface représente l'espace devant la tête de l'utilisateur, soit 2,40 mètres devant et 1,20 mètres à gauche et à droite.

La plate-forme « perception-action » permet d'enregistrer les déplacements des sujets dans l'environnement afin de juger l'aide apportée par l'interface tactile lors de différentes tâches de déambulation. Le système permet de définir la position et l'orientation de l'utilisateur dans l'environnement dans lequel il évolue. A partir des données sur l'évolution spatio-temporelle du sujet, et de l'analyse conjointe des positions connues des différents obstacles, il est possible de définir la forme (les bords des obstacles les plus proches) à afficher sur l'interface tactile.

B. Expérimentations

Les expérimentations mises en place respectent les conditions d'éthique et ont été réalisées sur un ensemble de 10 sujets volontaires sains aux yeux bandés (neuf hommes et une femme) dont les âges varient entre 21 et 59 ans. Dans cette toute première approche de la navigation, les sujets sont considérés comme des sujets de contrôle, et les résultats obtenus permettent de définir leur comportement « standard ».

A cause du très grand inconfort perceptif généré par le stimulus vibratoire, nous n'avons pas impliqué de sujets déficients visuels dans les expérimentations.

Quatre expérimentations (1 à 4) ont été mises en oeuvre : la prise de conscience de l'obstacle (expérimentation 1) ; le

contournement d'obstacle et retour au gîte (expérimentation 2); l'évolution de l'affordance avec l'apprentissage (expérimentation 3), l'aptitude à reconnaître l'environnement (expérimentation 4).

Un questionnaire préliminaire a permis de définir leur main préférée, leur niveau d'étude ; leur habitude à se servir d'une interface tactile et leur habitude à jouer aux jeux vidéos.

Les sujets sont placés sur la plate-forme « perception-action » de topologie inconnue (cette topologie définit une configuration de l'espace). Ils portent une casquette pour leur localisation, un casque diffusant un bruit rose, permettant de s'assurer que leur interaction avec l'environnement ne se base pas sur des indices sonores, et une structure supportant l'interface tactile et son bloc d'alimentation, portée par le sujet à la hauteur sa taille (Figure 7).

L'environnement dans lequel les sujets vont évoluer est composé d'obstacles en cartons (Figure 8) dont les positions sont reportées dans la simulation virtuelle.

Suivant la position et la direction de la tête de l'utilisateur, l'interface tactile reçoit la représentation tactile de l'espace proposée.

Chaque taxel représentant une portion de l'espace dans lequel se trouve la frontière d'un obstacle sera actif, c'est-à-dire qu'il sera animé d'un mouvement vibratoire.

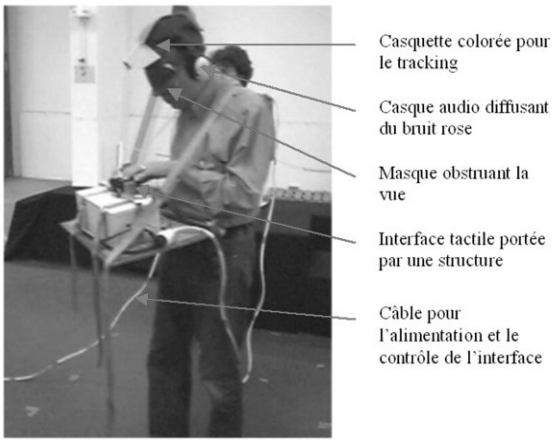


Figure 7. Sujet équipé pour les expérimentations dans la plate-forme « perception-action »

Figure 8. Environnement réel avec des cartons pour obstacles

1. Expérimentation 1: Prise de conscience de l'obstacle

La prise de conscience de l'obstacle a été vérifiée à travers l'attitude de l'utilisateur vis-à-vis du système lors de la navigation : ce dernier lui permet-il d'éviter le contact direct avec l'obstacle ?

Protocole

On place le sujet en un lieu de l'environnement, et on le laisse évoluer dans ce dernier pendant une période de dix minutes. Pendant toute la durée de l'expérimentation, l'utilisateur évolue dans l'environnement en essayant de ne pas toucher les obstacles.

Chaque contact avec un obstacle, ainsi que le moment auquel il intervient et sa localisation, sont enregistrés. Chacune des positions et des orientations de l'utilisateur est aussi enregistrée.

A la fin de l'expérimentation on fait sortir le sujet de l'environnement sans qu'il puisse le voir.

Résultats

Les enregistrements des trajectoires empruntés par les différents sujets et du nombre de contacts qu'ils ont eus avec les différents obstacles de l'environnement, nous permettent d'étudier plusieurs indices, tels que la capacité à utiliser l'interface pour éviter d'entrer en contact avec les différents obstacles, càd. de prendre conscience de l'obstacle.

Le faible nombre de contacts avec les obstacles est d'autant plus intéressant que les personnes ont exploré une grande partie de l'environnement et ne sont pas restées immobiles dans un coin sécurisé de celui-ci.

A partir de la trajectoire, il est possible d'estimer le pourcentage d'***espace global parcouru,*** d'une part, et le pourcentage d'***espace perçu,*** d'autre part. Par espace parcouru, on définit la surface balayée par un rectangle défini par la largeur des épaules de l'utilisateur et une distance dos-pieds, de manière à évaluer l'encombrement du sujet (Figure 9).

L'espace parcouru moyen, sur l'ensemble des utilisateurs, représente cinquante-quatre pour cent de la surface totale de l'environnement.

Par espace perçu, on comprend la surface balayée par le rectangle défini par la taille de l'espace à afficher sur l'interface tactile (Figure 10).

L'espace perçu moyen (sur l'ensemble des utilisateurs) est de quatre-vingt-quatorze pour cent de la surface totale de l'environnement.

Le comptage du nombre de contacts avec un obstacle, lors de l'évolution dans l'environnement, a permis de trouver un ***nombre moyen de cinq contacts*** sur les dix minutes d'expérimentations.

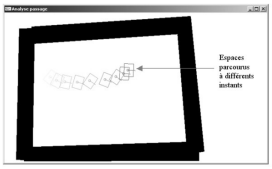


Figure 9. Illustration de l'espace parcouru dans le temps

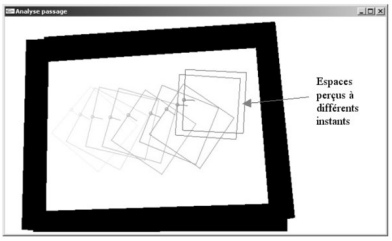


Figure 10. Espace perçu dans le temps

Interprétation

Au vu de ces résultats, on peut conclure qu'il y a une bonne prise de conscience de la notion d'obstacles. En effet, on note très peu de contacts avec les obstacles alors que la plus grande partie de l'environnement est explorée.

Les quelques contacts sont souvent dus à une mauvaise estimation des distances. En effet, on note souvent que l'utilisateur a pris conscience de la présence d'un obstacle (il tourne autour, il s'en approche très doucement), mais il surestime la distance à ce dernier ; il fait un pas trop grand vers l'obstacle et le touche.

Ce résultat est conforme aux résultats concernant la reconnaissance de formes sur l'interface [Mai05-2] : la mauvaise spatialisation des stimuli en est certainement la cause. En effet, les utilisateurs "sentent" un obstacle arriver vers eux lorsqu'ils s'en approchent, mais ils ont une mauvaise définition de sa position spatiale et, par conséquent, du rapport entre leur vitesse et la vitesse d'approche de l'obstacle sur l'interface.

Concernant les moments auxquels ont lieu ces contacts, il n'est pas possible d'établir une règle. Pour les contacts du début de manipulation, on peut supposer que la prise en main de l'interface n'est pas encore bonne ; pour ceux qui interviennent en fin d'expérimentation, on peut penser qu'ils sont liés à une fatigue des utilisateurs.

2. Expérimentation 2 : le contournement d'obstacle et retour au gîte

Protocole

Le sujet est supposé contourner un obstacle unique localisé dans l'espace (de position inconnue) et retourner à son point de départ en s'appuyant sur l'information fournie par l'interface tactile.

L'expérimentation s'arrête lorsque le sujet affirme être arrivé à son point de départ.

Chaque contact avec un obstacle (le temps et le lieu) ainsi que la position et l'orientation de la tête (du regard) du sujet sur la plate-forme ont été enregistrés.

Résultats

Quelques unes des trajectoires effectuées par les utilisateurs lors de cette expérimentation sont reportées dans la Figure 11.

On note que les sujets choisissent différentes stratégies de déambulation. Certains, une fois l'obstacle localisé, tournent autour de lui en le gardant comme point fixe (centre de rotation, Figure 11c) ; d'autres tournent autour de l'obstacle en ne le "regardant" que de temps en temps afin de savoir s'ils l'ont dépassé ou non (Figure 11a).

Il faut souligner que certains sujets semblent persuadés d'être retournés à leur point de départ, alors qu'ils ont en fait effectué trois quarts de tour ou un tour et demi.

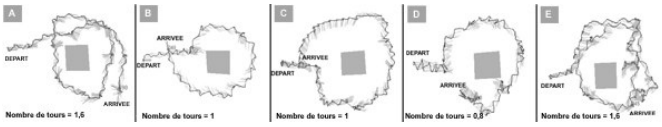


Figure 11. Quelques exemples de trajectoires dans la tâche de retour au gîte

Interprétation

Les erreurs commises par les sujets sont d'autant plus intéressantes que ces derniers semblent persuadés d'être retournés à leur point de départ. Aussi, même s'ils ne semblent pas porter une crédibilité complète au codage proposé, ils s'en servent et se basant sur ce dernier pour se repérer dans l'environnement global.

On note tout d'abord que les sujets se servent d'une information peu stable qu'ils présentent comme "imprécise". Cela peut s'expliquer:

- soit par un manque de confiance en l'information vestibulaire, ils cherchent alors absolument à utiliser une information autre,
- soit par la volonté de fusionner, ils cherchent à fusionner cette information vestibulaire avec une autre information.

Concernant la validité du codage pour la tâche proposée, si l'on cherche à se faire une représentation de l'obstacle exploitable pour la tâche de "retour au gîte", il est nécessaire de pouvoir trouver dans cette dernière des indices permettant de reconnaître des parties de l'obstacle (indices saillants) : ils peuvent être iconiques (affiche, objet, ..) ou se baser sur la géométrie de la scène elle même.

Dans le cas présent, seuls les indices géométriques semblent extractibles en raison du codage. Mais, comme il a été souligné dans l'expérimentation sur les reconnaissances de formes, le codage proposé (du fait de la technologie et de la résolution) ne semble pas permettre une extraction fine de ces détails.

Les sujets semblant le mieux réussir utilisent des stratégies dans lesquelles l'accent est mis sur la tâche de "retour au gîte". Ainsi, ne se servent-ils de l'interface que pour éviter l'obstacle sans se servir de la géométrie affichée comme un indice saillant de l'environnement, qui pourrait servir de repère lors de l'exécution de la tâche.

3. Expérimentation 3 : l'évolution de l'affordance avec l'apprentissage

Cette expérimentation cherche à évaluer l'adéquation entre la surface tactile et l'estimation d'une distance allocentrée (entre deux obstacles): les sujets doivent évaluer la présence ou l'absence d'un trou dans le mur virtuel ; ils doivent également décider si la taille du trou leur permet de passer entre les deux obstacles (affordance au sens de Gibson).

Description

Les sujets sont assis sur une chaise. Quatre motifs sont présentés de manière aléatoire sur l'interface (Figure 12): mur sans trou, mur avec un trou à droite, mur avec un trou au centre, mur avec un trou à gauche.

Chaque trou possède trois échelles différentes : petit (2 taxels sur l'interface ≈ 60cm), moyen (3 taxels ≈ 90cm) ou grand (4 taxels ≈ 120 cm).

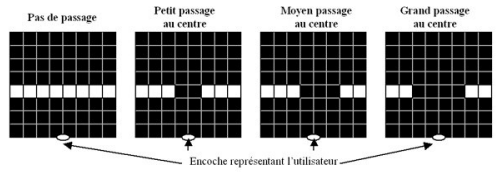


Figure 12. Représentation de la tablette tactile pour différents types de "murs virtuels"

Protocole

Les conditions expérimentales ainsi que la réponse attendue ("non", si le sujet estime qu'il ne peut pas passer; "à gauche" s'il lui semble qu'il peut passer plutôt sur la gauche; "au centre" s'il lui semble qu'il peut passer au centre du mur; ou "à droite" s'il lui semble qu'il peut passer plutôt sur la droite) sont données en début d'expérience.

Une fois la réponse donnée, on change le mur affiché.

Résultats

Nous avons observé l'évolution du taux de reconnaissance en fonction de la localisation du trou. L'apprentissage permet d'augmenter le taux de réussite d'environ 50% par rapport à la valeur initiale (Figure 13).

	Pourcentage de trous centraux reconnus	Pourcentage de trous à gauche reconnus	Pourcentage de trous à droite reconnus
Moyenne Réduite Sans Apprentissage	61,9	47,6	71,4
Moyenne Réduite Avec Apprentissage	93,3	60	100

Figure 13. Résultats de localisation d'un trou dans un mur virtuel

L'analyse de variance (ANOVA) a permis de vérifier l'homogénéité de l'augmentation du taux d'apprentissage pour l'ensemble des sujets de l'expérimentation.

On note que le temps moyen de réponse a été divisé par deux après apprentissage(Figure 13).

Interprétation

Les résultats obtenus montrent bien que l'apprentissage permet d'augmenter significativement les taux de réussite, dans l'évaluation de la possibilité de passer dans un trou entre deux obstacles.

La localisation du trou gauche peut être expliquée par la latéralité du sujet (questionnaire préliminaire). Tous les sujets, sauf un étaient droitiers et ont exploité la surface tactile avec leur main droite. Ainsi, la partie gauche de l'interface a été mal explorée et souvent considérée comme une partie centrale.

Même si la tâche a été présentée comme une tâche d'affordance, il est possible qu'avant la première manipulation de l'interface en conditions réelles (expérimentation 1) la tâche demandée corresponde plus à une tâche de reconnaissance de forme.

Description

Les sujets sont assis sur une chaise.

Procédure

L'expérimentateur demande à l'utilisateur, qui vient de passer l'expérimentation 1 et qui n'était pas prévenu de cette tâche, de choisir parmi six environnements celui qui selon lui est le plus ressemblant avec celui dans lequel il vient d'évoluer. Pour les sujets voyants, les différentes cartes de l'environnement proposées sont dessinées sur des feuilles de papier.

Résultats

Sur la Figure 14, est représenté l'ensemble du chemin parcouru par un utilisateur, et sur la Figure 15 les différentes cartes proposées.

Figure 14. Exemple de parcours effectué par un uilisateur.

Figure 15. Géométrie des environnements proposés

Les réponses collectées montrent un taux de réussite de 50%. On note que certaines configurations sont facilement enlevées des solutions potentielles, et que la plupart des sujets procèdent par élimination, en essayant de se rappeler du nombre d'objets et de leurs positions relatives par rapport à leur point de départ.

4. Expérimentation 4 : l'aptitude à reconnaître l'environnement

Interprétation

La possibilité de création d'une représentation globale de l'espace ne semble pas évidente. De la même manière que cela a été souligné pour l'expérimentation 2, il est envisageable que ce problème soit partiellement dû à la technologie l'interface tactile (résolution, sémantique uniforme des taxels). En revanche, il est à noter que la reconstruction de l'environnement n'était pas explicitement annoncée lors de la phase d'évolution dans l'environnement. Les indices n'étant pas faciles à extraire (cf. expérimentation 1), il est possible que la représentation allocentrée de l'environnement n'ait pas été systématiquement enrichie dans la carte cognitive.

V. CONCLUSION

Cette communication a proposé un nouveau type d'aide à la navigation appelé aide cognitive aux déplacements, ACD (CTA, Cognitive Travel Aid). Ce type d'aides aux

déplacements des déficients visuels, des personnes âgées, des aveugles, … vise à intégrer la représentation (externe) de l'espace utile pour la tâche assistée (déambulation, navigation, …).

Un ensemble d'expérimentations a permis de répondre partiellement à certains des critères proposés pour la validation de la représentation de l'espace proposée et de son codage affiché sur une interface à stimulation tactile. Les résultats de l'expérimentation 1 montrent que malgré un temps d'apprentissage très faible (environ 2 minutes de manipulation), la conscience de l'obstacle semblent acquise. Par contre, la précision de la représentation qui est faite de ce dernier (liée à la résolution de l'interface, et à la distance intertaxels), et qui est essentielle lors de l'estimation de sa distance égocentrée par rapport à l'obstacle, doit être améliorée afin de garantir une déambulation sécurisée.

Les positions et représentations des objets fournies par l'interface tactile à taxels uniformes ne semblent pas suffisantes pour la navigation ; aussi, il est nécessaire de modifier la syntaxe de taxels (une nouvelle réalisation physique d'un taxel).

Bien que les changements de trajectoires et l'évaluation de la possibilité de passage semblent possibles indépendamment en cours de déambulation, la précision des informations fournies pas la surface tactile ne paraît pas suffire pour avoir une bonne interaction avec l'environnement ; une amélioration de la résolution de l'interface tactile est nécessaire.

Par ailleurs, il est difficile d'intégrer l'espace entier à partir d'une suite de représentations tactiles partielles (tactile snapshots).

On peut donc conclure que l'interaction avec l'espace via l'interface tactile vibratoire à taxels uniformes est possible lors de la déambulation, mais ne l'est que de façon très limitée lors de la navigation.

Certains résultats collectés dans cette étude et inatendus nous montrent que la stimulation tactile vibratoire prolongée crée un sentiment d'inconfort dont la durée s'étend souvent au–délà des expérimentations (la saturation très forte des biomécanorécepteurs tactiles). C'est d'une part la raison pour laquelle nous n'avons pas impliqué de sujets handicapés dans nos expérimentations d'une part, et avons d'autre part commencé la construction d'une interface tactile bistable à technologie AMF [22, 23].

REMERCIEMENTS

Nous remercions (1) le CNRS, programme ROBEA, pour le soutien financier apporté à la recherche présentée dans cette communication, (2) le prof. Alain Berthoz du Collège de France pour ses fructueuses discussions, (3) le CONACYT pour son support financier pour cette recherche, (4) le CEA/LIST pour sa participation à la réalisation de la plate-forme "Perception-action" , (5) tous les étudiants et stagiaires et personnels administratifs du LRP pour leurs participations aux expérimentations.

REFERENCES

[1] Auvray, M., Immersion et perception spatiale : l'exemple des dispositifs de substitution sensorielle, Thèse, EHESS, 2004.

[2] Andersen, R., Snyder, H., Bradley, D., Jing Xing, " Multimodal representation of space in the posterior parietal cortex and its use in planning movements " Annual Review Neurosciences, 20, 303-330, 1997.

[3] Bach-y-Rita, P., Kercel, S., "Sensory substitution and the human-machine interface", Trends in Cognitive Sciences, 7(12), 541-546, 2003.

[4] Berthoz, A., Reference frames for the perception and control of movement, in J. Paillard, éd., « Brain and space », Oxford Univ. Press, 1991.

[5] Berthoz, A., Le sense du movement, Odile Jacob, Paris, 1997

[6] Berthoz,A., Viaud Delmon,I., Lambrey,S., *Spatial memory during navigation:What is being stored, maps or movements?*, in Galaburda, A.M. Kosslyn, S.M. Christen,Y. (eds) The languages of the brain , pp . 288 – 306, Harvard University Press, 2003.

[7] Faisal, A., at al., Observation of Human Eye Movements to Simulate Visual Exploration of Complex Scenes, April 1999 (hppt : //www.teckfack.uni-bielefeld.de/ags/index.html), Univ. of Bielefeld.

[8] Fontaine, E., Thèse Université Paris 6 (en cours)

[9] Gibson, JJ., " The Ecological Approach to Visual Perception ", 1979.

[10] Golledge, R.G., Human wayfinding and cognitive maps. Dans: "Wayfinding Behavior", pp 5-45. The John Hopkins University Press, 1999.

[11] Henderson, J., M., Hollingwaorth, A., High-level scene perception, An. Rev. of Psych. vol. 50, 243-271, 1999

[12] Holmes, N., Calvert, G., Spence, C., " Extending or projecting peripersonal space with tools? Multisensory interactions highlight only the distal and proximal ends of tools ", Neuroscience Letters, 2004

[13] Houdé, O., Mazoyer, B., Tzourio-Mazoyer, N., Cerveau et psychologie, PUF, 2002

[14] Kitchin, R., Jacobson, R., "Techniques to collect and analyse the cognitive map knowledge of persons with visual impairment or blindness : issues of validity", J. of Visual Impairment and blindness, July-August, 1997.

[15] Lenay C., Gapenne O. , Suppléance perceptive : Dispositif de couplage et constitution perceptive, Assises Réseaux de Sciences Co IdF, Collège de France, Paris, Octobre 1998.

[16] Lenay C., Gapenne O., La substitution sensorielle : Limites et perspectives, in "Toucher pour connaître" PUF, 2000.

[17] Maingreaud, F., Pissaloux, E.E., Gelin, R., Autour de la notion d'obstacles pour les déficients visuels : définition d'une interface visuo-tactile, CR, Handicap 2004

[18] Maingreaud, F., Une contribution à la perception de l'espace et son intégration dans une aide pour la navigation des déficients visuals, Thèse, Université Paris 6, 2005

[19] Maingreaud, F., Pissaloux, E., Velazquez, R, On cognitive dynamic map and its use for navigation in space, 1st Int. Symp. on Brain Vision Artificial Intelligence (BVAI), 19-21, octobre, Naples, Italy, 2005.

[20] Maingreaud, F., Pissaloux, E., Velazquez, R., Leroux, C., Gelin, R.,Towards Electronic Dynamic Map Definition for Blind People Navigation Assistance, Septembre 6-9, 8th AAATE Conference, Lille, France, 2005.

[21] Mellet, E., Bricogne, S., Tzourio-Mazoyer, N., Ghaem ,O., Petit, L., Zago, L., Etard, O., Berthoz, A., Mazoyer, B., Denis, M. " Neural Correlates of Topographic Mental Exploration: The Impact of Route versus Survey Perspective Learning ", Neuro Image, 12, 588-600, 2000.

[22]Pissaloux, E., Velazquez, R., Maingreaud, F., Walking Using Touch: Design and Preliminary Prototype of a Non-Invasive ETA for the Visually Impaired, Septembre 1-5, 27th Int. Conf. IEEE Engineering In Medecine and Biology Society (EMBS), Shanghai, Chine, 2005.

[23] Maingreaud, F., Pissaloux, E., Velazquez, R., Gaunet, F., Hafez, M., Alexandre, JM., A Dynamic Tactile Map As a Tool for Space Organization Perception : Application to the Design of an Electronic Travel Aid for Visually Impaired and Blind People, Septembre 1-5, 27th Intal Conf. IEEE Engineering In Medecine and Biology Society (EMBS), Shanghai, Chine, 2005.

[24] Prieur, J-M., Orientation spatiale : Référentiels égocentrique et géocentrique et intégration multi-sensorielle, thèse, Univ. Marseille II, décembre 2004

[25] Thinus-Blanc, C., Gaunet, F., "Representation of space in blind persons: Vision as a spatial sense? " Psychological Bulletin 121 20-42, 1997.

[26] Tversky, B., La cognition spatiale : incarnée et désincarnée, in A. Berthoz et R. Recht ed. "Les espaces de l'homme", Odile Jacob, 2005.

Evaluation de la locomotion de l'aveugle se déplaçant avec la canne seule ou accompagnée d'aides électroniques

R. Damaschini, C. Grégoire, R. Leroux, R. Farcy
Laboratoire Aimé Cotton (CNRS), Bâtiment 505 Campus d'Orsay
91405 Orsay Cedex, email : rene.farcy@lac.u-psud.fr

***Abstract*- Nous décrivons une technique d'évaluation de la qualité de la locomotion des déficients visuels, destinée à mesurer l'efficacité des aides techniques de la manière la plus indépendante possible de l'observateur. Nous l'appliquons ensuite aux dispositifs d'aide au déplacement que nous avons développés.**

I. INTRODUCTION

Longtemps les seules aides au déplacement des aveugles étaient la canne blanche et le chien guide. Depuis quelques décennies sont apparues des aides électroniques permettant d'éviter les chocs sur la tête ou de détecter les obstacles situés au delà de la portée de la canne afin d'anticiper leur contournement [1,2]. Mais ils permettent de le faire de manière plus ou moins facile, plus ou moins sécurisée… Il est donc nécessaire d'établir un protocole d'évaluation objectif de la locomotion totalement indépendant de l'outil utilisé. Après de brefs rappels sur les conditions de mobilité, la canne blanche et les aides électroniques que nous avons décrites lors de Handicap 2004 [3], nous établirons un barème permettant d'attribuer une note de locomotion à un aveugle pour des trajets donnés et nous donnerons les résultats de ces épreuves .

II. RAPPELS SUR LA MOBILITE DES DEFICIENTS VISUELS

A. Les conditions premières de mobilité

La mobilité de l'aveugle est conditionnée par :

- une assez bonne perception de l'environnement par les autres sens
- une aptitude à la marche c'est-à-dire :
  - pas de problèmes aigus de santé
  - une bonne oreille interne (équilibre de la marche normale)
  - pas de tendance aux tendinites (port de la canne)
- Une bonne concentration
- Une bonne mémoire du trajet déjà effectué
- Une volonté d'autonomie : ne pas avoir recours à un accompagnant et demander son chemin le moins souvent possible

Toutes ces conditions ne sont pas rassemblées chez tous les aveugles ce qui explique en partie que moins de 10% des non-voyants se déplacent de manière autonome avec la canne ou le chien guide.

B. La locomotion avec la canne blanche

La canne, avec laquelle l'aveugle balaye le sol devant ses pieds, est essentielle pour les déplacements. Elle permet de détecter, un peu avant que l'aveugle n'arrive dessus, les irrégularités du sol : bordure de trottoir, escalier, trou et bosse, ce que ne peut faire aussi simplement aucun autre appareil. De plus elle signale l'aveugle aux voyants afin qu'ils lui laissent la priorité de passage. La locomotion à la canne nécessite un apprentissage.

C. Les aides électroniques

Elles doivent remplir à priori un certain nombre de conditions :

- fiabilité, légèreté, commodité, ergonomie, autonomie énergétique, étanchéité à la pluie.
- ne pas ralentir l'aveugle par rapport à son allure à la canne seule.
- être utile dans différentes situations : en intérieur, en extérieur, en milieu encombré, dans la foule, …
- le débit de l'acquisition et de la transmission de l'information doit être compatible avec le besoin et la capacité à le recevoir de l'aveugle.

Ces conditions sont nécessaires mais pas suffisantes pour que l'aide soit adoptée par l'aveugle.
L'usage des aides électroniques nécessite un apprentissage.
Dans la suite nous appelons canne électronique une canne munie d'une des 2 aides électroniques (Tom-

pouce ou Télétact) que nos avons développées et que nous n'avons pas différentiées dans cette étude. Rappelons brièvement leur principe : Le « Tom Pouce » est un appareil qui détecte les obstacles se trouvant devant l'aveugle grâce à des faisceaux infrarouges éclairant l'obstacle. Il se fixe sur la canne. Lorsqu'un obstacle se trouve dans la portée (ajustable entre 0.8 et 3m), il déclenche un vibreur en contact avec les doigts. Les faisceaux sont tels que la surface éclairée va de la hauteur des genoux à celle de la tête, alors qu'horizontalement la largeur est égale à celle du corps. La protection est ainsi fonctionnelle dans la plupart des cas.
Le « Télétact » est un télémètre laser fixé sur la canne qui mesure la distance séparant l'appareil du spot laser. Cette distance est communiquée à l'aveugle de manière sonore ou tactile et le sens kinesthésique donne la direction du faisceau. Le spot matérialisant l'obstacle est donc bien repéré dans l'espace (direction et distance). Pour l'interface sonore, 30 notes de musique découpent la quinzaine de mètres de portée, la note est d'autant plus aiguë que la distance est courte. La finesse du faisceau laser permet de détecter les passages étroits ou les ouvertures vues de biais bien avant que ne le fait le « Tom Pouce ». De manière plus générale, il permet d'explorer plus finement l'environnement.
Ces deux aides sont décrites sur le plan technique dans les références [3,4,5].

III. EVALUATION DE LA LOCOMOTION

A. Problématique

Ces appareils nécessitent un apprentissage conséquent, et afin de pouvoir continuer à faire progresser aussi bien les appareils que l'apprentissage il est nécessaire d'avoir une méthode de mesure de la qualité du déplacement du déficient visuel obéissant aux critères suivants :

- mesure indépendante d'un lieu ou d'un trajet particulier afin de pouvoir comparer des progressions de non-voyants faites dans différentes régions.

- mesure pouvant être faite facilement en début, milieu ou fin de formation par un rééducateur

Nous n'avons localisé de méthodes dans les publications correspondant à nos besoins [6], [7], [8]. La référence [6] se contente d'un questionnaire destiné à des non-voyants. Les références [7] et [8] se basent sur un trajet de quelques mètres de long, non représentatif d'un trajet fonctionnel.

B. Recherche d'une technique de mesure

Pour cela essayons d'abord de définir ce qu'est une bonne déambulation, c'est avant tout une impression visuelle qui traduit l'aisance et le confort du déplacement. Le plus simple est de la définir comme celle d'une personne démunie de tout type de handicap (parfaite vision et audition, pas de surpoids, pas de problèmes moteurs ni cognitifs etc.). Pour rejoindre un point à un autre elle choisira spontanément, fonction des informations dont elle dispose, le chemin le moins fatiguant, qui est très souvent le plus court. Sa démarche sera fluide et régulière, c'est-à-dire ne comportera pas d'arrêts ni de saccades. La trajectoire sera optimisée afin de prendre un passage de la manière la plus directe nécessitant le minimum d'écarts par rapport à la trajectoire moyenne, tout en se maintenant à distance des obstacles. La personne sera en sécurité et tiendra ses distances par rapport aux évènements de la circulation.

Par contre pour une personne soufrant de handicap visuel, nous allons observer des écarts de fluidité, trajectoire, vitesse, sécurité par rapport à la personne valide. Si nous arrivons à mesurer ces écarts, nous aurions une sorte d'efficacité relative du déplacement par rapport au valide.

C. Choix des trajets

Un parcours en ville, sur le trottoir, avec des traversées de rues, est possible mais demande une grande vigilance de la part des accompagnateurs. En revanche un parcours à l'intérieur d'un bâtiment public ou dans des parcs, jardins, rues piétonnes présente beaucoup moins de danger et ceci existe dans toutes les villes. Bien qu'à terme il faille du trajet complet urbain fonctionnel, nous avons préféré rôder la méthode sur du trajet sans danger circulant par commodité.
Nous avons choisi dans Paris la promenade plantée (ancienne voie ferrée) qui va du parking de l'opéra Bastille, 1 av. Daumésnil au jardin de Reuilly (12^{e}), soit 2 km. Ce parcours est divisé en 16 trajets de durée comprise entre 20s et une minute trente. Nous y avons ajouté un parcours intérieur dans la bibliothèque de Picpus, 60 rue de Picpus qui comporte 8 trajets [9].

D. Evaluation des difficultés d'un trajet

Un trajet peut voir sa difficulté varier d'un instant à un autre, par la présence de passants, l'apparition d'obstacles (poubelles, travaux), on ne peut être sûr de retrouver la même chose d'un jour sur l'autre. De plus nous ne devons pas être dépendant d'un trajet particulier pour effectuer l'évaluation. Comme nous recherchons les écarts par rapport au valide, ces écarts doivent pouvoir être évalués sur n'importe quel trajet. Nous sommes donc amenés à évaluer instantanément au moment où il est effectué la difficulté du trajet, c'est-à-dire la fréquence des occasions d'avoir un comportement différent de celui du valide.
Nous attribuons donc des points de difficulté d'après le nombre d'erreurs possible :

2 points à :
- un obstacle volumineux à contourner
- un virage à négocier
- un rétrécissement du passage à franchir

1 point à :
- un obstacle fin à éviter
- un décrochement léger à négocier

1 point à une longueur de trajet qui correspond à 20 secondes de marche d'un voyant.

Pour un trajet donné nous additionnons tous les points ce qui fait un total de difficulté.

E. Parcours des trajets par les aveugles

L'aveugle est accompagné de 2 voyants. L'un d'eux positionne l'aveugle au début du trajet et lui donne une consigne (voir exemples de trajets ci-après). L'autre se met en position pour filmer. L'enregistrement vidéo permet une évaluation aisée des écarts par rapport à la déambulation du valide et fournit la durée du trajet. Le même aveugle parcourt alternativement un trajet à la canne seule puis le trajet suivant avec la canne électronique dans le but de comparer l'efficacité avec les deux modalités.

F. Evaluation de la locomotion sur un trajet

Nous retirons :

- tous les points attribués au trajet si la personne s'est mise en danger
- 2 points s'il y a eu :
  - plusieurs prise de mauvaises directions
  - un choc corporel
  - un trébuchement
- 1 point s'il y a eu :
  - une seule prise de mauvaise direction
  - une hésitation associée à un arrêt franc
- 0,5 point s'il y a eu :
  - un contournement pas assez anticipé
  - une hésitation entraînant un fort ralentissement
  - un contact léger ou un effleurement latéral avec un obstacle

Exemples :

Trajet intérieur en bibliothèque

Consigne : faire le tour du rayonnage en face et revenir au point de départ

Valeur du trajet : 6 points, ce trajet comporte deux tournants valant deux points, une légère déviation inévitable valant 1 point, et 1 point pour la longueur

Trajet extérieur

Consigne : avancer. Slalomer entre les 4 jardinières centrales. S'arrêter lorsque l'allée se rétrécit.

Valeur du trajet : 12 points : 4 jardinières qui sont de gros obstacles à contourner soit 8 points, plus 2 points pour s'engager dans le rétrécissement plus 2 points pour la longueur du trajet.

Chaque trajet effectué donne donc lieu à une note égale au nombre de points attribués au trajet diminué du nombre de pénalités, la note peut être négative. Si jamais il y a un événement supplémentaire dans le trajet, par exemple un ensemble de personnes arrêtées à contourner on rajoute les points difficultés correspondant à l'évènement.

G. Attribution d'une qualité relative de locomotion

Pour chaque trajet effectué on totalise le nombre de points obtenus (somme des points difficultés rencontrés moins points de pénalité) que l'on note MA pour un non-voyant et MV pour un voyant. D'autre part la moyenne des points obtenus par 4 voyants est notée MMV.

On procède de la même façon pour la durée du trajet : on relève le temps de l'aveugle noté TA et temps moyen de 4 voyants noté MTV.

Pour chaque aveugle on calcule un rapport r en % pour la qualité de la locomotion et un autre pour la durée de la manière suivante :

RQ (qualité locomotion) = (somme des MA de chaque trajet) / (somme des MMV de chaque trajet)

RT (durée) = (somme des TA de chaque trajet) / (somme des MTV de chaque trajet)

IV. RESULTATS

On obtient pour 14 aveugles testés sur 16 trajets les rapports RQ individuels ainsi que leur moyenne. Ils sont donnés dans le tableau 1. La première colonne donne la durée préalable de la pratique de la canne électronique.

Non voyants	durée d'utilisation en mois	RQ (canne seule)	RQ (canne électronique)
NV01	36	17,7%	49,4%
NV02	30	40,6%	64,6%
NV03	24	15,0%	28,5%
NV04	12	62,7%	38,9%
NV05	4	6,6%	20,8%
NV06	12	2,7%	22,1%
NV07	4	14,7%	11,1%
NV08	4	41,7%	74,2%
NV09	12	16,0%	33,1%
NV10	15	25,6%	36,3%
NV11	24	31,8%	84,0%
NV12	66	77,8%	99,0%
NV13	24	7,8%	27,1%
NV14	24	36,2%	59,8%
moyennes	20,8	28,4%	46,3%

Tableau 1

On constate tout d'abord une très forte dispersion du niveau à la canne blanche concernant la qualité de la locomotion :

Locomotion à la canne seule :

RQ inf. = 3 %

RQ sup. = 77 %

Nous n'avons pas trouvé de corrélation entre la qualité (RQ) et un restant visuel éventuel chez certains des participants (certains de catégorie 4 dans le classification OMS c'est-à-dire perception des ombres avec acuité non mesurable, les autres dans la catégorie 5, c'est-à-dire pas de perception lumineuse). Cela signifie qu'il y a une forte dispersion dans le potentiel des personnes à faire une synthèse efficace des perceptions non visuelles.

Nous constatons une progression avec les aides électroniques dépendantes du niveau à la canne seule.

Nous observons deux contre performances NV04 et NV07, cela est dû au même phénomène, il s'agit pour NV04 d'un utilisateur du Télétact, qui suite à un incident technique, a pris un Tom Pouce, appareil qu'il n'avait pas utilisé depuis plusieurs mois et cela l'a déstabilisé. Pour NV07 la personne a utilisé un Tom Pouce alors qu'elle était en pleine phase d'apprentissage du Télétact. Il apparaît qu'il ne faut pas changer brutalement de mode de fonctionnement pour une évaluation.

Hormis les deux incidents le niveau le plus faible avec les aides électroniques est un RQ de 22% et le niveau le plus élévé un RQ de 99%, c'est-à-dire aussi bien que la moyenne des voyants.

Il apparaît que l'aide électronique ne semble pas modifier la capacité de synthèse de la personne, mais améliore le résultat final grâce à une présence plus importante d'informations pertinentes pour la déambulation. En effet le classement à la canne seule en terme de RQ croissants est généralement respecté à la canne électronique. Nous n'avons pas trouvé de corrélation frappante entre le temps d'utilisation et les performances hormis dans les cas extrêmes.

Concernant les durées de trajet, les résultats sont regroupés dans le tableau 2.

Non voyants	RT (canne seule)	RT (canne électronique)
NV01	2,34	2,61
NV02	2,17	1,61
NV03	1,97	2,39
NV04	1,76	1,96
NV05	2	2,63
NV06	2,43	2,37
NV07	2,1	2,89
NV08	2,27	2,63
NV09	1,96	2,15
NV10	2,35	2,44
NV11	1,61	1,58
NV12	1,26	1,21
NV13	4,23	3,54
NV14	1,6	1,78
moyennes	1,96	2,11

Tableau 2

On observe un très léger ralentissement non significatif en moyenne avec l'aide électronique. Le temps en moyenne des déficients visuels est le double de celui des voyants. Ce résultat est à tempérer par le rythme soutenu des voyants (vitesse comprise entre 5 et 5,5km/h) due à leur lassitude à effectuer la série de trajet et leur hâte d'en finir.

Le tableau 3 met en évidence la dispersion des résultats des voyants.

Voyants	RQ (voyant)	RT (voyant)
V1	104,0%	1,06
V2	93,5%	1,03
V3	103,4%	1,01
V4	99,1%	0,90
moyennes	100,0%	1,00

Tableau 3

Il apparaît que la dispersion des durées et de la qualité de la locomotion est négligeable par rapport à celle des non-voyants, ce qui valide la notion de référence sur la performance moyenne d'un petit nombre de voyants.

CONCLUSION

Une méthode d'évaluation de la locomotion de l'aveugle munis de la canne ou de la canne électronique a été initiée. Il reste du travail à faire pour la valider suivant un certain nombre de règles statistiques afin de voir si l'échelle est vraiment reproductible et significative. Elle correspond à notre besoin de pouvoir évaluer un non-voyant à un instant donné, par rapport à une référence stable de manière simple. Elle donne une échelle de qualité de locomotion. Nous allons d'abord effectuer un certain nombre de mesure pour consolider la

technique de mesures, par exemple pour savoir combien de points difficultés il faut considérer pour avoir une mesure pouvant être considérée comme stable. Après cela nous aurons les moyens de mesurer l'apport des formations, les effets de fatigue etc. Cette procédure pourrait être appliquée à toute autre aide technique pour le handicap visuel et ne nécessite pas de trajets particulièrement aménagés.

REFERENCES

[1] B.B. Blasch, W.R.Wiener, "Foundations of orientation and mobility" second edition, R.L.Welsh editors AFB Press New York 1977.

[2] R.D. Easton, "Inherent problems of attempts to apply sonar and vibrotactile sensory aid technology to the perceptual needs of the blind", Optom. Visual Sci. 1992 ; 69-3-14

[3] Roger Leroux, Richard Legras, Roland Damaschini, René Farcy « Perception de l'environnement par les non-voyants à l'aide de la profilomètrie laser : progression et contexte d'utilisation des interfaces sonores et tactiles ». Congrès Handicap 2004, Paris salon Autonomic, Porte de Versailles, 16-18 juin 2004.

[4] Farcy R, Denise B, Damaschini R. Triangulating laser profilometer as navigational aid for the blind: Optical aspects. Appl Optics 1996; 35:1161-6.

[5] Farcy R, Damaschini R. Triangulating laser profilometer as three-dimensional space perception system for the blind. Applied Optics 1997; 36:8227-32.

[6] Blasch B.B., Long R.G., Griffin-Shirley N., 1989, "National Evaluation of Electronic Travel Aids for Blind and Visually Impaired Individuals : Implications for Design3 RESNA 12th Annual Conference, New Orleans, Louisina, ppp 133-134.

[7] Turano, K.A., Broman, A.T., Bandeen-Roche, K., Munoz, B., Rubin, G.S., West, S.K., and the SEE Project Team. (2004) Association of Visual Field Loss and Mobility Performance in Older Adults: Salisbury Eye Evaluation Study. Optometry and Vision Science, 120: 298-307

[8] Turano KA, Rubin GS, Quigley HA. Mobility performance in glaucoma. Invest Ophtalmol Vis Sc 1999; 40:2803-9.

[9] Colette Grégoire, Mémoire de stage du DESS : Handi : Nouvelles technologies et handicaps sensori-moteurs. Université Paris 8 (septembre 2005)

Réticences et conditions d'adoption des prothèses perceptives

C. Lenay
COSTECH-Université de Technologie de Compiègne
BP 60319 – 60206 Compiègne Cedex
charles.lenay@utc.fr
+33 3 44 23 43 68

Résumé

La réussite d'une innovation technologique ne peut s'expliquer simplement par son efficacité fonctionnelle. L'histoire est pleine d'innovations qui en dépit de leur efficacité pratique n'ont pas été socialement adoptées. Il est donc utile d'analyser ce type d'échec pour comprendre les obstacles qui se posent et tenter de définir les conditions qui permettraient de les dépasser. Nous travaillerons à partir du cas exemplaire des systèmes de substitution sensorielle développés depuis la fin des années 1960 et pourtant absents du monde des aveugles. Parmi les raisons de cet échec économique et social, nous insisterons sur la question des valeurs émotionnelles attachées à l'usage de l'objet techniques. Puis nous proposerons une analyse expérimentale sur un aspect essentiel de la constitution de ces valeurs. L'hypothèse que nous voulons défendre ici est que les valeurs émotionnelles sont socialement constituées à travers les interactions perceptives dans des communautés d'emploi de mêmes médiations techniques.

INTRODUCTION

Pour comprendre pourquoi dans certains cas l'outil proposé n'est pas saisi et utilisé, il est utile de partir de l'analyse d'un échec, c'est-à-dire d'une situation ou un dispositif technique, objectivement fonctionnel, n'a pourtant pas rencontré le succès social et économique. Nous considérerons ici l'échec de l'adoption sociale des systèmes de substitution sensorielle. Mais, par là même, ces dispositifs se révèlent une occasion originale pour mener une enquête empirique sur la question générale de la genèse d'un système de valeurs émotionnelles propre à une médiation technique. Je ne propose ici qu'un premier effort de recherche en ce sens par l'étude expérimentale des croisements perceptifs. Après avoir présenté quelques résultats préliminaires, je proposerai une articulation conceptuelle entre reconnaissance d'autrui comme point de vue, communauté de partage de mêmes interfaces techniques, et constitution de valeurs émotionnelles.

I. LA SUBSTITUTION SENSORIELLE : REUSSITE TECHNIQUE… ET ECHEC SOCIAL

I.1. Réussite technique

Les systèmes dits de « substitution sensorielle » ont été développés pour les personnes aveugles, dès la fin des années 60. Ils permettent de transformer des stimuli propres à une modalité sensorielle (par exemple la vision) en des stimuli d'une autre modalité sensorielle (par exemple le toucher). En particulier, le TVSS (tactile vision substitution system) permet de convertir une image captée par une caméra vidéo en une « image tactile ». Dans la version standard, l'image tactile est produite par une matrice de 400 stimulateurs tactiles (20 x 20 picots). La matrice est placée soit dans le dos (première version), soit sur le thorax, soit sur le front [Collins 1973] et maintenant sur la langue [Bach y Rita 2004]. Les premières utilisations de tels dispositifs ont montré que, pourvu que l'utilisateur soit actif (manipulation de la caméra), celui-ci développe des capacités de reconnaissance de forme spectaculaires. Après un quinzaine d'heures d'entraînement, il discrimine des objets familiers de plus en plus complexe jusqu'à être capable de reconnaître des visages. De plus, cette capacité de reconnaissance de forme s'accompagne d'une *mise en extériorité* des percepts. L'utilisateur oublie les sensations tactiles qui se succèdent pour percevoir plutôt des objets stables à distance, là-bas devant lui [Bach y Rita 1982].

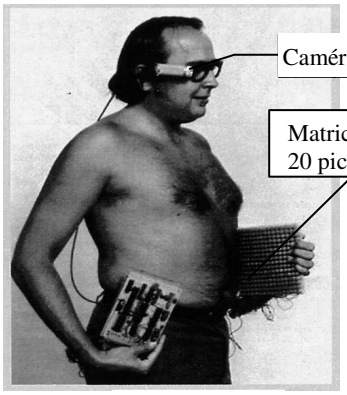


Figure 1

Cependant, passé le premier étonnement devant l'efficacité de ces techniques, il est un second étonnement presque aussi important, celui de leur échec économique et social. Pourquoi ces techniques, développées dès les années 1960, et expérimentalement validées dès les années 1970, n'ont pas envahi le quotidien des aveugles et malvoyants ?

I.2. Echec social et économique

Après avoir réussi leur apprentissage, les aveugles rangent soigneusement leurs appareils dans un placard. Les entreprises qui s'étaient lancées dans la fabrication de ces systèmes ont cessé la production (Optacon de Telesensory

System) ou ont fait faillite (Unitech Research). Alors qu'ils commençaient à découvrir cet accès particulier à des objets situés à distance dans l'espace, les personnes aveugles se sont déclarées déçues et déprimées. Bien sûr, de tels dispositifs permettent effectivement de réaliser des tâches particulières qui, sinon, auraient été impossibles. Mais ce n'est pas le désir fondamental de l'aveugle qui se prête à une telle expérience. Son épanouissement personnel peut fort bien ce faire en dehors de ces tâches pour lesquelles la vision serait indispensable. Pour décider d'investir dans des tâches visuelles, il faut que celles-ci apportent un réel progrès de l'expérience vécue. Une des premières demandes des aveugles est de pouvoir conduire une voiture. Quand on leur dit que cela reste impossible, ils déclarent ne pas bien « voir » d'autre utilité pratique importante pour ces prothèses. Surtout que celles-ci leur semblent inconfortables, non pas tant qu'elles seraient lourdes ou encombrantes, mais parce qu'il leur semble être porteur d'un appareillage monstrueux, et refuse d'être transformés en « cyborg » au « yeux » des autres.

Ce que cherche la personne aveugle qui accepte de se plier à l'apprentissage du dispositif de couplage, c'est d'avantage la connaissance de ce dont les voyants lui parlent tant : les merveilles du monde visible. Ce qu'il espère, c'est la jouissance de cette dimension d'existence qui lui est inconnue. Or, ce n'est pas ce que donnent ces dispositifs. Il y a de fait, de nombreuses différences entre ce couplage artificiel avec le milieu et le mode de couplage de la vision naturelle : il n'y a pas de couleur, peu de points, une caméra dont les mouvements sont difficiles et limités, ce qui donne une grande lenteur à la reconnaissance de la situation. Ce couplage sensori-moteur ressemble bien par certains aspects à celui de notre vision, mais l'expérience qu'il permet est toute différente, comme peuvent d'ailleurs bien le comprendre les voyants ou les aveugles tardifs qui se prêtent à son apprentissage. Le dispositif de Bach y Rita ne réalise pas une *substitution* sensorielle, mais une *addition*, l'ouverture d'un nouvel espace de couplage de l'homme avec le monde. Il nous semble donc que les termes de « suppléance perceptive » seraient plus appropriés que ceux de substitution sensorielle. Il faut prendre acte que ces dispositifs ne comblent jamais exactement un déficit, mais qu'ils introduisent plutôt à des modalités perceptives à chaque fois originales.

Ce qui semble manquer le plus cruellement dans cette modalité perceptive prothétique, c'est ce que Bach y Rita [1997] appelle les qualia, c'est-à-dire les qualités, les valeurs des choses perçues. On montre à un aveugle de naissance l'image de sa femme, ou sa propre image dans un miroir, cela ne représente pour lui aucun intérêt précis. On montre à des étudiants aveugles des images de pin-up dénudées, la déception est totale, la perception n'est porteuse d'aucune émotion. Il y a bien constitution d'un objet, capacité de discrimination et de catégorisation, mais pas de valeur émotionnelle attachée à ces percepts.

Faut-il alors poser qu'il manque quelque chose d'essentiel dans ces dispositifs ? Incapables de donner une « matière » à la perception (couleur, valeur), ils mettraient en évidence ce qui distingue la perception naturelle d'une simple capacité de discrimination et de catégorisation. Nous ne le pensons pas. Comme le remarque justement Bernard Stiegler à la suite de Leroi-Gourhan, l'homme est originairement prothétique. Sa perception est pratiquement toujours médiatisée, transformée ou assistée par les outils que transmet la culture. A chaque fois qu'un outil est saisi, il transforme nos capacités d'agir et de sentir, et il ouvre un nouvel espace de perceptions possibles. Que l'on saisisse un bâton ou un téléphone, que l'on chausse une paire de ski ou de lunettes, que l'on déplace une souris d'ordinateur ou l'archer d'un violon,… dans tous les cas la médiation technique permet de trouver des invariants sensorimoteurs qui définissent des opérations et perceptions spécifiques. Toutes les prothèses techniques sont ce que nous appelons des dispositifs de couplage entre l'organisme et un environnement qu'ils définissent ; des dispositifs de couplage qui contrairement à nos organes strictement biologiques sont séparables et échangeables entre les individus et les générations. Or, pour tous ces exemples de technologies qui ont réussi leur adoption sociale, on sait que les champs de possibles originaux qu'elles ouvrent sont différenciés qualitativement et émotionnellement. La question de la valeur émotionnelle attachée aux percepts rendus possibles par une prothèse ne peut donc être simplement renvoyée à l'existence d'un câblage neuronal avec un système cérébral des affects naturels. Ou du moins, si un tel lien existe, il s'agit de comprendre comment il peut s'établir alors qu'il ne préexistait pas. Il faut donc chercher à comprendre les conditions de l'apprentissage et la constitution d'un système de goûts à chaque fois différent pour chaque dispositif de couplage qui autorise son apparition.

La similitude de ce constat avec les observations rapportées sur l'absence d'émotion et de signification ressenties par les personnes aveugles de naissance recouvrant la vue tardivement (par abattement de la cataracte) est d'ailleurs frappante et laisse penser que ce n'est pas le principe de la substitution sensorielle proprement dit qui est la cause de l'impossibilité d'accéder aux qualia [Gregory 1990]. Il serait vain de croire avoir soulagé l'aveugle dès lors qu'on lui donne accès à de nouvelles informations. Ce qui est toujours en jeu, c'est l'insertion de la personne dans un monde de significations partagées, fonctions d'une histoire personnelle dont la cohérence globale ne doit pas être brutalement perturbée. Pour les systèmes de suppléance perceptive, deux types de solutions nous semblent possibles.

Dans une première approche, on suppose qu'il manque essentiellement un apprentissage, une intégration de la prothèse dans l'activité dès la prime enfance. Cette approche est celle du groupe d'Eliana Sampaio à

Strasbourg. Les observations sont très délicates – on intervient difficilement sur un nourrisson aveugle – mais les quelques résultats connus semblent encourageants. Le bébé tendrait les mains en souriant vers le biberon ou le hochet. Cependant, il n'est instrumenté que pendant de courtes périodes, dans l'idée surtout de faciliter certaines étapes de son développement. Il est loin d'être certain que ces premiers contacts conduisent à une meilleure acceptation de la prothèse à l'age adulte. Il nous semble plutôt que cette réussite se base sur un quiproquo en ce que l'enfant ne comprend pas encore la différence de sa perception avec celle de sa mère.

L'autre approche, à laquelle nous allons ici apporter quelques éléments, consiste à travailler sur la constitution collective de valeurs émotionnelles dans des communautés de partage de mêmes moyens de percevoir et d'interagir.

Il est remarquable que toutes les observations sur les systèmes de substitution sensorielle rapportées dans la littérature ne fassent état que de son emploi individual, l'utilisateur se trouvant entouré de voyants, mais isolé dans son mode perceptif particulier. Or, on peut faire l'hypothèse que les valeurs perceptives seraient liées à l'existence d'une histoire et d'une mémoire collective, mémoire qui devrait pouvoir émerger du jeu des interactions de plusieurs sujets dans un même environnement définit par les mêmes moyens d'accès. Les dispositifs de suppléance perceptive donnent ainsi l'occasion d'une recherche empirique concernant les questions anciennes et très générales de l'origine des valeurs attachées aux formes, le passage de la perception individuelle à la reconnaissance d'objet dans un espace partagé, la compréhension de signes dans un système d'expression significatif, la constitution de communautés de préférences et de différences. Il ne s'agit pas ici de repartir de l'immense littérature psychologique, sociologique et philosophique sur ces questions, mais bien plutôt de profiter d'une situation technique et expérimentale originale pour tenter de les reposer de façon contrôlable et observable. Nous nous proposons donc de réaliser une étude fondamentale des interactions perceptives prothétisées.

II. ETUDE EXPERIMENTALE

I.1 Le stylet tactile (Tactos)

Nous avons développé un système de suppléance perceptive donnant aux personnes aveugles un accès aux informations graphiques présentes sur l'écran de l'ordinateur : le stylet tactile [10]. L'objectif du "Stylet tactile" (logiciel "Tactos") est de donner aux personnes aveugles un accès aux informations graphiques présentes sur l'écran de l'ordinateur. Il réalise un couplage entre le stylet d'une tablette graphique et des stimulateurs tactiles (figure 2)[7]. Les stimulations tactiles sont produites par les picots piezoélectriques de cellules brailles électroniques (2X8 points de stimulation). Le stylet d'une tablette graphique commande les déplacements du curseur qui correspond ici à une petite matrice de 16 champs récepteurs (4 x 4 champs de 2x2 pixels chacun). Quand un champ récepteur croise au moins un pixel noir il déclenche l'activation en tout ou rien du picot d'une cellule braille électronique. Le sujet a les yeux bandés et le stimulateur tactile est installé sous sa main libre (l'autre tenant le stylet). Ainsi ce système permet l'exploration des formes présentes sur l'écran.

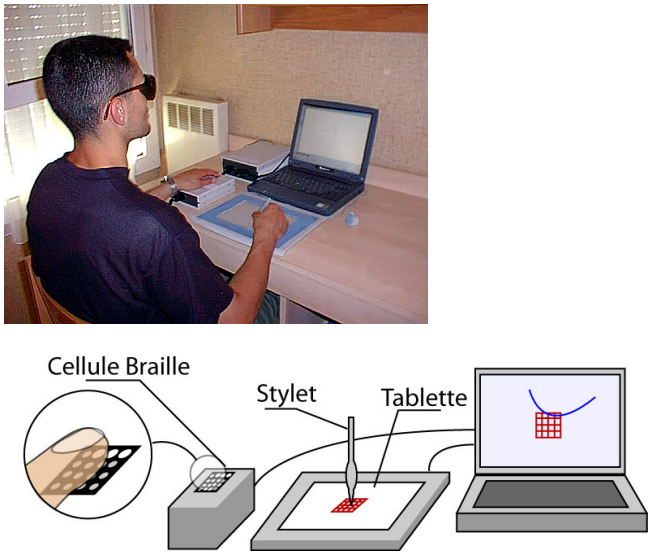


Figure 2 : le logiciel « Tactos ». Les formes inscrites dans l'espace numérique de l'écran sont perçues tactilement : leur exploration par une matrice de 16 champs récepteurs commande l'activation des 16 picots de deux cellules brailles.

Même dans cette version très simple du dispositif Tactos, on observe une capacité de reconnaissance et de localisation de formes [Hanneton 1999]. Les sujets ne peuvent percevoir les formes que par leur exploration active. En ne donnant à chaque instant qu'une entrée sensorielle simple, on a forcé un *déploiement dans l'espace et le temps de l'activité perceptive* qui peut dès lors être facilement enregistrée et analysée. (figures 3 et 4). Cette activité perceptive est l'objet de divers analyses et modélisations mathématiques dans notre équipe [5,10,11,13].

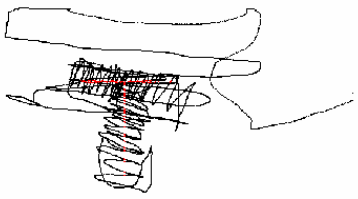


Figure 3: trajectoire perceptive de la reconnaissance d'un T.

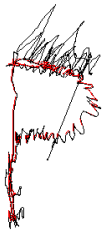


Figure 4 : trajectoire perceptive de la reconnaissance d'un P.

II.2. Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental consiste simplement en la mise en réseau de deux stylets tactiles (figure 5). L'espace numérique partagé via le réseau permet des rencontres tactiles entre les participants aveugles ou voyants les yeux bandés. Dans la mesure où, quand un participant « touche » l'autre, il est en même temps « touché » par lui, on peut parler d'une forme de caresse distale. On a donc là l'occasion d'une recherche expérimentale sur les interactions perceptives, et en particulier sur la perception de l'image que chacun présente à autrui au cours de cette interaction. Chaque stylet tactile commande à la fois: i) les mouvements d'une matrice de champs récepteurs couplée à autant de stimulateurs tactiles ; et ii) les déplacements d'un corps virtuel (avatar), c'est-à-dire d'un corps-image que l'autre utilisateur peut percevoir via ses propres champs récepteurs. Chacun de son coté explore sa tablette et entre en contact, soit avec des objets du milieu partagé, soit avec le corps-image (avatar) de l'autre acteur. On permet ainsi la constitution, pour chaque utilisateur, d'un espace commun de coordination perceptive.

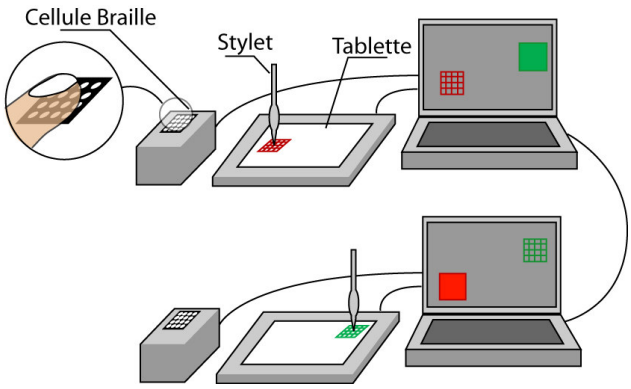
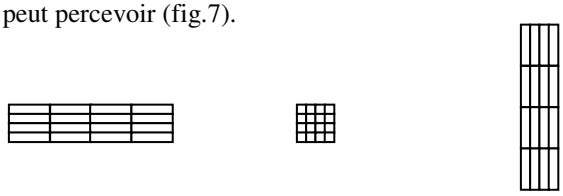


Figure 5 : Deux stylet tactiles en réseau. Ici les corps-percevants (matrice carrée de 16 champs récepteurs) et les corps images (surface carrée de 32x32 pixels) sont identiques chez les deux partenaires.

Nous ne présentons ici qu'une expérience préliminaire [4]. Elle porte spécifiquement sur la perception que chacun des sujets peut avoir de sa propre image à travers la façon dont l'autre le perçoit. Nous voulons savoir si, dans la dynamique des interactions perceptives, il est possible pour un sujet de deviner l'image qu'il offre à la perception de l'autre sujet.

Le stylet tactile de chaque sujet commande une matrice de 16 champs récepteurs couplés à 16 stimulateurs tactiles. Les sujets peuvent avoir différents corps-percevants et différents corps-images. Il y a trois corps-percevants possibles, c'est-à-dire trois matrices de 16 champs récepteurs ayant des formes différentes (figure 6). Et, trois corps-image possibles, c'est-à-dire trois formes noires qui se déplacent avec le corps-percevant et que le partenaire peut percevoir (fig.7).

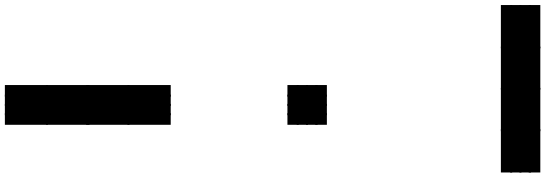


Hp : 4 x 4 champs récepteurs de 20 x 2 pixels

Cp: 4 x 4 champs récepteurs de 2 x 2 pixels

Vp : 4 x 4 champs récepteurs de 2 x 20 pixels

Figure 6: les trois différents corps-percevants (Hp, Cp et Vp) correspondent à trois matrices de 16 champs récepteurs ayant une forme Horizontale, Carrée, ou Verticale.



Hi : forme de 20 x 8 pixels

Ci : forme de 8 x 8 pixels

Vi : forme de 8 x 20 pixels

Figure 7 : les trois corps-image possibles (Hi, Ci et Vi) correspondent à trois formes noires visibles par le partenaire.

Chaque sujet peut recevoir l'une quelconque des combinaisons possibles de ces corps. Par exemple, parmi les 9 combinaisons possibles, un corps-percevant Hp et un corps-image Vi (figure 8), ou un corps-percevant Cp et un corps-image Hi (figure 9) :

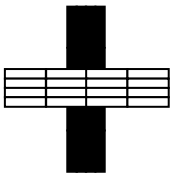


Figure 8

Figure 9

L'expérience préliminaire que nous présentons ici a été réalisée par deux sujets qui ont passé les 81 sessions correspondant à toutes les combinaisons possibles des corps-percevants et corps-images. Les sujets connaissent le répertoire de ces formes possibles , mais bien sûr, ils ne savant pas les formes particulières qui leur sont attribuées au début de chaque session expérimentale. Les deux sujets « A » et « B » partagent le même espace virtuel: quand un champ récepteur de « A » recouvre un pixel du corps-image de « B », le simulateur tactile correspondant est activé. Il n'y a pas d'autre objet dans cet espace que le corps image du partenaire. Les deux sujets sont

collaboratifs. Chaque session peut être divisée en trois étapes où le demande successivement au sujet d'indiquer :
-1- la forme de son propre corps-percevant
-2- la forme du corps-image du partenaire, et finalement,
-3- la forme de son propre corps-image.
Les durées des étapes 2 et 3 sont limitées à 6 minutes.

II.3. Résultats

-1- Tout d'abord, étape 1, chaque sujet cherche à se reconnaître comme sujet percevant, c'est-à-dire deviner la forme de sa matrice de champs récepteurs.

* Nombre de bonnes réponses du sujet « A » concernant son corps-percevant : 78/81 ; $\chi_1^2 =$ 145, P < 0.0001

* Nombre de bonnes réponses du sujet « B » concernant son corps-percevant: 77/81 ; $\chi_1^2 =$ 139, P < 0.0001

Un choix au hasard n'aurait donné en moyenne que 27 bonnes réponses pour chaque sujet. Il est facile de comprendre ces bons résultats : chaque sujet peut déterminer son corps-percevant de façon autonome par interaction avec des objets immobiles dans le milieu. Par exemple, si mon corps-percevant est de type Hp, le mouvement que je devrai effectuer pour passer une ligne verticale sera beaucoup plus long que celui nécessaire pour traverser une ligne horizontale.

-2- Ensuite, étape 2, chaque sujet cherche à reconnaître le corps image de son partenaire.

* Nombre de bonnes réponses du sujet « A » concernant le corps-image du sujet « B » : /81 ; $\chi_1^2 =$ 133, P < 0.0001

* Nombre de bonnes réponses du sujet « B » concernant le corps-image du sujet « A » : 71/81 ; $\chi_1^2 =$ 107, P < 0.0001

Ici aussi, les résultats sont très bons. Les sujets étant collaboratifs ils s'immobilisent successivement pour laisser leur partenaire explorer leur corps-image. Le succès de cette étape s'explique simplement par la capacité de reconnaissance de formes simples que nous avons souvent observée avec ce dispositif.

-3- Et finalement, étape 3, chaque sujet doit reconnaître son propre corps-image.

* Nombre de bonnes réponses du sujet « A » concernant son corps-image : 48/81 ; $\chi_1^2 =$ 24.5, P < 0.0001

* Nombre de bonnes réponses du sujet « B » concernant son corps-image : 46/81 ; $\chi_1^2 =$ 20.0, P < 0.0001

Les résultats sont moins bons qu'aux étapes précédentes mais toujours statistiquement significatifs. De plus le :

* Nombre de bonnes réponses conjointes des deux sujets concernant leur corps-image : 32 ; $\chi_1^2 = 66$, P < 0.0001

La significativité statistique de ce résultat est très haute. Un choix au hasard n'aurait donné en moyenne que 9 bonnes réponses conjointes. Ceci est très révélateur de la perception réciproque dans la mesure où chaque sujet n'a aucun accès à son propre corps-image (comme dans la vision nous n'avons aucun accès à notre visage). Il ne peut être deviné que par la façon dont le partenaire est entrain de le percevoir : je perçois sur mes champs récepteurs les mouvements du corps-image de mon partenaire qui est entrain de percevoir mon propre corps-image. Il est alors intéressant d'examiner les interdépendances entres les bonnes ou mauvaises réponses des partenaires aux différentes étapes. Tout d'abord, il n'y a pas de corrélation entre, la ressemblance mutuelle des corps-percevants ou des corps-images des deux partenaires, et leur réussite dans la tâche cruciale de reconnaître leur propre corps-image (χ_1^2 = 0.47, P> 0,5). Contrairement à ce que l'on aurait pu penser notre ressemblance ne nous aide pas particulièrement à nous reconnaître nous-même. Cependant il y a une corrélation entre les réussites des deux partenaires quant à la reconnaissance de leurs propres corps-images (χ_1^2 = 4.60, P < 0,05). Or, on ne trouve pas de dépendance claire entre la réussite de la reconnaissance du corps-image de l'autre (étape 2) et la réussite de la reconnaissance de son propre corps-image (étape 3) : pour le sujet « A » : χ_1^2 = 0,95 ; pour le sujet « B » : χ_1^2 = 0,048. Mais, il semble bien y avoir une dépendance entre la réussite d'un sujet pour la reconnaissance du corps-image de l'autre (étape 2 d'un sujet), et la réussite de la reconnaissance par cet autre sujet de son propre corps-image (étape 3 de l'autre sujet) : pour le sujet « A » : χ_1^2 = 1.75, P < 0,2 ; pour le sujet « B » : χ_1^2 = 2.94, P < 0,1 ; et pour les deux ensemble : $\chi_2^2 = 4.69$, P < 0,1.

Cette expérience est très préliminaire et nous sommes entrain de la répéter de façon plus systématique. Cependant, nous pouvons d'ores et déjà proposer d'en tirer quelques hypothèses pour de futures recherches.

III. HYPOTHESES ET REFLEXIONS

Cette expérience, si ses résultats sont confirmés, pourrait avoir des conséquences très générales. En effet, par sa simplicité ce dispositif d'interaction peut être compris comme une forme purifiée de la perception réciproque en général, c'est-à-dire de toute situation où, à travers une modalité perceptive, employant ou non un dispositif prothétique, les sujets se perçoivent mutuellement.

On a vu qu'une des raisons les plus généralement avancées par les aveugles pour refuser les prothèses qu'on leur propose était l'image qu'ils croyaient ainsi présenter à autrui. Pour le comprendre, il faut tout d'abord bien prendre toute la mesure de cette constatation évidente : on ne perçoit jamais ce qui donne à percevoir. Je ne vois pas mes yeux, ni leurs mouvements, ni l'image rétinienne, et encore moins l'aire V1 de mon cerveau et tout les circuits neuronaux impliqués. De même, je ne perçois pas mes lunettes quand je les porte. Bien sûr, à la différence de mes organes biologiques je peux m'en séparer, les mettre devant moi pour les percevoir (s'il me reste suffisamment de vision). Mais maintenant, simple objet parmi les autres, elles ne fonctionnent plus, elles ont perdu le pouvoir

constituant qu'elles avaient quand je les portai. Or ce sont ces lunettes portées que je voudrai voir. De même, c'est ce qu'autrui perçoit de leur prothèse en fonctionnement que les aveugles voudraient connaître, et non pas le système séparé qu'ils ne peuvent percevoir que tactilement.

Un dispositif technique comme le miroir ne pourrait seul suffire. En effet, tout le problème est d'abord de comprendre ce qu'est un miroir. Or ceci, comme il est bien évident dans le cas d'une personne aveugle de naissance, ne peut que suivre la maîtrise de la prothèse perceptive et la compréhension d'un point de vue de l'objectivité spécifique à cette prothèse, c'est-à-dire un point de vue de l'autre. Il nous semble donc que passer ce qu'on appelle le « stade du miroir », ce n'est pas passer un stade cognitif, atteindre la capacité de déduire, à partir des mécanismes de la réflexion sur les objets qui m'entourent, l'accès à ce qui m'aurait toujours été caché : mes yeux et ma face. C'est plutôt, au contraire, parce que j'ai appris socialement, par interaction perceptive avec mes congénères, que j'avais une face visible à leurs yeux, comme leur face est visible à mes yeux, que je peux comprendre que c'est ce que me montre le miroir que je tourne vers moi. C'est le regard des autres qui m'apprend le sens du miroir.

Notre étude expérimentale semble bien montrer que, dans le cas d'un croisement perceptif, si chacun accède par les mêmes médiations à un même espace d'interaction, il est possible de reconnaître, à travers l'emploi de cette médiation, l'image qu'elle présente au point de vue d'autrui. C'est à travers ma prothèse que je dois percevoir la prothèse d'autrui entrain de me percevoir. C'est seulement ainsi que percevant ce qu'il doit percevoir, je pourrai lui apprendre à s'en servir et que nous pourrons partager des valeurs perceptives. Par le croisement perceptif prothétisé, il y a constitution de communauté de partage technique, de pratiques communes constitutives d'un sensible partagé.

Une prothèse perceptive acceptable doit résoudre une apparente contradiction : se faire oublier du porteur et des autres acteurs, mais en même temps pouvoir « faire signe » dans la communauté technique. La prothèse sensorielle doit être suffisamment discrète de façon à ce que celle-ci ne renforce pas le handicap et que son porteur ne soit pas considéré par les autres comme un « monstre technologique ». La miniaturisation n'est pas la seule réponse que l'on puisse apporter à ce problème. Est oublié, non pas ce qui se cache, mais ce qui s'intègre socialement. Si, non seulement, je peux percevoir à travers ma prothèse autrui et sa prothèse, mais reconnaître à travers le « regard » qu'il porte sur moi, ma propre prothèse, on aura les moyens de répondre à cette double attente. D'une part, la prothèse devenue commune peut s'oublier au profit de ce qu'elle donne à voir ensemble. D'autre part, elle peut faire sens, jouer un rôle symbolique ou esthétique dans la mesure ou son porteur peut maintenant en assumer l'apparence. On comprend bien avec l'exemple des lunettes, socialement acceptées parce qu'on les voit aussi bien portées par d'autres utilisateurs, qu'elles puissent être oubliées dans notre rencontre, et qu'elles puissent jouer un rôle esthétique ou symbolique. Elles deviennent interprétables *comme les autres traits de mon visage* que j'assume dans un vocabulaire que nous partageons suffisamment. Mais contrairement aux traits biologiques, ce type de dispositif, étant un outil amovible, échangeable et modifiable, on comprend aussi qu'il puisse être le support de significations sociales dans des traditions culturelles et esthétiques. Nous supposons donc que les prothèses de suppléance perceptive seront mieux tolérées si leur apprentissage est réalisé à plusieurs, dans des communautés de pratique qui partagerons ainsi des savoir-faire et des valeurs communes.

Par ailleurs, le résultat principal de l'étude présentée sur l'interdépendance des activités perceptive peut avoir une conséquence éthique importante : ma perception active d'autrui l'aide à se reconnaître lui-même (et non pas à mieux me reconnaître moi-même). C'est bien autrui qui, par son regard, m'aide à me constituer un visage..

REFERENCES

Bach-y-Rita, P., Sensory substitution in rehabilitation. In *Rehabilitation of the Neurological Patient*, L. Illis, M. Sedgwick & H. Granville (eds.); Oxford, Blackwell Scientific Publications, (1982), 361-383.

Bach-y-Rita, P. Substitution sensorielle et qualia. In J. Proust (Ed.), *Perception et intermodalité. Approches actuelles de la questions de Molyneux* Paris, PUF (1997), 81-100.

Collins, C.C. and Bach-y-Rita, P. Transmission of Pictorial Information Through the Skin, *Advances in Biological Medecine and physiology*, *14*, (1973), 285-315.

Fanet, A. *La perception d'autrui : analyses phénoménologiques et approche expérimentale sur un dispositif de suppléance perceptive* Sebbah F. Dir., DEA SHTCC – UTC 2001-2002. http://www.utc.fr/gsp/etu/DEA02-Fanet.pdf

Gapenne, O., Lenay, C., Stewart, J., Bériot, H., and Meidine, D. Prosthetic Device and 2D Form Perception: The Role of Increasing Degrees of Parallelism, In *Proceedings of the Conference on Assistive Technology for Vision and Hearing Impairement* (CVHI'2001), Castelvecchio Pascoli, Italie (2001).

Gregory, R.L Recovery from blindness. In *Eye and brain : the psychology of seeing* (quatrième édition), Oxford University Press (1990), 191-200.

Hanneton, S., Gapenne, O., Genouel, C., Lenay, C., and Marque, C., Dynamics of Shape Recognition Through a Minimal Visuo-Tactile Sensory Substitution Interface, *Third Int. Conf. On Cognitive and Neural Systems*, Boston (1999), 26-29.

Heath, C. and Luff, P. *Technology in action*, Cambridge University Press, 2000.

Lenay, C., Gapenne, O., Hanneton, S., Marque, C. and Genouel, C. Sensory substitution : limits and perspectives, in *Touching for Knowing, Cognitive psychology of haptic manual perception*, John Benjamins Publishing Company, Amsterdam / Philadelphia (2003), 275-292.

Reynaert, P., *Intersubjectivity and Naturalism. Husserl's Fifth Cartesian Meditation Revisited*, 2001.

Sribunruangrit, N., Marque, C., Lenay, C., Gapenne, O. and Vanhoutte, C. Braille Box: Analysis of the Parallelism Concept to Access Graphic Information for Blind People, *EMBS-BMES 2002,* USA (Houston, Texas), (2002).

Sribunruangrit, N., Marque, C., Lenay, C., Gapenne, O. and Vanhoutte, C., "Speed-accuracy tradeoff during performance of a tracking task without visual feedback", *IEEE transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, no.1, (2004), 131-139.

Stewart, J. and Gapenne, O. Reciprocal modelling of active perception of 2-D forms in a simple tactile-vision substitution system. *Minds and Machines***14** (2003), 309-312.

Stiegler, B.*La technique et le temps* , Galilée, Paris (1994-2001)

Coefficient de Performance Cognitive (CPC) : Paramètre de sélection des aides visuelles

Anne-Catherine Scherlen et Vincent Gautier
Ecole Nationale d'Ingénierie de St-Etienne (ENISE), 58 rue Parot 42023 St-Etienne, France
Université Jean Monnet, LIGIV, 10 rue barroin 42000 St-Etienne, France
E-mail: scherlen@enise.fr, gautier@ligiv.org

***Abstract*— Cette étude présente une nouvelle méthode d'analyse des performances cognitives des patients déficients visuels touchés par la Dégénerescence Maculaire Liée à l'Âge (DMLA). Cette analyse a pour but de déterminer le profil cognitif des patients en tenant compte des mécanismes visuels et oculomoteurs mis en jeu lors d'une tâche de lecture. L'analyse de ces mécanismes montre la présence de deux profils cognitifs distincts que nous avons nommé "visuel" et "exploratif". Ces différences de profil cognitif vont permettre de justifier les différences de performance de lecture des patients selon le type d'aide utilisée. Nous conclurons l'importance de l'évaluation du coefficient de performance cognitive dans la prescription des aides visuelles et dans la conception de nouvelle aide visuelle.**

I. Introduction

L'Office Mondial de la Santé reporte qu'en Europe, 1,5 milliards de personnes sont touchées par la Dégénérescence Maculaire Liée à l'âge. Ces atteintes touchent essentiellement une population âgée bien qu'elle apparaisse actuellement de plus en plus tôt. Nous pouvons estimer que 30% des personnes de plus de 75 ans seront touchées par cette pathologie. Représentant la première cause de cécité légale en Europe, cette atteinte évolutive constitue un réel problème de santé public. Cette pathologie se manifeste par la présence d'un masque noir (scotome visuel) masquant la partie centrale de la scène visuelle observée. La perte du champ de vision central affecte alors la capacité à lire, à reconnaître les visages, à regarder la télévision et à conduire. Les patients sont ainsi très demandeurs d'aides visuelles pour limiter leur handicap. Cependant, les aides actuelles donnent des résultats très variables car les besoins des patients ne sont pas toujours satisfaits. Ils peuvent ainsi avoir besoin de plusieurs types d'aides visuelles selon la tâche à effectuer. Cette observation peut être expliqué par le fait que seule les caractéristiques fonctionnelles restantes de la vision sont étudiées et exploitées pour déterminer le choix des aides visuelles. Ainsi, nous présentons dans cette étude une nouvelle méthode pour évaluer les performances cognitives des patients. Cette analyse a pour but de déterminer la manière dont le sujet interagit avec un texte. Nous étudierons ensuite l'impact de ce paramètre sur la prédiction de la performance de lecture en utilisant deux différentes aides visuelles.

II. Malvoyances et technologies

La variabilité de confort et d'acceptation des aides visuelles [1], [2] nous poussent à analyser les paramètres cliniques utilisés pour définir la déficience et qui vont interagir dans le choix des aides visuelles.

A. Patients

Les tests ophtalmologiques actuellement effectuées définissent dans un premier temps la localisation et décrivent la nature et le stade de l'atteinte rétinienne. Dans un deuxième temps, un bilan fonctionnel va déterminer les performances visuelles restantes des patients. Traditionnellement, cinq mesures vont être effectuées : l'acuité visuelle, la sensibilité aux contrastes, le champ visuel, des tests d'équilibre et une mesure de la vitesse de lecture. À partir de ces mesures, seule l'acuité visuelle et la valeur de la sensibilité aux contrastes vont permettre de déterminer le choix du grossissement de l'aide visuelle.

B. Aides technologiques et rééducation visuelle

Les aides technologiques existantes sur le marché et en cours de développement peuvent être catégorisées en deux classes:

Les aides grossissantes (portable ou fixe). Ces aides que l'on peut qualifier de "passive" permettre d'adapter la taille de l'image et son contraste à la performance de la rétine périphérique restante fonctionnelle [3]. Ces aides, telles les loupes, les lunettes télescopiques et les téléagrandisseurs, facilitent l'identification visuelle en améliorant la netteté de l'image [4]. Cependant, le lecteur est toujours contraint de s'adapter à son scotome en continuant à scanner le texte à lire.

Les aides adaptatives qui suivent l'activité dynamique du regard. Ce système appelé ViSAR a pour particularité, en plus d'adapter la taille de l'image à la rétine périphérique, de déplacer la position de l'image afin de rendre visible l'information souhaitée dans un champ visuel fonctionnel sans participation oculomotrice pour le patient, [5] [6]. Cette aide interactive en temps réel avec le patient permet de réduire les mouvements d'explorations dans le texte.

En complément de ces aides visuelles, le patient peut suivre des séances de rééducation. La rééducation visuelle permet d'aider le lecteur à guider différemment ses yeux pour extraire l'information visuelle sur une zone rétinienne de meilleure acuité. Le lecteur développe ainsi de nouveaux référentiels oculomoteurs, encore appelée fixation excentrée

ou PRL comme "Preferred Retina Locus". Le lecteur apprend à dissocier sa zone de fixation de sa zone d'attention visuelle [7]. Cet entraînement demande un effort cognitif important pour le patient car il doit apprendre à perdre sa programmation oculomotrice centrale. Les résultats obtenus sont très variables d'un patient à un autre [8].

C. Interaction Patient-Aides visuelle

D'un côté, nous connaissons les performances visuelles résiduelles du patient, de l'autre côté nous avons différentes catégories d'aides dont le champ d'action fonctionnelle est différent. Les inconforts tant relatés par les patients doivent nous orienter vers une nouvelle manière d'analyse des besoins visuels du patient et non seulement de l'évaluation des performances physiologiques restantes. L'efficacité et le confort du patient dépendent directement de la dynamique cognitive entre l'œil et le texte. En effet, lorsqu'il lit, un patient ne peut se satisfaire d'une perception correcte, il doit aussi et surtout comprendre ce qu'il perçoit. L'aide visuelle doit ainsi être un connecteur fonctionnel entre l'œil malade et le texte à comprendre.

III. Mieux décrire les capacités cognitives du patient

Une des principale et seule mesure fonctionnelle relatant la difficulté du lecteur à interagir avec le texte est la vitesse de lecture. La mesure de la vitesse de lecture représente le nombre de mots lus par minute. Cette mesure relève une performance globale du patient mais ne spécifie pas les difficultés à la fois motrices, visuelles et cognitives que le lecteur a rencontré lors de la lecture. Ainsi, un patient peut améliorer sa vitesse de lecture mais signaler subjectivement un inconfort pouvant l'empêcher de prolonger son activité. Nous devons ainsi prendre en compte la charge cognitive déployée par le patient (figure 1).

Ainsi, afin de mieux cibler les performances cognitives du lecteur, et non seulement ses capacités neurophysiologiques, nous proposons de définir un nouveau paramètre d'analyse prenant en compte les capacités motrices, visuelles du patient lors de sa tâche. Ces données permettront d'aider la prescription des aides et de guider les ingénieurs à concevoir de nouvelles aides technologiques répondant aux besoins cognitifs des patients.

IV. Objectif : Déterminer un coefficient de performance cognitive

L'évaluation des processus cognitifs est une procédure très peu réalisée chez le lecteur déficient visuel car elle est très lourde à gérer (concentration limitée, fatigue), contrairement aux lecteurs sains chez qui les mécanismes visuels et oculomoteurs sont de mieux en mieux analysés. Aussi, il est très difficile de pouvoir accéder directement aux processus cognitifs du lecteur si ce n'est par leur manifestation durant la lecture à travers une analyse spatiale et temporelle des mouvements oculaires. Cela est possible grâce à l'utilisation d'un appareil de suivi du regard.

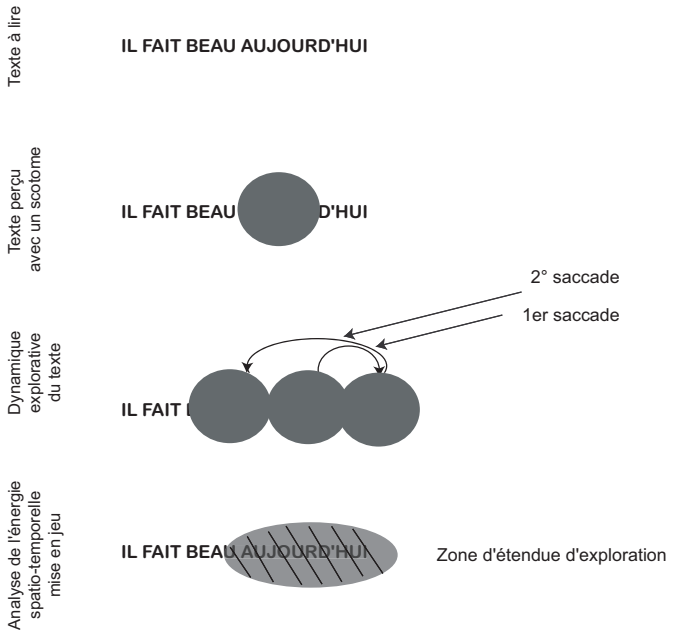


Fig. 1. Schématisation de la difficulté du patient à lire un texte à travers l'analyse d'une étendue d'exploration du mot associé à une énergie cognitive

Nous souhaitons ainsi exprimer la manière dont le sujet a interagi avec le mot pour le comprendre. Cette donnée refléterait à la fois la difficulté du lecteur à mouvoir ses yeux sur le mot et aussi à traiter l'information visuelle.

L'analyse que nous souhaitons effectuer demande un support technique plus lourd que celui que l'on pourrait utiliser pour mesurer une vitesse de lecture. En effet, il est nécessaire pour déterminer ce coefficient d'efficacité un SLO (Scanning Laser Ophatlmoscope) ou un appareil de suivi du regard. Pour mesurer la vitesse de lecture, un simple chronomètre suffit. Le coût des deux outils cités est largement différent. Cependant, les résultats communiqués par ces deux méthodes peuvent avoir des retombées cliniques différentes pour le malvoyant et les concepteurs.

Vu la richesse et la complexité du couplage des processus visuels et moteur, il est très important de restreindre notre analyse à un nombre limité mais significatif de paramètres. Notre choix s'est ainsi porté sur des données aisément interprétables et classiquement utilisées pour mesurer les processus de lecture.

A. Paramètres retenus

a) Surface du scotome: Nous pouvons considérer le scotome comme une surface de "cache". Cette surface peut être soit exprimée en nombre de lettres ou en nombre de pixels. Cette surface exprime ainsi la quantité de lettres masquées et visibles pour une fixation donnée. Ce paramètre est propre aux patients et constitue pour notre étude un paramètre de contrôle.

b) Surface du mot: Le mot peut être assimilé à une surface définie par le nombre de lettres. Cet indice nous

renseigne sur la morphologie du mot, premier indice utilisé par le lecteur dans les processus de reconnaissance des mots [9]. La surface du mot a des propriétés qualitatives, telle sa fréquence d'occurrence, sa structure grammaticale, sémantique, etc.... Nous tiendrons compte dans notre étude que des caractéristiques morphologiques du mot (information de bas niveau).

c) Étendue d'exploration: Généralement, lorsque nous évaluons le comportement moteur du lecteur, il est souvent relevé l'amplitude de la saccade et le nombre de fixation. Ainsi, nous savons quel a été le nombre de fixation et de combien le lecteur a bougé ses yeux entre deux fixations. Cette analyse effectuée pour chaque saccade ne permet pas de prendre en compte le volume du mot et aussi celui du scotome. Un lecteur avec un scotome explore le mot lors de plusieurs saccades. Cette action est coûteuse en énergie et a pour but de percevoir d'autres lettres dans le champ de vision. Ainsi, nous avons voulu analyser d'une autre manière la capacité du lecteur à naviguer dans le mot. Nous avons ainsi défini une "étendue d'exploration" du lecteur relative au mot lu. Cette valeur correspond à la somme des amplitudes des saccades réalisées pour la reconnaissance du mot. Cette valeur, exprimée en lettres, quantifie l'espace que le lecteur a du survoler pour identifier le mot. Cette notion d'étendue d'exploration doit tenir compte de la surface du scotome et aussi de la surface du mot pour en tirer un sens. Il est naturel d'avoir une surface d'exploration plus importante lorsque le mot est long.

d) Coefficient d'efficacité oculomoteur: Ce paramètre d'étendue d'exploration doit être pondéré par un coefficient d'efficacité oculomotrice. En effet, pour une étendue donnée, le lecteur peut aussi bien décrire cette surface en effectuant une saccade de grande amplitude ou par une multitude de petites saccades. Ainsi, l'énergie cognitive mise en jeu est plus importante dans le deuxième cas. Ces stratégies oculomotrices sont prises en compte en définissant un coefficient d'efficacité oculomotrice. Nous avons retenu 3 paramètres représentatifs d'une efficacité oculomotrice de lecture :

L'amplitude de la saccade. L'amplitude de la saccade a une influence positive sur la performance de lecture [10]. Des saccades de grandes amplitudes tendent à réduire le nombre de fixation et ainsi améliorer la vitesse de lecture.

L'orientation de la saccade : régressives ou progressives. Effectuer des saccades régressives, dite de "retour en arrière" freine la vitesse de lecture.

Le nombre de fixation. Plus le nombre de fixation est important dans le mot, plus la vitesse de lecture chute. Le nombre de fixation est liée à la longueur du mot et à la position d'arrivée du scotome dans ce mot.

e) Temps total d'exploration du mot: Nous avons voulu définir le temps total d'analyse du mot. Ainsi, au lieu de tenir compte du temps de fixation pour chaque fixation ou d'un temps de vitesse globale, nous avons exprimé le temps global passé pour identifier le mot.

Nous proposons ainsi de définir un Coefficient de Performance Cognitive, non pas à partir de la vitesse de lecture, mais à partir des moyens cognitifs utilisés pour identifier le mot.

B. Coefficient de Performance Cognitive : CPC

Pour définir le Coefficient de Performance Cognitive (CPC), nous devons tenir compte des trois données représentatives des critères d'efficacité de lecture. Le CPC prend en compte :

1) l'étendue d'exploration du lecteur
2) le coefficient d'efficacité oculomotrice
3) le temps total de regard

Détaillons maintenant le contenu de ces trois paramètres.

1) Étendue d'exploration "Ex" du lecteur: Cette donnée doit être rapportée à la longueur du mot. "Ex" est défini par la formule suivante :

Soit "As" l'amplitude de la saccade.
Soit "L" la longueur du mot exprimée en nombre de lettres.
Soit "$\#fixa$", le nombre de fixation effectué dans le mot.

$$Ex_{mot} = \frac{\sum_{\#fixa} As}{L} \tag{1}$$

Ex_{mot} représente la surface de vol relative à la longueur du mot à identifier. Ainsi, par exemple, une valeur Ex=2 signifie que l'étendue d'exploration est égale à deux fois la longueur du mot.

2) Coefficient d' efficacité oculomotrice (Em): Ce coefficient tient compte de la longueur du mot, du nombre de fixation effectuée, de l'amplitude de la saccade et de la proportion des saccades progressives et régressives. Tous ces paramètres traduisent les moyens utilisés par le lecteur pour explorer le mot. Ces outils lui garantissent ou non une efficacité de lecture. Em est défini par la formule suivante :

Soit $\%P/R$, le pourcentage de saccades progressives réalisées dans le mot .
Soit "As", l'amplitude de la saccade.
Soit "$\#fixa$", le nombre de fixation effectué dans le mot.

$$Em = \%\frac{P}{R} \times \frac{\sum_{\#fixa} As}{\#fixa} \tag{2}$$

Un coefficient d'efficacité Em important signifie que le lecteur a développé des stratégies oculomotrices efficaces pour explorer la surface du mot avec son scotome.

3) Intégrer le temps total de regard sur le mot (T.mot): Le temps total de regard sur un mot résulte de la combinaison du nombre de fixations effectuées sur le mot et de la durée de chaque fixation

Soit T_f, le temps de fixation pour une fixation,

$$T.mot = \sum_{\#fixa} T_f \tag{3}$$

Un T.mot important représente un temps d'analyse et d'intégration visuelle du mot important pénalisant le lecteur dans sa performance de lecture.

V. Détermination et impact du CPC dans l'évaluation des aides visuelles

A. Objectifs

1) Déterminer le Coefficient de Performance Cognitive: Nous voulons déterminer le profil cognitif des patients en déterminant les trois paramètres fonctionnels du CPC : la moyenne de l'étendue d'exploration lors de la lecture d'un texte, le coefficient d'efficacité oculomotrice et la moyenne du temps de fixation.

2) Relier le CPC et les performances de lecture: Nous pensons que la variabilité des performances obtenues en fonction des aides visuelles peut être expliquée par l'analyse du profil cognitif des patients. Nous comparerons ainsi les performances de lecture pour chaque patient en tenant compte de leur profil cognitif et de l'aide utilisée.

B. Matériels et méthodes

1) Sujets: Douze patients, d'âge moyen 78 ± 5 ans présentant une Dégénerescence Maculaire Liée à l'Age (DMLA) d'origine néovasculaire ou atrophique ont participé à cette étude. Le tableau 1 décrit les caractéristiques cliniques des douze patients. La lecture a été effectuée en monoculaire avec le meilleur oeil (celui de meilleure acuité). Les patients avaient leur vision de loin corrigée.

N° sujet	Âge	Type de scotome	Diamètre du scotome	Acuité visuelle (à 60 cm)	Oeil testé	Rééducation
1	75	Relatif	5°	0.20	OG	OUI
2	85	Relatif	7°	0.10	OG	NON
3	82	Absolu	9°	0.08	OG	OUI
4	76	Relatif	6°	0.125	OD	OUI
5	84	Relatif	8°	0.2	OD	OUI
6	85	Absolu	7,5°	0.125	OG	OUI
7	72	Absolu	14°	0.02	OD	OUI
8	80	Absolu	7,5°	0.10	OD	NON
9	70	Relatif	9°	0.1	OD	OUI
10	77	Relatif	6°	0.20	OG	OUI
11	80	Absolu	7,5°	0.120	OD	OUI
12	77	Relatif	5°	0.160	OD	NON

TABLE I

Paramètres cliniques des patients inclus dans cette étude

2) Textes: Nous avons utilisé 3 textes standardisés [11] de longueurs similaires 135 mots $\pm 1,6$ mots. Ces textes ont été présentés en utilisant une police de chasse constante de type « courrier ».

3) Procédure: Nous avons évalué la performance de lecture (vitesse de lecture) des patients sous 3 conditions de lecture : sans aide, avec un système télescopique (optique grossissante) et avec le système ViSAR. Pour chaque patient, le type d'aide utilisé et le texte ont été croisés et randomisés pour définir les conditions de lecture. Lors de la lecture sans aide visuelle, nous avons enregistré le comportement visuo-moteur du lecteur grâce à un appareil de suivi du regard (ViewPoint) dont les résolutions spatiale et temporelle étaient respectivement de 0.25° et 60 Hz.

4) Paramètres mesurés : Les paramètres mesurés ont été la vitesse de lecture exprimée en nombre de mots par minute et les paramètres visuo-moteur permettant de définir le coefficient de performance cognitive: l'amplitude des saccade, le temps de fixation, le nombre de fixation par mot, le pourcentage de saccade de progression.

5) Paramètres de contrôle: Nous avons utilisé comme paramètres de contrôle, les sujets (12), la profondeur du scotome (2 : absolu et relatif) et la taille des scotomes (9).

C. Analyses

L'objectif est de répondre aux deux questions suivantes :

1) **Observe-t-on des profils cognitifs différents selon les patients ?**
   Pour cela, nous avons défini pour chaque patient dans la condition sans aide visuelle, les trois paramètres du CPC: la moyenne d'étendue d'exploration (Ex), la moyenne du temps de fixation, et le coefficient d'efficacité oculomotrice (Em).
2) **Existe-t-il une relation entre le profil cognitif du patient et les performances visuelles obtenues avec deux types aides fonctionnellement différentes ?**
   Pour cela, nous avons défini, pour chaque sujet, la différence relative des vitesses de lecture sans aide visuelle et avec deux types d'aides différents : optique grossissante et le système ViSAR. Cette différence a été exprimée en pourcentage par rapport à la vitesse de lecture sans aide. Nous comparerons ensuite les différences de vitesse relative obtenues avec l'optique grossissante et avec le système ViSAR pour chaque profil cognitif.

D. Résultats attendus

1) L'analyse du CPC devrait montrer des profils cognitifs différents selon les patients.
2) Selon le profil cognitif du lecteur, les performances visuelles peuvent être différentes selon l'aide testée. Rappelons que les aides grossissantes favorisent l'identification du texte alors que le système ViSAR limite l'exploration oculomotrice du lecteur lors de la lecture.

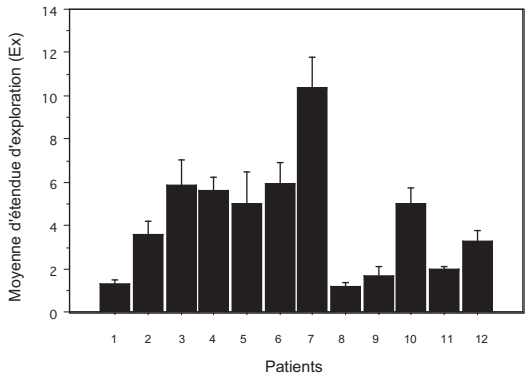


Fig. 2. Étendue d'exploration (Ex) pour chaque patients

E. Résultats I : Analyse du CPC

La figure 2 représente la moyenne de l'étendue d'exploration Ex pour chaque patient. Nous observons un effet des sujets sur l'étendue d'exploration. Certains patients 1-8-9-11 explorent le mot sur une étendue de moins de deux fois sa longueur, les patients 2-3-4-5-6 et 10 explorent le mot sur une étendue de 2 à 6 fois la longueur du mot. La taille du scotome ($F(5,6)=0,478$; $p>0,05$) et la nature du scotome ($F(1,10)=0,478$; $p>0,05$) n'ont pas d'effet significatif sur la moyenne de l'étendue d'exploration.

La figure 3 représente le temps de fixation et le coefficient d'efficacité oculomotrice en fonction de la moyenne de l'étendue d'exploration réalisée par chaque patient. Le temps de fixation a un effet significatif sur la moyenne de l'étendue d'exploration ($F(1,10)=5,230$; $p<0,05$). Ni la taille du scotome ($F(1,8)=0,07$; $p>0,05$), ni la nature du scotome ($F(1,8)=0,892$; $p>0,05$) n'interagissent sur cet effet. L'efficacité oculomotrice n'a pas d'effet significatif sur la moyenne de l'étendue d'exploration ($F(1,10)=1,401$; $p>0,05$). Ni la taille du scotome ($F(1,8)=216$; $p>0,05$), ni la nature du scotome ($F(1,8)=0,757$; $p>0,05$) n'interagissent sur cet effet.

F. Discussion I

Pour réduire la perte de l'information visuelle liée à la présence du scotome visuel, le patient doit continuellement adapter des stratégies pour extraire des indices visuels ou lexicaux favorable à la reconnaissance des mots. L'analyse de l'étendue d'exploration ainsi que les paramètres cognitifs associés (figure 2 et figure 3) révèlent globalement deux types de comportement indépendant de la taille et de la nature du scotome. Nous pouvons distinguer les patients à :

Profil cognitif fixatif : Le comportement de ces lecteurs montre une augmentation du temps de fixation oculaire associée à une réduction de l'exploration spatiale du mot. La durée de fixation d'un mot influence la probabilité d'identification correcte du mot, mais affecte aussi le pattern d'activation des inférence lexicales [12]. Nous pouvons penser que ces patients chercheraient à intégrer le mot en exploitant davantage les inférences lexicales à partir des quelques lettres visibles et du contexte. Ce comportement nous pousse à vérifier si cette stratégie est volontaire (économie oculomotrice) ou est-ce une adaptation liée à une fragilité du système oculomoteur ?

Profil cognitif exploratif : Le comportement de ces patients montre à l'opposée du précédent profil une stratégie d'augmentation de l'étendue d'exploration du mot associée à une diminution du temps de fixation. Cela revient à dire que le lecteur préférerait bouger son scotome pour percevoir le plus de lettres du mot afin d'extraire son sens que de développer des processus d'inférences lexicales.

Ces différences de comportement nous laissent naturellement penser que les besoins visuels diffèrent selon ces profils. Ces différences pourraient ainsi expliquer les grandes variabilités d'inconfort et d'acceptabilité des aides visuelles actuelles. Nous proposons ainsi de vérifier si le coefficient de performance cognitive est un paramètre prédictif de la performance de lecture selon l'aide visuelle utilisée. Nous comparerons ainsi les aides grossissantes aux aides adaptatives. Rappelons que la première catégorie d'aide favorise l'identification visuelle, la seconde catégorie d'aide favorise la réduction de l'exploration oculomotrice. Nous pensons que les aides grossissantes seraient davantage bénéfiques pour les patients à profil cognitif fixatif et le système ViSAR davantage bénéfique aux patients à profil cognitif exploratif.

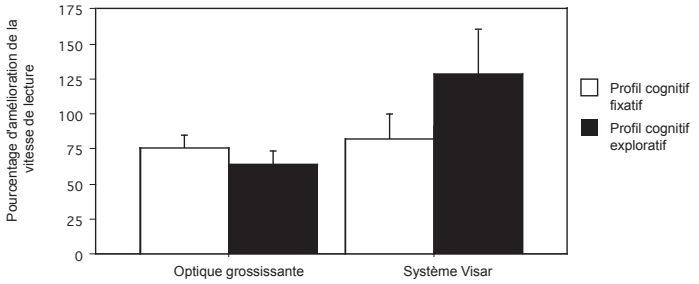


Fig. 4. Comparaison des performances de lecture obtenues selon le profil cognitif du lecteur et le type d'aide visuelle utilisée.

G. Résultat II : Impact du CPC sur l'évaluation des aides visuelles

La figure 4 représente le pourcentage d'amélioration de la vitesse de lecture selon le système d'aide utilisé et le profil cognitif du lecteur. Globalement, le type d'aide utilisé n'a pas d'effet significatif sur le pourcentage d'amélioration de la vitesse de lecture ($F(1,22)=0,260$; $p>0,05$). Ni la taille du scotome ($F(5,12)=0,9$; $p>0,05$), ni la nature du scotome ($F(1,20)=0,542$; $p>0,05$) n'interagissent sur cet effet. Cependant, le profil cognitif du lecteur interagit sur cet effet ($F(1,20)=4,854$; $p<0,05$). Les lecteurs à "profil cognitif fixatif" montrent une meilleure performance de lecture en utilisant les systèmes grossissants. À l'opposé, les lecteurs à "profil cognitif exploratif" améliorent deux fois plus leur performance de lecture avec le système ViSAR.

H. Discussion II

Selon le profil cognitif du patient, les performances de lecture différent selon le type d'aide utilisée. Ces différences

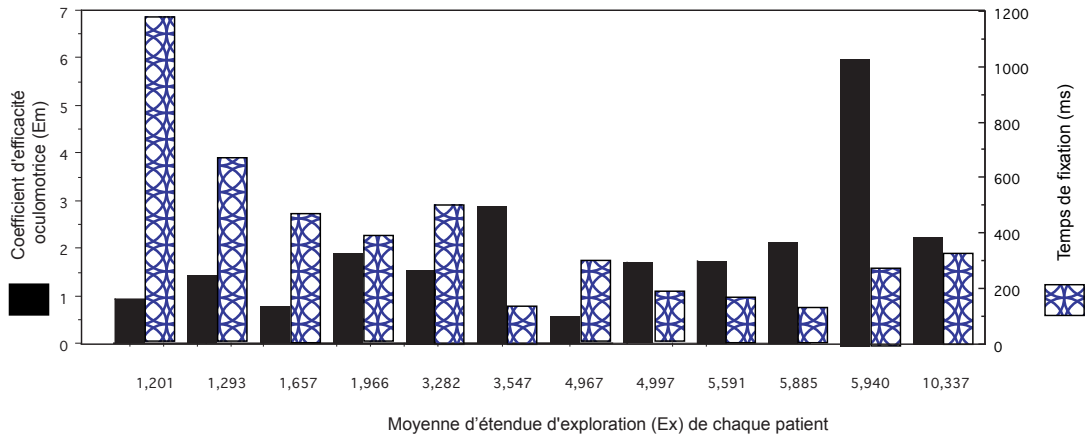


Fig. 3. Représentation de l'étendue d'exploration de chaque patient associée au coefficient d'efficacité oculomotrice et au temps de fixation

de performance correspondent à nos prédictions. Les patients à "profil cognitif fixatif" obtiennent une meilleure performance en utilisant les optiques grossissantes. À l'opposé, les patients à "profil cognitif exploratif" obtiennent une meilleure performance avec le système ViSAR. En effet, les systèmes grossissants favorisent l'identification visuelle par une netteté de l'image. Ce support visuel correspond aux mécanismes cognitifs des patients dit "visuel" en leur offrant une qualité d'image. Le système ViSAR offre une disposition de l'information visuelle telle à réduire l'exploration du sujet aidant de ce fait plus efficacement les patients dit "exploratif".

Ces résultats montrent que l'analyse du profil cognitif du patient permet de prédire le confort visuel des patients lors de l'utilisation des aides visuelles. Ainsi, ce nouveau paramètre permettra d'aider les cliniciens à conseiller les patients dans la prescription des aides visuelles en fonction de leur mode de fonctionnement cognitif.

VI. Discussion générale et perspectives

Cette nouvelle orientation d'analyse des performances cognitives du patient nous permet de mieux cibler les besoins visuels des patients. Dans cette étude nous avons volontairement considéré des paramètres viuso-moteur simples et facilement interprétables. Les résultats obtenus et surtout ses implications cliniques et technologiques, nous poussent à approfondir les méthodologies d'analyses des processus cognitifs. Il serait nécessaire d'intégrer par exemple des paramètres dit de "haut niveau", tels des facteurs linguistiques (contexte de la phrase, fréquence d'occurrence des mots).

Aussi, la reproduction de cette analyse cognitive sur la reconnaissance d'images ou de scènes visuelles permettra de prendre en compte l'ensemble des besoins visuels du patient dans son quotidien. Cette voie d'analyse permettra aussi d'orienter de nouvelles conceptions d'aides visuelles dont leur objectif sera de compléter ou de renforcer les diverses faiblesses cognitives des patients.

VII. Conclusion

La satisfaction des aides visuelles est dépendante de l'interaction entre l'adéquation cognitive du patient et la fonctionnalité de l'aide. Ainsi, l'évaluation des capacités cognitives du patient et non seulement des caractéristiques neurophysiologiques de son déficit permettra d'écouter et de comprendre plus attentivement les besoins des utilisateurs. L'interprétation du coefficient de performance cognitive offrira certainement de nouvelle orientation de conception d'aide dont le but serait de tendre à une personnalisation et ainsi à une acceptabilité des aides visuelles par les patients.

Remerciements

Ce travail a bénéficié de la Convention Inserm-Direction de la Sécurité Routière A02251CS.

References

[1] D. Malthieu, S. Milazzo, A. Gomez, A. Racle, and Louage, "Étude de satisfaction à propos de 93 patients porteurs d'une dmla équipés en aides visuelles," *Ophtalmologie*, vol. 11, pp. 144–7, 1997.

[2] R. Harper and L. Culham, "Head mounted video magnification devices for low vision rehabilitation: a comparison with existing technology," *Br J Ophthalmol*, vol. 83, no. 4, pp. 495–500, 1999.

[3] J.C. Kastelik, M. Pommeray, V. Pardessus, and C. Gaudefroy, "Central vision loss: wearable assistive system," in *CVHI 2004*, 2004, à paraître.

[4] R.L. Brilliant, *Essentials of Low Vision Practice*, Butterworth-Heinemann, 1999.

[5] A.C. Scherlen and V. Gautier, "Visual deficiency : Cognitive performance and adaptive image processing," in *IEEE International Conference on Neural Networks*. IEEE, 2005, pp. 1824–1829.

[6] A.C. Scherlen and V. Gautier, "A new visual aid concept : "visar" : Visual signal adaptive restitution," in *IEEE International Conference Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*. IEEE, 2005, 2123.

[7] U. L. Nilsson, C. Frennesson, and S. E. Nilsson, "Patients with amd and a large absolute central scotoma can be trained successfully to use eccentric viewing, as demonstrated in a scanning laser ophthalmoscope," *Vision Res*, vol. 43, no. 16, pp. 1777–87, 2003.

[8] David Logan, "New view - community based training in eccentric viewing and steady eye strategy for reading," in *VISION*. ICS, 2005, pp. 631–634.

[9] L. Ferrand, *Cognition et lecture : Processus de base de la reconnaissance des mots écrits chez l'adulte*, DeBoeck Université, 2001.

[10] C. M. Dickinson and V. Fotinakis, "The limitations imposed on reading by low vision aids," *Optom Vis Sci*, vol. 77, no. 7, pp. 364–72, 2000.

[11] M. Weismann, G. A. Hahn, and C. Gehrlich, "New standardised texts in four european languages for assessing reading performance," in *ARVO Abstract 4347*, 2005.

[12] H. W. Lee, G. E. Legge, and A. Ortiz, "Is word recognition different in central and peripheral vision?," *Vision Res*, vol. 43, no. 26, pp. 2837–46, 2003.

Faut-il substituer les percepts ou l'interaction en suppléance perceptive? Une nouvelle approche en ergonomie du handicap visuel"

Gérard Uzan
Laboratoire d'Ergonomie Informatique, université René Descartes paris 5
Tél: 0142 86 21 34
Mob: 06 83 32 92 76
Courriel: gerard.uzan@univ-paris5.fr

Résumé: **Issue de travaux expérimentaux réunis dans une thèse soutenue en 2005, cette communication développe l'approche selon laquelle la substitution d'une modalité perceptive (ici la vision) par une autre (ici l'audition) ne peut être obtenue par la seule substitution des percepts mais par le maintien ou la reconstitution des propriétés d'interaction propre à l'exploitation de la modalité initiale. Seront par conséquent précisées les spécificités différentiant chaque modalité, puis, à travers l'exemple de la lecture par des personnes aveugles, il sera dégagé les effets : 1) de dilatation temporelle de l'activité par insuffisance de rétroaction et de mémoire, l'enchâssement de tâches et la correction d'erreurs non ou tardivement détectées ; 2) d'appauvrissements des informations ou de leur communication, et 3) d'incertitudes sur les contenus et l'obtention de résultats. du document figé et délimité des sites web avec lesquels le lecteur inter- ou co- agit. La vision est sollicitée non seulement pour le filtrage et la désambiguïsation contextuelle mutuelle entre informations plus nombreuses, mais aussi pour le contrôle de tâches et de résultats, la veille d'événements, l'externalisation de la mémoire de travail. La réalisation de ces tâches agrégées à celles de découverte ou d'acquisition de contenu, doivent alors être au centre des exigences d'utilisabilité dans la conception d'IHM (Interaction Homme-Machine) transmodale appliquée aux aides informatiques pour la lecture par des personnes aveugles, apparaissent les limites de la "lecture d'écran" et suggére une nouvelle approche".**

I. INTRODUCTION : BASE POUR UNE NOUVELLE APPROCHE DE LA TRANSMODALITE CONSISTANT A ABANDONNER LES PERCEPTS SUBSTITUTIFS POUR UNE REDEFINITION DES TACHES ET INTERACTIONS AVEC UNE (AUTRE) MODALITE.

Cette communication est issue d'une thèse soutenue en décembre 2005 [16] fondée essentiellement sur une approche expérimentale. Les résultats de ces travaux peuvent être énoncés en deux propositions et un axe pour les recommandations, spécifications et évaluations des Aides Informatiques :

- P1 : compte tenu de propriétés spécifiques à chaque modalité perceptive, la suppléance auditive de la vision (et plus généralement la suppléance modale) ne peut être obtenue par la seule substitution des percepts,
- **P2 :** lorsque ceux-ci sont transformés en information(s), communication(s) ou action(s) potentielle(s), incorporées dans une activité, la question posée aux interfaces par le handicap est moins « d'accéder à ... » que, surtout, « d'agir avec... » et « avec quelle dilatation et/ou complexification des tâches » ;

Les critères de recommandation, de spécification et d'évaluation sont alors surtout à concentrer sur: les erreurs, leurs anticipations, leur prévention et leurs corrections; le temps à travers sa dilatation, dy-synchronie, ..., ses impacts pour réaliser les tâches; les origines, la nature et l'ampleur de la surcharge cognitive et, enfin, l'adoption d'une analyse écologique intégrant les tâches préparatoires, enchâssées, ajoutées ou décomposées qui complexifient l'activité.

Il ne s'agît pas ici seulement d'un approfondissement de la transmodalité mais d'une réorientation forte de cette problématique.

II. DES SPECIFICITES DES MODALITES PERCEPTIVES: PROPRIETES ET SOLLICITATIONS MODALES SELON L'ACTIVITE ET LES TACHES INCLUSES DES LORS QU'UN DEFICIT SENSORIEL EST CONSTATE (PAR EXEMPLE CECITE).

Le sens commun suggère d'exploiter les autres modalités perceptives, par exemple l'audition et la perception haptique pour suppléer ce déficit. Cependant l'apparente trivialité de cette proposition se heurte très rapidement à une complexité d'analyse qui glisse des difficultés de préparation à celles d'utilisation. En effet, en l'absence de toute déficience, chaque individu exploite et distribue sa prise intentionnelle d'informations entre les différentes modalités perceptives (vision, audition, toucher et proprioception,

olfaction) selon d'une part, les exigences de l'activité envisagée et les contraintes de son contexte, et d'autre part, le principe d'économie consistant à minimiser les efforts et/ou le temps en maximisant la satisfaction par rapport au but. Ainsi, le conducteur d'une automobile appréciant l'écoute d'un livre audio sur CD, préfèrera peut-être la lecture oculaire silencieuse, une fois redevenu passager d'un train.

A. Quelles propriétés pour quelles tâches ?

Pour chaque modalité on peut distinguer trois catégories de propriétés relatives :

- Aux attributs des objets perçus (les percepts tels que couleurs, timbre, rugosité, astringence) ;
- Aux contraintes de diffusion et de réception tels que la rémanence, les vitesses physiques nerveuses de propagation des stimuli, les résolutions, les masquages et regroupements;
- Les traitements perceptifs: discriminer (séparer, réunir, associer), identifier, catégoriser, (rétro) contrôler l'administration de signaux d'informations, transformer les stimuli en informations, mémoriser; à ce niveau la granularité, en tenant compte de leurs propriétés. Chaque modalité perceptive est privilégiée pour certaines tâches:
- Par la réception à distance, la résolution rétinienne associée à la diversité et la variabilité relative ou étalonnée des percepts (couleur et saturation, forme, taille, disposition spatiale contingente ou intentionnelle), la rémanence potentiel des percepts, la vitesse de propagation de la lumière, la connexion directe nerveuse « oeil-cerveau", la mobilité polaire oculaire autour d'un point focal (la foëva), la surface (ou "fenêtre" de réception d'un champ visuel, la vision est prioritairement utilisée pour le contrôle fin, précis ou continu de tâches, la détection ou la mise en relief de situation ou valeurs critique, la symbolisation et le rapprochement d'élément pour en faciliter la consultation, la comparaison ou la mémorisation (tableau, graphiques, cartes, organigramme, schéma...;
- Réception à distance, Discrimination ductive entre signal sonore et message parlé, masquage réduit au seul niveaux acoustiques relatifs, propagation ambiante diffuse, fugacité et séquentialité, intrusivité attentionnelle et prévalence auditive du langage, l'audition est prioritairement mise à contribution pour solliciter l'attention, donner l'alerte, signaler une erreur, une situation critique, ou encore pour marquer un instant ou une durée dans un processus continu;
- Sensations thermiques infra-perceptive reflétant un différentiels ou une dissipation, adhérence et rugosité des surfaces et motifs de textures (somesthésie), dynamique musculo-articulaire et proprioceptive, déformations réparties ou résistances aux pressions et forces (kinesthésie), réception "aux points d'action", zône de sensibilité maximale sur la main et sa "pince" (pouce-index-majeur), la perception haptique permet de concentrer action et rétroaction en une seule tâche (commande, manipulation et transformation de la matière, coopération homme-homme).

Ces propriétés physiques des percepts et celles orfganiques de leur perception conditionne non seulement la première étape de transformation des percetp en information (identification perceptive, décision de classe, catégorisation sémantique ou sémiotique), mais aussi le contrôle de la prise des informations (extraire et associer, comparer, mémoriser à l'identique, re-formuler et re-mémoriser).

B. Exploitation des propriétés et sollicitations de la vision

Observons comment à travers l'usage de la vision on transforme le stimulus en information, puis le disponible en communiqué :

- En visuel, la rémanence de la source fait de celle-ci une mémoire externe dont l'accès directe à chaque élément s'effectue par un pointage oculaire principalement composé de rotations particulièrement rapides autour de la foeva (centre de la rétine). non seulement les mémorisations préalables (charge mentale en empan et mémoire de travail) deviennent facultatives mais l'ordre et le rythme d'administration des informations sont contrôlées par le sujet.
- L'existence du champ visuel rend possible différents modes attentionnels de prises d'informations: débuter par la vision d'ensemble d'un tout et "zoomer" sur une de ses parties; ne pas inhiber les attractions prosexigène (vision périphérique) qui solicitentent le regard; ou encore adopter des stratégie de balayages ou de sauts. Ainsi le champ visuel rend possible l'association, la mise en parallèle ou la comparaison à travers le regroupement (par exemple liste), le rapprochement (graphiques formels, menus contextuels) et la superposition (calques, menus éphémères).
- La résolution rétinienne, la diversité et la variabilité des percepts sont à la base des traitements perceptifs de différentiation, de catégorisation et de rapprochement des informations exposées. Au regard du sujet voyant, les informations peuvent apparaître dans un ordre, une disposition contingente, ou résulter d'un agencement intentionel dont il n'est pas nécessairement l'un des destinataires potentiels. Quelque soit la situation, le sujet peut adopter des stratégies propres de prises d'informations qui peuvent ignorer, s'écarter ou suivre les intentions incorporées dans les agencements auxquels le sujet est confronté. Il est alors face à des informations visuelles "disponibles" qu'il peut considérer comme de l'information ou comme du bruit (ignorance des percepts, inhibition ou interruption de la

séquence de transformation des percepts en informations). Lorsque l'agencement est intentionnellement destiné au sujet, l'information devient communication. En exploitant sa vision, le sujet est alors le "régisseur" de l'interaction dont la manifestation est essentiellement le mouvement relatif des yeux vis-à-vis de la source informationnelle.

III. SUPPLEANCE AUDITIVE DE LA VISION DANS UNE ACTIVITE DE LECTURE

Reprenons l'exemple de la suppléance auditive de la vision dans l'activité de lecture par des personnes non voyantes [8]:

A. La lecture auditive: substitution de percepts, écoute ou communication orale?

"Pour étudier la suppléance, surtout auditive mais aussi haptique, d'une lecture visuelle de l'écrit, la plupart des études se sont focalisées sur l'impact et les potentialités d'une substitution d'objets GRAPHIQUES visuels (textes, icônes, graphiques, pages, ...) ou de leurs propriétés (FORME, styles, tailles, couleurs, topographie, ...) par des objets sonores (sons concrets ou élaborés, voix synthétiques) ou encore par la saillance de leurs propriétés (composition spectrale ou timbre, référent sémantique commun, volume sonore, prosodie, disposition spatiale 3D des sources sonores, ...) [5] [13].

L'objectif de ces études est d'identifier les objets sonores ou les propriétés acoustiques qui maintiennent ou traduisent au mieux les traits discriminants des objets, leur typicalités ou leur sémantiques, et, enfin, le contraste obtenu entre l'objet et son contexte, formé d'objets qui pouvaient être différents, identiques ou de même type mais avec une propriété différente.

Quels que soient les choix de substitution modale, les résultats sont, de la conclusion même des différents auteurs, peu satisfaisants, puisque aucun trait acoustique ne semble très pertinent, tant dans son pouvoir discriminant que dans sa correspondance à un trait visuel. La perspective d'un meilleur contrôle paramétrique des traits est souvent évoquée pour revisiter les hypothèses expérimentales.

Peut-être pourrait-on formuler l'objectif autrement : considérer l'écrit non plus comme un ensemble d'informations graphiques soumises à un sujet, mais comme l'organisation graphique d'une communication lui étant destinée. Les objets constituent alors une intention différée d'information et leurs propriétés deviennent une intention de communication différée, c'est-à-dire d'organisation et de présentation intentionnelles des informations [7], [11]. Ce propos, l'étude de Truillet et al. (2000) [13] sur la transmodalité de la propriété "gras" de mots contenus dans un texte est exemplaire. Trois propriétés acoustiques à expérimenter ont été choisies pour représenter auditivement la propriété "gras" des mots présentés (en gras) dans un texte, soit par un ajout de sons, une modification du timbre ou une modification prosodique. Le texte est alors lu au sujet avec une synthèse vocale dont les paramètres sont contrôlés.

Considérons maintenant le "gras" non comme une propriété visuelle d'un objet "mot" d'un ensemble "texte", mais comme une propriété d'une intention de communication par écrit. Le "gras" peut être le support à quatre types d'intention:

- Souligner ou renforcer l'importance discursive d'un mot dans un contenu. C'est l'intention pour laquelle l'expérimentation évoquée plus haut pourrait avoir le plus de pertinence. En communication orale, cela pourrait être rendu manifeste par un isolement, un appui ou une redondance verbale.
- Renforcer le statut logique d'un mot dans un contenu. En communication orale, cela pourrait être concrétisée par une petite phrase préalable de type : "nous allons aborder maintenant ...".
- Centrer l'attention du lecteur, dès l'apparition du texte, sur quelques mot-clés contenus dans le texte devant avoir un effet attracteur. Oralement, cela pourrait se traduire par un énoncé préalable des mots avant l'énoncé du texte intégral.
- Associer entre eux des mots disséminés dans le texte. L'intention étant de faire apparaître une parenté, une proximité. Intentionnellement suggéré, ce regroupement est laissé à la libre initiative du lecteur. Oralement, ces mots pourraient être extraits et énoncés regroupés en redondance complémentaire de l'énoncé du texte intégral. L'intention peut être explicite (par exemple, une phrase préalable explique que "les mots en gras sont ceux qui ..."), ou implicite (lorsque la relation qui les lie ou la classe qui les unit est inférée par le lecteur lui-même).

Le choix entre ces différentes possibilités d'intention est réalisé par le lecteur par application de règles intériorisées. Ce choix ne coïncide pas nécessairement avec l'intention initiale de l'auteur du texte. Le cas échéant, le lecteur doit lever des ambigüités. Pour cela, il doit s'appuyer sur une connaissance globale du texte... ou une certaine préparation faite par un dispositif d'assistance. En effet, le nombre de mots en gras, leurs positions et leurs distributions dans le texte ou leur environnement lexico-sémantique constitue des indices de contexte pour choisir le rôle intentionnel du "gras", rôle qui représente la propriété visuelle (exemple, mise en gras d'un ou de plusieurs mots) à convertir en une expression auditive (exemple, regroupement des mots en gras dans une liste vocale énoncée à part du texte vocal).

Cet exemple illustre les limites d'une approche trop strictement transmodale de la suppléance de la vision. Pourtant, l'exemple ici choisi porte sur la lecture de texte, qui est une des situations les plus favorables sous deux aspects : d'une part, le texte est un composant écrit qui peut directement être rendu en mode auditif par une synthèse vocale, ou en mode tactile par un afficheur braille, et d'autre part, la lecture consiste en une exploration exhaustive du texte, contrairement à d'autres tâches de prise d'information visuelle, et même de lecture." [16].

B. La lecture auditive: dilatation du temps, accroissement des tâches et de l'incertitude

Concernant la lecture, la psychologie cognitive s'est focalisée sur la perception, la mémorisation, la compréhension et le traitement de ce qui est lu. Utilisant essenciellement des contenus dont la diversité et la variabilité sont envisagées et contrôlées par l'experimentateur [3], [1], la lecture ne porte plus que sur des fragments présentés sur une ou plusieurs page ou écrans (textes, images, représentation graphiques, images animées...). L'approche ergonomique déplace la problématique en incorporant la lecture dans une activité, comprenant des tâches, des buts et des résultats (par exemple lecture lors de la consultation et la réservation d'un voyage sur un site web de transport).

3.3.1 Causes et conséquences des tâches enchassées

Causées par l'incertitude, toutes les tâches supplémentaires necessaires à la lecture auditive d'une personne non-voyante (tâches enchassées) ont pour conséquences la dilatation du temps, l'accroissement de la charge mentale et auto-alimentent l'incertitude.

Dans le cadre d'une analyse des besoins, le champ d'observation de la lecture s'élargit pour tenir compte de l'ensemble des tâches préalablement requises pour que le sujet dispose d'un contenu "prêt-à-lire" (par exemple, rechercher sur le web ou dans un fond bibliographique d'une bibliothèque où il faut se déplacer et donc préparer un trajet, extraire et recopier des références, parfois identifier et extraire un livre dans des rayonages...). Une fois le document (livre, journal, revue...) entre les mains et sous les yeux d'un lecteur voyant, ses stratégies de lecture se limitent rarement à la prise exhaustive, linéaire et séquentielle d'informations. Parmi les quatre grandes fonctions de prise visuelle d'information (veille réceptive, exploration réceptive, recherche et communication-échange) [2], les trois premières se trouvent activées lors de la lecture. À travers la structuration en codex (découpage en pages pliées numérotées), un livre comporte des outils d'interface et d'assistance sollicitant la coordination œil-main:

- L'identification rapide de l'ouvrage et le rappel de son contenu sont rendus possible par la page de couverture, la tranche et la "4ème de couverture";
- La localisation pour l'accès directe ou la mémorisation de contenus partiels a été facilitée par le découpage en pages numérotées reliées (codex);
- L'exploration réceptive (découverte du contenu) peut s'effectuer en économie de charge cognitive et de temps par la consultation de la table des matières (TDM);
- L'assistance à la recherche et l'accès directe à des contenus disséminés sont réalisés grâce aux TDM ou index (dans le livre) , ou aux en-tête, pied-de-page, annotation de marge, titrage (dans la page);
- La mise hors du corps principal de contenus pour faciliter le suivi discursif, grâce aux notes-de-bas-de-pages ou aux encadrés, correspondent à des objectifs multiples (illustrations, glossaire, références, explications...).

Muni d'un scanner, d'un logiciel de reconnaissance de caractère et d'une synthèse vocale, la personne aveugle ne peut répondre à certaines exigences de l'activité sans enchasser de nombreuses tâches: La tdm existe-t-elle, où se trouve-t-elle? Au début? À la fin? Entre la 3ème et la 10ème page ou symétriquement à la fin? Comment savoir s'il-y-a un index, où se trouve-t-il? Comment aller au chapitre qui paraît intéressant lorsque le lecteur aveugle en connaitra le numéro de page? Comment fureter (exploration réceptive) dans ce chapitre? Faut-il préalablement scanner les quelques centaines de pages de l'ouvrage? Le temps consacré (plusieurs heures) sera-t-il bien alloué? Tout cela enchasse des tâches de scan et d'écoute qui dilatent le temps d'accès, et surtout, est incertain: incertitudes d'existence, de localisation et de pertinence des contenus, de restitutionabilité par la chaine vocale.

De nouveaux axes pour la conception des aides informatiques seraient souhaitables à ce niveau: optimisation du temps par réduction des tâches enchassées, réduction de l'incertitude, rétablissement de fonctions perdues et développement de fonction d'accompagnement collaboratif dans l'activité au delà de la suppression des blocages d'accès [9].

3.3.2 la lecture oculaire visuelle n'est pas un long fleuve tranquille...

Concentrons nous sur la lecture de documents: en observant par le suivi du regard (Eye-tracking) le comportement de lecture de sujets voyants face à un article long de magazine (7 pages) [8], nous avons pu observer entre autres quelques caractéristiques communes de comportement:

- La lecture débute par les images (illustration, cartes), puis par les tableaux, légendes, puis les mots rares (mots techniques, noms propres, abréviations ou acronymes);
- La durée de fixation sur ces éléments est supérieure à celles sur le texte;
- Durant la lecture des parties textuelles, la fixation oculaire est plus longue sur les mots rares que sur les autres mots, malgré leur "repérage" préalable;
- Pour tous les sujets, malgré des fixations nombreuses, le nom de l'auteur n'est pas mémorisé;
- L'abondante bibliographie (28 références) du texte long n'a été lue en entier par aucun sujet, parcourue superficiellement par 3 sujets sur 10 et totalement ignorée par les 7 autres ;
- 2 sujets sur 10, par ailleurs parmi les plus rapides, ont lu le texte, quasi linéairement, c'est-à-dire avec peu de ruptures de séquences lors de la première lecture, repoussant en fin de lecture les retours arrière ou avant et l'examen des notes, graphiques et autres inserts, alors que les autres sujets (8 sur 10) ont fréquemment rompu la linéarité de leur lecture, en particulier à proximité des graphiques et des inserts, mais également à l'intérieur des paragraphes, parcourant des yeux la totalité de l'article (y compris la dernière page dès le début de l'article, comme s'il fallait en jauger la longueur).

Ainsi la lecture visuelle n'est pas "un long fleuve tranquille" qui suit linéairement le fil du texte, mais est fragmentée: les phrases sont rarement lues dans leur intégralité en une seule fois. leur lecture est suspendue ou interrompue (retour sur les graphiques, consultation d'un encadré et effets d'attracteurs prosexigènes). Les retours à la carte ou aux tableaux correspondent moins à un étayage de la phrase en cours de lecture, qu'à la recherche d'une meilleure interprétation des tableaux et graphiques.

Grâce à cette fragmentation (aide à la compréhension) ou malgré elle (effet perturbateur), les performances de restitution (mémorisation et compréhension) du contenu, montrent que l'ensemble des sujets ont eu une lecture efficiente en compréhension, tandis que la distribution spatiale des éléments (graphiques, légendes, tableaux, colonnes de texte) n'est pas mémorisée.

3.3.3 L'impact de l'appauvrissement de l'écoute en substitution modale

Dans une seconde expérimentation en reprenant le même document (scanné et orthographiquement corrigé) en lecture auditive par des personnes aveugles et des personnes voyantes, nous avons pu mettre en relief l'appauvrissement de l'écoute résultant du changement de modalité et son impacte en temps de lecture et en mémorisation-compréhension. Pour cela nous avons comparé l'écoute de l'article "en l'état" et son écoute enrichie. L'enrichissement consiste à rendre auditivement explicite ce qui est implicite (p. ex dire "titre", "résumé", "début", "note numéro..."...), faire prononcer correctement les mots phonétiquement déformés, mettre dans l'ordre le texte, lisser le changement de colone, introduire au bon endroit (et donc en auditif au bon moment) la référence à un tableau, une légende, un encadré, et, exploiter les effets prosodiques de découpage et d'appui à l'intérieur du texte, la navigation étant conforme aux outils de lecture des personnes aveugles ont l'habitude. Arbitrant entre exhaustivité et mémorisation-compréhension immédiate, l'écoute auditive se heurte à trois niveau d'appauvrissement:

1) Celui de la perte qualitative ou quantitative d'informations disponibles de contenu;
2) Celui de la perte des informations de contrôle permettant l'adoption de stratégies exploratoires optimalement efficientes; et
3) Celui de l'entrave au contrôle de l'administration des informations de contenus.

Ces différents niveaux recouvrent:

1) La perte des marqueurs typographiques (polices, styles et tailles distribuées pour faciliter, désigner ou marquer une intention discursive), et topographique (emplacement, regroupement, effet de proximité...);
2) La perte de l'apports sémantique des éléments graphiques, à fortiori lorsque ceux-ci sont élaborés pour faciliter et surtout accélérer la compréhension;
3) L'ordre, la distance et la vitesse d'administration difficilement modifiables et contrôlables;
4) L'absence de connaissance préalable de la macrostructure du document (topologie présente ou non, homogénéité ou hétérogénéité des éléments et rôles relatifs...), taille globale (et donc durées de lecture selon une stratégie à choisir);
5) Les ambigüités sur les informations de contenus qui naissent de l'ensemble des pertes précédemment mentionnées
6) Les migrations ou erreurs sémantiques qui peuvent naître de la déformation phonétique, phonologique ou syntaxiques dans la chaine vocale (de la prise d'image à son énonciation vocale), déformation réduisant non seulement l'intelligibilité mais aussi la compréhension globale, voir générant des contresens.

À ce niveau de granularité de la tâche (lecture d'un article), la durée en auditif est plus longue qu'en

visuelle: outre le débit prosodique (en lecture visuelle la lecture peut osciller entre 250 et 600 mots/mn [4]contre 150 à 300 mots/mn en auditif), la linéarisation et la séquentialisation des informations sous la forme de propositions linguistiques (énoncé textuel), l'écoute prolongée pour tenter d'enlever des ambigüités ou pour combattre l'incertitude, la mémorisation par répétition, allongent incompressiblement la durée d'écoute. Sur ce point, l'enrichissement a deux effets contradictoires: en supprimant des ambigüités, en améliorant l'intelligibilité et la compréhension, il réduit les stratégies nécessaires de compensation et donc la durée d'écoute, mais il allonge cette même durée par l'ajout de texte énoncé. Dans la séquentialité autant le gain en compréhension a pu être constaté, autant il n'y a pas eu de gain en temps. L'enrichissement semble utile à la découverte du texte et de ses parties, mais constitue ensuite une "charge distractive" inutile s'il est systématique. Nous trouvons ici l'un des aspects importants d'une bonne interface vocale: être pertinente au sens de Grice [11] sans être intrusive ou distractive.

3.3.4 L'approche "par agent", un axe pour contrarier l'effet multiplicateur d'appauvrissement, de temps et d'incertitude

Lorsque s'entremêlent informations, communications et coopérations, lorsque l'on passe à l'utilisation de document interactifs (web), les difficultés deviennent plus nombreuses et les écarts de durée d'activité entre sujets aveugles et voyants s'accroissent. Nous avons réalisé une étude expérimentale d'utilisation de sites de transport et de tourisme par des personnes aveugles munis d'un lecteur d'écran et d'une synthèse vocale puis d'un assistant virtuel (méthode du magicien d'oz où une personne simule le dispositif) et des personnes voyantes utilisant la souri et l'assistant virtuel [14]. Les principaux résultats de cette étude peuvent être synthétisés de la façon suivante:

- Tous les sujets voyants ont réalisé les tâches avec la souris ou l'assistant virtuel. Parmi les aveugles avec lecteur d'écran, nous avons relevé 14 volontés d'abandon.
- Si l'on attribue 1 à la durée moyenne d'utilisation par les sujets voyants avec souris sur l'ensemble des tâches à réaliser, la valeur équivalente pour les sujets voyants avec assistant virtuel est de 2,5, celle pour les sujets aveugles avec assistant virtuel est de 2 et celle des aveugles avec lecteur d'écran est de 8 avec interventions notées de l'expérimentateur en cas de "perditions" explicite des sujets;
- Outre l'insuffisante compatibilité entre le logiciel de lecture d'écran et la chaine d'affichage des pages web, et les difficultés relatives à la lecture de pages statiques évoquées précédemment, s'ajoutent celle des ambiguïtés de rôle des zones activables par la souris isolément fondu dans le terme de "liens", qu'il s'agisse d'hyperliens, de déclenchement de flux ou d'applate (mini-programmes), ou encore des ambiguïtés, confusions ou incertitudes sur une topologie essentiellement signifiée par des marqueurs visuels (regroupement, association de couleurs, disposition spatiale);
- Les stratégies d'exploration s'articulent autour de trois axes: la gestion du temps, celle de l'incertitude et celle de la charge mentale, pouvant aboutir à des erreurs de représentation ou de choix provoquant parfois une "perdition" (ne plus savoir où on est, ne plus rien comprendre). Cette articulation existe dans toutes les situations mais seule la situation des sujets aveugles avec lecture d'écran aboutie à des perditions bloquantes.

IV. CONCLUSIONS

De l'assistance d'accès à l'assistance à l'activité pour renouveler l'approche de la suppléance modale, la suppléance auditive de la vision ne peut donc être obtenue par la seule substitution des percepts mais par le rétablissement des propriétés d'interaction propre à l'exploitation de la vision. Dans l'application à la lecture, du document figé et délimité aux sites web avec lesquels le lecteur inter- ou co- agit, la vision est sollicitée pour le contrôle de tâches et de résultats, la veille d'évènements, l'externalisation de la mémoire de travail, la recherche, le pointage, le furetage, le filtrage et la désambiguïsation contextuelle mutuelles entre informations. La réalisation de ces tâches agrégées à celles de découverte ou d'acquisition de contenu sont à la base de l'optimisation des durées, de la réduction des incertitudes et de la diminution de la charge mentale. Perdus lors de la transformation modale en auditif, Elles doivent alors être restaurées pour que soit maintenu l'efficacité, l'efficience et la réalisation des buts d'activités dans lesquels la lectures est à la fois une micro-tâche enchassée et une activité complète. En s'éloignant de la substitution des percepts et de l'objectif de reproduction auditive exhaustive et hautement fidèle des informations disponibles, les résultats obtenu par le recours à un assistant virtuel (modèle "par agent") ouvre la voie à une autre approche moins accès sur l'accessibilité auditive de ce qui est visuellement disponible à l'écran par séquences exploratoire, mais plus axé sur une optimisation de la décision et de la réalisation de tâches, en tenant compte du contexte de travail (activité(s) en cours, informations disponibles),

de la nature de ces informations (contrôle ou résultats de tâches, contenus avec ou sans intentions de communications, tâches ou profilages potentiels).

BIBLIOGRAPHIE

[1] Denis M., 1995 "image et cognition" Dunod, paris.

[2] Desnoyers L., 2004 "La prise d'information Récepteurs et fureteurs" in "ergonomie" traité dirigé par P. Falzon, PUF, paris

[3] Ferrand L., "cognition et lecture, processus de base de la reconnaissance des mots chez l'adulte" de boeck, paris.

[4] Levy-Schoen, A. (1969), L'étude des mouvements oculaires, Dunod : Paris

[5] Martial O. (1997). Définition d'une interaction humain-ordinateur adaptée aux aveugles : les interfaces graphiques, un espoir". Thèse de doctorat, Université de Montréal

[6] Maurel, F. Vigouroux, N., & Nespoulous, J.-L. (2001). Problématiques, enjeux et perspectives de la présentation orale de documents électroniques. p. 247-63, Actes CIDE'2001 (Conférence Internationale sur Le Document Electronique), Europia Productions, Paris.

[7] Searl J., 1985 "intentionalité, essai de philosophie des états mentaux" édition de minuit, paris, trad. de "intentionality, an essai on philosophy of mind", Cambridge University Pres,s 1983

[8] Sperandio, J.C. (1995)(sous la direction de), Ergonomie de la synthèse vocale comme modalité d'interface informatique pour les aveugles. Rapport de recherche pour le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la recherche, n*f* 92 D 0295.

[9] Sperandio J.C. & Uzan G. (1999). La question du temps et de l'environnement des aveugles. Travail pluridisciplinaire en ergonomie et informatique. Colloque FISAF / CNEFEI, Place de l'espace et du temps dans le développement psycho-cognitif du jeune déficient visuel, UNESCO, 16-17 décembre 1999

[10] Sperandio, J.C.& Uzan G. (2002). "Ergonomie des aides informatisées pour personnes handicapées" Handicap, revue de sciences humaines et sociales, n*f* 93, 57-83.

[11] Sperber, D., & Wilson, D. (1986). Relevance, communication and cognition. Šdition en langue franÁaise : La pertinence, communication et cognition, Paris, Les éditions de Minuit, 1 989.

[12] Totterdell, P., & Rautenbach, P. (1990), Adaptation as a Design Problem. In Dermot Browne, Peter Totterdell, Mike Norman (eds), Adaptive User Interfaces, pp. 59-84, Amsterdam, Elsevier Academic Press.

[13] Truillet, P., Oriola, B., Nespoulous, J.L., & Vigouroux, N., 2000 "Effect of "Sound Fonts" in an aural presentation. pp. 135-144, Proceedings of 6th ERCIM Workshop ´User" interfaces for all ª, Florence.

[14] Uzan, G., & Jobard, N., (2002), "Difficultés rencontrées par les aveugles et déficients visuels pour la consultation de sites WEB sur les transports et le tourisme", sous la direction de Sperandio, J.C., rapport de recherche LEI/INEREC pour l'Institut pour la Ville en Mouvement, Paris.

[15] Uzan, G., Michel, G., & Bastien, J. M. C. (2000). Les documents électroniques : quelles approches et quels outils pour leur consultation, Actes de la journée thématique : Livre numérique, enjeux pour les personnes handicapés visuels (Cité des Sciences et de l'Industrie de la Villette, Paris, France, 4 février)

[16] Uzan G., 2005 "ergonomie cognitive du handicap visuel, une contribution à la conception d'aides informatiques" thèse décemblre 2005, université rené descartes paris 5

Jeux vidéo tactiles pour enfants non voyants

Alexis Sepchat, Nicolas Monmarché, Mohamed Slimane et Dominique Archambault

Université François Rabelais de Tours, Laboratoire d'Informatique
Emails: alexis.sepchat@univ-tours.fr, nicolas.monmarche@univ-tours.fr, mohamed.slimane@univ-tours.fr

Université Pierre et Marie Curie, INSERM U483\INOVA
Email : dominique.archambault@upmc.fr

***Abstract* - Actuellement, très peu de jeux vidéo sont accessibles aux personnes souffrant de déficience visuelle. Cependant, deux solutions existent pour les rendre accessibles: l'utilisation de sons ou du toucher. La solution sonore reste actuellement la plus utilisée.**

Cet article présente nos travaux dans le domaine des jeux vidéo tactiles: la conception et le développement d'un jeu de labyrinthe et d'un jeu de serpent; l'extraction d'une structure générale depuis ces deux applications; et enfin, un générateur semi-automatique de tels jeux basés sur cette structure.

I. INTRODUCTION

Créé dans la première partie du XIX siècle par Louis Braille, l'alphabet Braille a été une grande révolution dans le monde des déficients visuels. Cependant, le volume des données transcrites à longtemps été un frein à son utilisation. Il a fallu attendre l'arrivée de l'informatique, voir même des afficheurs Braille éphémères au début des années 80, pour associer une technique de stockage accessible et performante à cette technique de représentation.

Mais si à son début l'informatique était facilement accessible du fait de la simplicité de ses interfaces, son évolution s'est traduite par une perte progressive de l'accessibilité numérique. De ce fait, l'informatique est aujourd'hui, pour les personnes souffrant de déficience visuelle, un outil essentiellement pédagogique et ne dispose pas de l'aspect ludique qu'il possède pour les autres personnes.

Dans de précédents travaux au sein de l'équipe Handicap et Nouvelles Technologies (HaNT) du Laboratoire d'Informatique (LI) de l'Université François Rabelais de Tours, nous avons déjà eu l'occasion de travailler sur le développement de jeux à base de sons et de textures pour jeunes enfants non voyants [1] et ceci dans le cadre du projet européen TiM [2].

Les nouveaux travaux que nous présentons se basent sur la modalité tactile et plus précisément sur l'utilisation de terminaux Braille comme interface d'entrée/sortie [3]. Par conséquent, ils visent un public plus âgé. D'autre part, bien que la modalité sonore soit largement privilégiée dans la conception de jeux vidéo accessibles aux non et mal voyants, la modalité tactile reste néanmoins très importante. En effet, son utilisation, via des terminaux Braille (Cf. figure 1), permet de développer le toucher de la personne déficiente visuelle et peut ainsi servir de support ludique pour l'apprentissage du Braille.

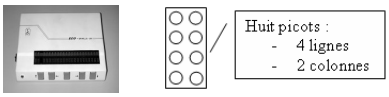


Fig. 1. Terminal Braille : ECO ONCE 20 - Détails d'une cellule Braille.

Cet article est organisé de la manière suivante: nous commencerons par établir un bref état de l'art concernant les jeux vidéo et l'accessibilité numérique (section II). Puis, nous présenterons les deux applications développées au cours de ces travaux (section III). Nous évoquerons ensuite le générateur semi-automatique issu de l'extraction d'une structure commune aux différents jeux développés (section IV). Et enfin, avant de conclure (section VII), nous introduirons les résultats de nos évaluations (section V) et les différents enrichissements qui pourront être apportés à nos travaux (section VI).

II. LES JEUX VIDEO ACCESSIBLES

1) L'accessibilité en général

De manière générale les jeux vidéo standards ne sont pas ou difficilement accessibles. Ces difficultés sont liées aux problèmes de perception du joueur mais aussi à ses capacités (motrices ou mentales) en général: vitesse ou une complexité de jeux trop importante, ...

Étant basés sur la déficience visuelle, nos travaux se concentrent essentiellement sur les problèmes de perception. Cependant, les problèmes de capacité pourront être traités par la suite, notamment par l'adaptation du niveau des jeux et l'adaptation des représentations sur le terminal Braille.

D'autre part, les besoins d'une personne en situation de handicap varient d'un handicap à un autre mais aussi d'une personne à une autre (en fonction de la manière dont la personne vit son handicap, le stade du handicap dans le cas d'un handicap dégénérescent, ...). Pour créer des jeux accessibles par un public le plus large possible, une bonne solution est donc de permettre un grand nombre de degrés de liberté dans la configuration des jeux, c'est-à-dire un grand nombre de paramètres modifiables par l'utilisateur.

Malheureusement, ce degré de liberté n'est encore que très restreint dans les jeux vidéo standards malgré la réelle demande. Seules quelques applications dédiées le prennent en compte tels que la plate forme LevelGames [1] ou le jeu Wheels, version beaucoup plus "gentille" du célèbre jeu "Doom".

[1] http://www.arcess.com/

Ces jeux, dédiés aux handicaps moteurs, possèdent un large éventail de critères paramétrables en fonction des capacités motrices du joueur. De plus, ils prennent en compte différents types d'interfaces: "Intellikeys", joystick, trackball, reconnaissance et synthèse vocale. Cette notion de multi interfaçage est également très importante pour pouvoir toucher un public le plus large possible.

2) Jeux vidéo et déficience visuelle

La déficience visuelle est particulièrement contraignante dans l'univers des jeux vidéo puisqu'elle empêche le joueur d'utiliser la sortie standard qu'est l'écran. La difficulté réside donc dans la perception de l'information par le joueur. Deux types de modalités sont envisageables pour substituer cette interface: la modalité associée au sens de l'ouïe et celle associée au sens du toucher.

Actuellement, la modalité sonore est largement favorisée aux dépends de la modalité tactile. De ce fait, de nombreux jeux audio, conçus initialement pour un public souffrant de déficience visuelle ou on, existent (Drive, Top Speed, Shade of Dooms, Soundoku, …) et un site Web leur est même consacré : http://www.audiogames.net/

De plus, l'utilisation d'outils de synthèse vocale permet d'étendre cette notion de jeux audio aux jeux initialement textuels. C'est notamment le cas des MUD (pour "Multi Users Dungeon" qui sont jeux de rôles en réseau et en mode texte, accessible via un utilitaire Telnet) ou des jeux liés à Internet: jeux à base d'e-mails ou de pages Web sans animation tels que les jeux de gestion, d'élevage d'animaux virtuels ou d'histoires interactives. D'autre part, l'importance accrue de ces nouveaux jeux issus du Web souligne également l'intérêt du développement de l'accessibilité d'Internet.

Bien que les jeux accessibles par synthèse vocale puissent être également perçus comme des jeux tactiles, puisque la transcription Braille peut s'appliquer de la même manière que la synthèse vocale, les jeux basés sur la modalité tactile sont nettement moins nombreux voir inexistants. Mis à part quelques travaux sur le développement de jeux basés sur des textures, il est très difficile de trouver d'autres références.

Finalement, plusieurs projets et initiatives importantes concernant le développement de jeux vidéo accessibles peuvent être évoqués ici:

- le site JeuAccess (http://fa1ckg.free.fr): site rassemblant un ensemble de ressources dans le domaine des jeux vidéo accessibles (liste de diffusion, liens pour le téléchargement, informations sur les nouveautés ou sur le matériel utilisé, forum de discussion, ...). Cependant, même sur ce site, servant aujourd'hui de référence en France, les jeux proposés sont des jeux audio.
- le projet TiM [2] et BlindStation [4]: projet européen dont le but est le développement de jeux vidéo accessibles pour enfants mal et non voyants et l'adaptation des jeux vidéo standards (Tactile interactive Multimedia);
- les projets Tachido, Terraformers [5], UA-Chess [6]: projets soulignant la volonté de créer des jeux vidéo accessibles partageables par tous (déficient visuel ou non) plutôt que de créer nouvel univers (figure 2);

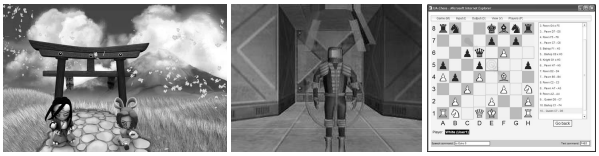


Fig. 2. Les jeux Tachido, Terraformers et UA-Chess.

- les directives d'accessibilité [7][8][9]: Différentes recommandations permettant le développement de jeux accessibles commencent à émerger. Elles soulignent les critères d'accessibilités des jeux accessibles.

3) Les jeux vidéo tactiles

Malgré le peu de travaux concernant les jeux vidéo tactiles, ils représentent un enjeu très important. En effet, ils peuvent être vus comme un support ludique pour le développement du toucher, la familiarisation avec le terminal Braille et en particulier dans le cadre de l'apprentissage du Braille [10][11][12].

Un afficheur Braille éphémère (figure 1) se compose d'une ligne de 20 à 80 cellules Braille et de touches de contrôle. Chaque cellule Braille possède huit picots (figure 1) bien que, dans sa version initiale, l'alphabet Braille n'en comporte que six. D'autre part, on peut noter que chacune des cellules Braille de la ligne sont suffisamment espacées afin que le lecteur Braille puisse déterminer sans ambiguïté le passage d'une cellule à une autre même si celles ci n'ont, par exemple, aucun de leur picots en position haute.

L'aspect multi-interfaçage, c'est à dire l'utilisation de plusieurs interfaces d'entrée et/ou de sortie, est très important dans le développement de tels jeux. Il permet de développer des jeux accessibles et partageables par tous (notamment enfants en situation de déficience visuelle ou non, éducateurs,...). Ainsi, à partir d'un jeu commun, chacun utilisera les interfaces qu'il souhaite pour percevoir l'information et interagir [6].

Dans le cas de jeux tactiles basés sur l'utilisation d'un terminal Braille, ce dernier jouera à la fois le rôle d'entrée (utilisation des boutons de contrôle) et de sortie (utilisation de la ligne Braille éphémère), puis on conservera les entrées/sorties standards c'est à dire l'écran et le clavier.

D'autre part, les terminaux Braille sont des équipements très onéreux. Il est, par conséquent, très important que les applications développées fonctionnent quelque soit le terminal utilisé. Pour cela, nos travaux mettent en œuvre la librairie "Libbraille" [13] permettant de faire abstraction du type de matériel branché.

III. LES JEUX DEVELOPPES

Les différents jeux développés sont des jeux basés sur le déplacement, selon 4 directions, d'un personnage dans une grille. Une grille peut être vue comme un ensemble de secteurs où chaque secteur est dans un état donné (vide, obstacle,

personnage,...). Le nombre d'états possibles est limité et dépend du jeu considéré.

La principale difficulté liée au développement de tels jeux est de concevoir la représentation Braille du jeu sur le terminal.

En effet, pour cela il est nécessaire de représenter l'environnement 2D de la grille initiale sur la ligne Braille qui peut être considéré comme un environnement 1D. De plus, la ligne Braille possède une longueur limitée. La quantité d'informations pouvant donc être traduite simultanément est restreinte.

Et enfin, bien que cette information soit primordiale pour adapter au mieux la représentation Braille, il est très difficile de connaître la manière dont le lecteur Braille reconstruit l'espace.

A. Le jeu du labyrinthe

1) Première représentation - mode simple :

Afin de représenter la grille du jeu sur le terminal, il est nécessaire, dans un premier temps, de déterminer les différents états pouvant être pris par les secteurs de la grille et leur faire correspondre une configuration particulière de picots. Dans le cas de ce jeu, sept états sont utiles (Vide, Personnage, Obstacle, Ennemi, Objet, Sortie, Hors Jeu) et les configurations de picots associées sont données figure 3.

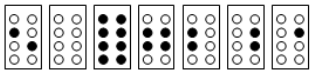


Fig. 3. Configurations de picots associées aux états du Labyrinthe : Personnage, Vide, Hors Jeu, Obstacle, Ennemi, Objet, Sortie.

Ainsi, dans ce mode de représentation simple, chaque état est représenté sur une cellule Braille.

D'autre part, l'ensemble de la grille ne pouvant être représentée dans son ensemble faute de place, il est nécessaire définir la zone (ensemble de secteurs) qui le sera. Pour cela, une fenêtre centrée sur le personnage est choisie. Elle peut prendre différentes formes (Cf. figure 4) comme une fenêtre 3x3, la ligne ou la colonne courante du personnage ou même une alternance ligne, colonne courante du personnage en fonction de sa direction.

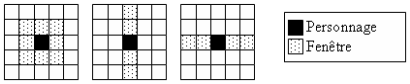


Fig. 4. Différentes fenêtres utilisées pour l'extraction des secteurs à représenter.

Enfin, il est nécessaire de définir une méthode de parcours de cette fenêtre, c'est à dire une méthode de parcours des secteurs qu'elle contient, afin de déterminer la manière dont sera construite la ligne Braille correspondante.

En effet, si, dans le cas de la ligne ou de la colonne courante du personnage, le parcours de la fenêtre est trivial, puisque cette dernière n'a qu'une seule dimension, le choix de cette méthode est nettement plus important dans le cas où, comme pour la fenêtre 3x3, la fenêtre comporte 2 dimensions.

Si l'on considère la fenêtre 3x3 numérotée comme sur la figure 5, on peut définir plusieurs méthodes de parcours.

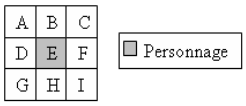


Fig. 5. Fenêtre 3x3 numérotée de A à I.

La première méthode est une méthode linéaire qui consiste à concaténer les différentes lignes de la fenêtre comme le présente la figure 6.

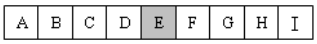


Fig. 6. Méthode de parcours de la fenêtre 3x3 basée sur la concaténation des lignes.

La seconde méthode est une méthode cyclique qui consiste à parcourir la fenêtre 3x3 en décrivant un cercle autour du personnage. Ce cercle pourra prendre ou non en compte la direction courante du personnage et débutera à partir du point gauche du coté associé à la direction du personnage. On obtiendra alors des représentations similaires à la figure 7.

Cette seconde méthode faisant intervenir la direction courante du personnage, on constatera que plusieurs mode de déplacement sont disponibles : un mode multidirectionnel où le déplacement est conditionné par la touche saisie et un mode "avant, arrière, pivot" où les flèches haut et bas permettent respectivement d'avancer et de reculer tandis que les flèches gauche et droite permettent de pivoter.

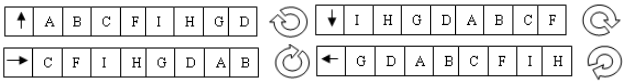


Fig. 7. Méthode de parcours cyclique de la fenêtre 3x3.

La troisième méthode est issue directement de l'observation de lecteurs Braille. Tout d'abord, il est nécessaire d'apporter quelques indications sur la lecture Braille. En effet, si un lecteur Braille lit un texte en parcourant la ligne de gauche à droite (ou de droite à gauche en fonction de la langue) comme le ferait un lecteur classique, la perception d'un environnement 2D et donc son parcours est différent. Tandis que le lecteur classique jouit d'une vue globale immédiate de l'environnement, le lecteur Braille doit le parcourir progressivement afin de le reconstruire. Pour cela, il procède de la manière suivante: après avoir placé ses deux indexes sur les picots situés au centre de la ligne Braille, ils les glissent simultanément vers les extrémités de la ligne (Cf. figure 8).

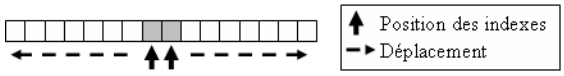


Fig. 8. Mécanisme de lecture sur le terminal Braille issu d'observations de personnes déficientes visuelles.

Bien que ce mécanisme ne puisse être considéré comme universel, la méthode suivante peut en être extraite: la position du personnage est exprimée indirectement dans la ligne Braille par la représentation des secteurs situés devant et derrière le personnage et ceci au centre de la ligne. Puis de chaque coté de ces éléments, on retrouvera la représentation des deux colonnes

situées à la gauche et à la droite du personnage. On obtient alors la représentation finale donnée en figure 9.

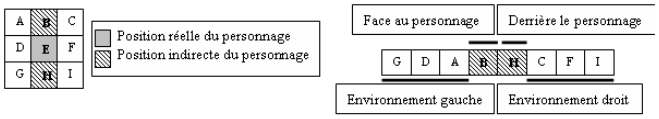


Fig. 9. Représentation issue de l'observation du mécanisme de lecture sur le terminal Braille.

Cette liste de représentations est bien sûr non exhaustive et de nouvelles peuvent être proposes.

2) Seconde représentation - mode enrichi :

Dans ces premières représentations, chaque état est associé à une configuration de huit picots tenant donc sur une cellule Braille. Cependant, étant donnée la quantité limitée d'informations pouvant être traduites simultanément sur le terminal Braille, la représentation doit être optimisée de manière à traduire un maximum d'informations.

Dans le cas de ce jeu de Labyrinthe, les secteurs de la grille de jeu peuvent être dans sept états différents. Il est donc possible de créer des configurations de picots ne tenant que sur trois picots (2^3=8). Afin de faciliter la position des configurations sur la cellule Braille, nous avons choisi d'utiliser des configurations de quatre picots (Cf. figure 10).

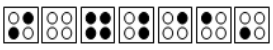


Fig. 10. Configurations de picots associées aux états du Labyrinthe : Personnage, Vide, Hors Jeu, Obstacle, Ennemi, Objet, Sortie.

Ainsi quatre picots sont libérés pour représenter ce que l'on appellera l'enrichissement c'est à dire la représentation de secteurs n'appartenant pas à la fenêtre initialement choisie. Afin d'illustrer l'utilisation de cet enrichissement, nous étudierons la représentation en ligne mais un mécanisme similaire pourra être mis en place pour chaque représentation.

Dans le cas de la représentation en ligne, le joueur ne connaît que la ligne courante du personnage. Cette connaissance est très limitée pour permettre un déplacement sans risque et efficace au sein de la grille du jeu. Une solution est de représenter, par le biais de l'enrichissement, les lignes supérieures et inférieures à la ligne courante du personnage afin d'obtenir une fenêtre de 3 lignes et autant de colonnes que de cellules disponibles sur le terminal (Cf. figure 11).

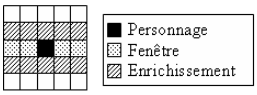


Fig. 11. Enrichissement de la représentation en ligne.

Cependant, seuls quatre picots sont disponibles pour traduire l'enrichissement. Il est donc impossible d'utiliser les mêmes configurations de picots pour la représentation des éléments de la ligne courante du personnage (c'est à dire de la fenêtre initiale) et pour celle des éléments de l'enrichissement. Pour la représentation de ces derniers, il est possible de considérer qu'une perte de précision est acceptable étant donné qu'initialement les secteurs sont suffisamment éloignés du personnage pour ne pas être prises en compte dans la fenêtre choisie. On regroupera alors les différents états en classe d'états et on associera des configurations de deux picots à chacune de ces classes (Cf. figure 12).

Fig. 12. Configurations de deux picots associées aux classes d'états : Classe 1: Vide - Classe 2 (Bloquant): Hors Jeu, Obstacle - Classe 3 (Intéressant): Objet, Sortie - Classe 4 (Danger): Ennemi.

Chaque cellule Braille est alors structurée comme sur la figure 13 avec les quatre picots centraux permettant de représenter les secteurs de la ligne courante du personnage et les deux picots supérieurs (inférieurs), la ligne supérieure (inférieure) à la ligne courante du personnage.

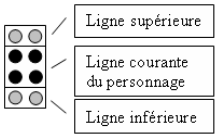


Fig. 13. Structure d'une cellule Braille dans le cas de la représentation enrichie.

L'utilisation d'un tel système (réduction du nombre de picots associés à chacun des états, détermination d'un enrichissement, classification des états pour réduire le nombre de picots nécessaire à l'enrichissement) reste valide quelque soit la représentation initiale choisie et permet de l'enrichir avec des informations supplémentaires.

B. Le jeu du serpent

Le second jeu développé est un jeu de serpent, similaire à celui que l'on peut trouver sur de nombreux téléphones mobiles. Dans ce jeu, le joueur doit déplacer un serpent à l'intérieur d'un espace restreint, tout en cherchant des pommes et en les mangeant ce qui permet de marquer des points mais accroît la longueur du serpent. La fin du jeu est atteinte lorsque le serpent heurte un mur ou se mord la queue.

Dans le cas du Serpent, le nombre d'états est restreint puisque seuls quatre états sont disponibles (Vide, Serpent, Pomme, Hors Jeu). Il est donc possible de n'utiliser que deux picots pour traduire les états (Cf. figure 14).

Fig. 14. Configurations de picots associées à chaque état : Vide - Serpent - Pomme - Hors Jeu.

A partir de cette observation, la fenêtre initiale choisie est une fenêtre de 3 lignes centrées sur la tête du serpent (le nombre de colonnes dépendant du nombre de cellules du terminal Braille). Une telle fenêtre permet de conserver deux picots afin d'assurer l'enrichissement de la représentation.

De la même manière que pour l'enrichissement du jeu du Labyrinthe, on souhaite représenter ici la ligne supérieure et la ligne inférieure de la fenêtre initiale. Ne disposant que de deux picots, chacune de ces lignes est associée à un picot et on

utilisera la classification d'états suivante: picot sorti pour signaler un danger (Hors Jeu ou queue du serpent) ou picot rentré pour indiquer une place sûre (Vide ou Pomme) (Cf. figure 15).

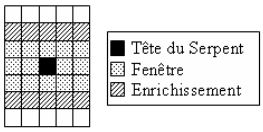


Fig. 15. Fenêtre initiale dans le cadre du jeu du Serpent.

On obtient alors une cellule Braille où les trois premières lignes correspondent à la représentation de la fenêtre initiale et où le picot gauche de la quatrième ligne correspond à la ligne supérieure de la fenêtre et le picot de droite à la ligne inférieure (Cf. figure 16).

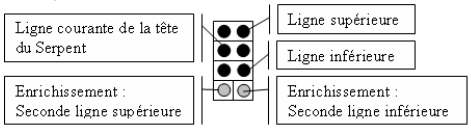


Fig. 16. Structure de la cellule Braille.

C. Présentation des interfaces et exemples de représentations

Les deux jeux développés possèdent des interfaces graphiques très simples et très proches, comme le montrent les figures 17 et 18. Malgré cette simplicité, leur existence permet le partage du jeu entre voyants et non voyants, facilitant ainsi les relations entre l'enfant souffrant de déficience visuelle et son entourage (parents, éducateur, ...) et permettant également l'évaluation des jeux par des personnes ne souffrant pas de déficience visuelle (développeurs, démonstration, ...).

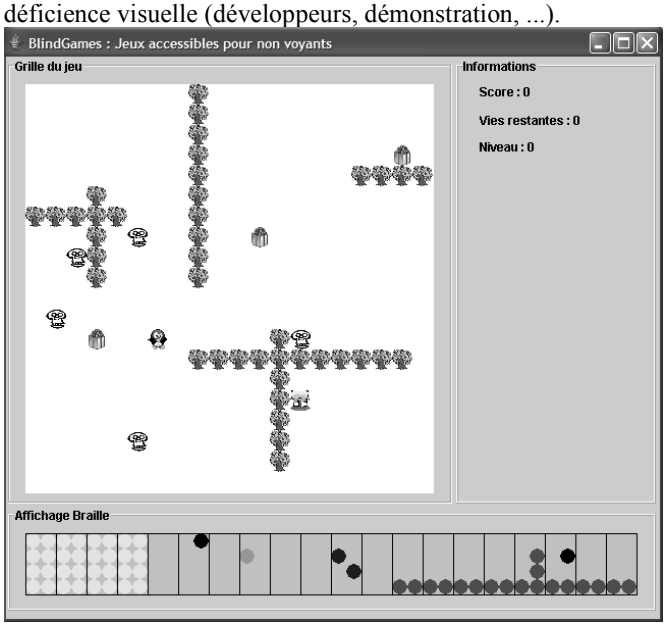


Fig. 17. Exemple d'interface pour le jeu du Labyrinthe.

L'interface utilisée est une interface simple composée de 3 éléments.

A : La grille du jeu.

B : Les informations relatives au jeu (score, nombre de vies restantes, direction courante du personnage si nécessaire, …).

C : La transcription Braille résultante (les configurations de picots associées à chaque état étant complétées par un code de couleurs afin de faciliter les tests de jouabilité par les personnes ne souffrant pas de déficience visuelle.

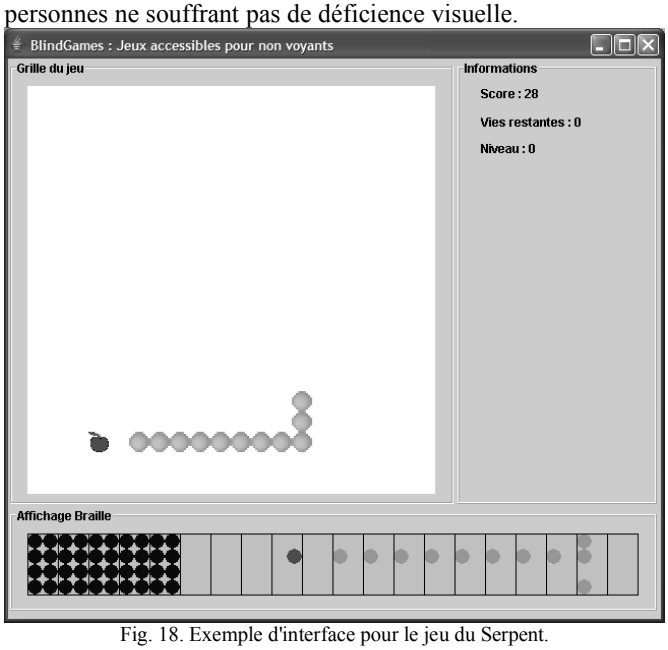


Fig. 18. Exemple d'interface pour le jeu du Serpent.

Les représentations sur le terminal Braille correspondant à ces deux exemples sont données figures 19 et 20.

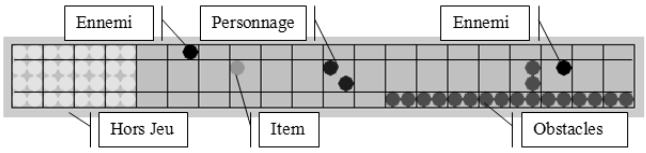


Fig. 19. Exemple de représentation Braille obtenue pour le jeu du Labyrinthe.

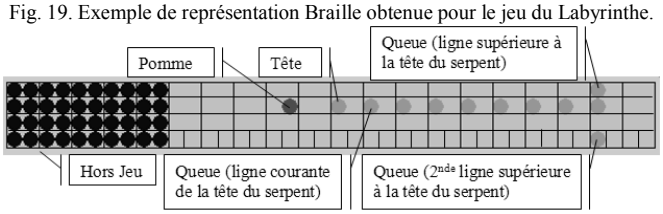


Fig. 20. Exemple de représentation Braille obtenue pour le jeu du Serpent.

IV. LE GENERATEUR SEMI-AUTOMATIQUE DE JEUX VIDEO TACTILES ACCESSIBLES

Tout comme pour leurs interfaces, la structure interne des deux jeux est très proche. Ces fortes similitudes ont permis la mise au point d'un générateur semi-automatique qui, à partir de quelques informations récupérées via un questionnaire jouant le rôle d'un assistant, va se charger de construire le squelette de l'application souhaitée.

Ces informations traitent du jeu en générale (nom, ...), de la grille (taille, présence d'ennemis et/ou d'obstacles, ...), de la nature du déplacement, de la fenêtre choisie pour la transcription Braille et des différents états disponibles (nom, configuration de picots, couleur, ...), ...

Cependant, le résultat du générateur n'est qu'un squelette de l'application finale, d'où le terme semi automatique, et

l'intervention d'un programmeur (ou d'une personne ayant quelques notions de programmation) reste nécessaire. Mais, son travail est nettement facilité et le développement de nouveaux jeux ou de nouvelles représentations est beaucoup plus rapide (environ 75% du jeu étant généré automatiquement et des aides agrémentent les parties restantes). La seule contrainte imposée par cet outil est liée à la nature du jeu à développer. Ce dernier doit obligatoirement être basé sur le déplacement d'un personnage dans une grille. Mais, un grand nombre de jeux peut être perçu de cette façon (jeu de course automobile, de plate forme, ...).

V. ÉVALUATIONS

Afin de valider nos jeux et nos représentations, des tests ont été réalisés auprès de personnes aveugles, lecteurs Braille avertis, mais aussi auprès de voyants jouant uniquement à partir des représentations Braille (figure 19 ou 20).

D'une part, les personnes ne souffrant d'aucune déficience visuelle maîtrisent très rapidement les jeux et ceci quelque soit la représentation utilisée. En effet, l'utilisation de l'interface graphique complète en phase d'explication, ainsi que d'un code de couleur en complément des configurations de picots, permettent de faciliter nettement la prise en main des jeux (moins de 5 minutes).

En revanche, ne disposant pas de support préalable pour cette phase d'explication dans le cas de personne souffrant de déficience visuelle, cette prise en main est un peu plus longue. Néanmoins, au bout de quelques minutes (environ 10), la majorité des personnes parviennent à jouer de manière autonome et, dans certains cas, proposent leurs propres représentations.

Cependant, bien que ces tests aient confirmés la jouabilité des jeux proposés auprès de lecteurs Braille avertis, il est désormais nécessaire d'en effectuer de nouveaux auprès d'enfants, public initialement visé par ces travaux.

VI. ÉVOLUTIONS

Ces travaux sont récents. De nombreuses évolutions de différentes natures sont à venir.

Tout d'abord, l'insertion des sons en collaboration avec la modalité tactile est la prochaine étape majeure de nos travaux. Elle permettra d'ajouter une nouvelle dimension aux jeux développés et d'enrichir les représentations proposées à l'aide d'informations supplémentaires.

Une vision multi joueur (réseau et/ou local) est également envisagée. Elle permettrait d'accroître une nouvelle fois la notion de partage de ces jeux ainsi que, dans le cas d'un serveur de jeux centralisant l'information, de faciliter la mise au point de statistiques servant de support au développement de représentations mieux adaptées.

L'amélioration du générateur semi automatique reste également un objectif important afin de limiter encore plus l'intervention d'un programmeur et permettre à des parents, des éducateurs, des ergonomes, des psychologues et/ou du personnel médical de créer leurs propres jeux et/ou représentations.

Finalement, toutes ces évolutions ont pour but de pérenniser les outils existant et de faciliter la conception de nouveaux jeux et/ou représentations encore mieux adaptés.

VII. CONCLUSION

Bien que la demande soit réelle, les jeux vidéo accessibles restent malheureusement très limités. Cette observation est d'autant plus vérifiée que l'on aborde l'univers de la déficience visuelle.

Ces travaux, si ils ont déjà permis la conception de deux prototypes de jeux accessibles, ont pour but de faciliter le développement de tels jeux. De plus, contrairement à la majorité de jeux actuels, ils se basent sur une modalité tactile et pourront ainsi servir aux jeunes déficients visuels pour le développement du toucher, la familiarisation avec le terminal Braille et voir même servir de support pour l'apprentissage du langage Braille.

REFERENCES

[1] A. Puret, D. Archambault, N. Monmarché, and M. Slimane, “A simple game generator for creating audio/tactile games,” in *Assistive Technology: From Virtuality to Reality (AAATE’2005)*, Lille, France, September 6-9 2005, pp. 545–549.

[2] D. Archambault, “The TiM Project : Overview of Results.” in *9th International Conference on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP’2004)*, Paris, France, July 2004, pp. 248–256.

[3] A. Sepchat, N. Monmarché, D. Archambault, and S. Mohamed., “Accessible video games for visually impaired children,” in *The Third Annual International Conference in Computer Game Design and Technology Workshop (GDTW’2005)*, Liverpool, UK, nov 2005, pp58–67.

[4] S. Sablé and D. Archambault, “Blindstation : a game platform adapted to visually impaired children,” in *Assistive Technology : From Virtuality to Reality (AAATE’2003)*, Dublin, Ireland, September 2003.

[5] T. Westin, “Game accessibility case study : Terraformers - a real-time 3D graphic game,” in *5th Intl Conf. Disability, Virtual Reality And Assoc. Tech. (ICDVRAT’2004)*, Oxford, UK, 2004, pp. 95–100.

[6] D. Grammenos, A. Savidis, and C. Stephanidis, “UA-chess : A universally accessible board game,” in *HCI : Exploring New Interaction Environments - Volume 7 of the Proceedings of the 11th International Conference on Human-Computer Interaction (HCI International 2005)*, Las Vegas, Nevada, USA, 2005.

[7] International Game Developers Association (IGDA), *Accessibility in Games : Motivations and Approaches*, june, 29 2004. [Online]. Available : http ://www.igda.org/accessibility/IGDA Accessibility WhitePaper.pdf

[8] R. Ossmann, *Guidelines for developing accessible games*. [Online]. Available : http ://gameaccess.medialt.no/guide.php

[9] UPS Project, *Guidelines for the development of entertaining software for people with multiple learning disabilities*. [Online]. Available : http://www.medialt.no/rapport/entertainment guidelines/index.htm

[10] CNIB, “The importance of Braille literacy,” *The Canadian National Institute for the Blind*. [Online]. Available : http ://www.cnib.ca/eng/braille information/importance.htm

[11] A. Mitchell and C. Savill-Smith, “The use of computer and video games for learning,” The Learning and Skills Developpment Agency, London, 2001.

[12] The State Of Queensland (Department of Education), “Teacher aides working with students with disabilities. Book G : Vision impairment,” The State Of Queensland (Department of Education), 1998.

[13] S. Sablé and D. Archambault, “Libbraille : a portable library to easily access Braille displays,” in *8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP’2002)*, Linz, Austria, July 15-20 2002.

De la recherche aux services pour la vie quotidienne: les atouts de la dynamique associative

Dominique Burger
Président de l'association BrailleNet
Université Pierre et Marie Curie
INSERM U592 - "Physiopathologie cellulaire et moléculaire de la rétine"
dburger@snv.jussieu.fr

Résumé **: Prenant l'exemple de services développés pour les personnes handicapées à partir de résultats de projets de recherche, l'auteur analyse l'expérience de l'association BrailleNet. Il montre en particulier comment le cadre associatif permet de créer un terrain original d'échange et de coopération entre des acteurs du secteur associatif, industriel et de la recherche.**

I. INTRODUCTION

« Notre pays dispose d'un potentiel scientifique et technologique de premier plan, mais le couplage de ces découvertes et de ces connaissances avec les activités industrielles s'effectue moins facilement qu'aux Etats-Unis et au Japon » Tel était le constat à l'origine du rapport Guillaume sur la recherche technologique en France et proposait un certain nombre de pistes parmi lesquelles le développement d'un centre de la recherche technologique, la création de structures d'interfaces professionnalisées et la formation de consortiums associant entreprises et laboratoires[1]. Certaines de ces propositions, que l'on peut qualifier de macroscopiques, ont été suivies avec plus ou moins de bonheur dans la mise en place des politiques françaises de la recherche qui ont suivi. Mais il semble que des initiatives plus proches des individus, microscopiques, puissent aussi jouer un rôle de stimulant dans des opérations de transfert de la recherche vers des applications réelles. De telles initiatives, reposant sur la motivation des individus ou de petites structures, peuvent s'organiser dans le cadre associatif. Ce dernier offre la souplesse et la flexibilité nécessaires et s'applique particulièrement dans le secteur de la recherche touchant aux questions de handicaps. Dans cet article nous analysons l'expérience de l'association BrailleNet et essayons de montrer comment elle a créé un terrain original d'échange et de coopération entre des acteurs du secteur associatif, industriel et de la recherche.

II. HISTORIQUE DE BRAILLENET

BrailleNet a été créée en tant qu'association en 1997. L'idée avait germé à Autonomic 96 lorsque la société française amorçait sa révolution Internet. L'objectif était de permettre des rencontres et des coopérations entre des acteurs d'horizons et de statuts différents, tous intéressés à développer le potentiel d'Internet et des nouvelles technologies au service des personnes handicapées visuelles, afin de favoriser leur intégration scolaire, universitaire, professionnelle et culturelle.

Au cours de sa brève histoire BrailleNet s'est appuyée sur des relations privilégiées avec les organismes de recherche, INSERM, INRIA, et l'Université Pierre et Marie Curie. Elle a tissé des liens forts avec les établissements d'enseignement spécialisés, le secteur industriel, et développé des coopérations dans de nombreux pays européens ou francophones.

Cette politique de coopération a été une des bases de l'action menée par l'association, sans laquelle il ne lui aurait pas a été possible de développer des services tels que le label d'accessibilité AccessiWeb ou la bibliothèque numérique Hélène.

III. DEVELOPPEMENT DU LABEL ACCESSIWEB.

En 1998-1999, l'INSERM a été un des partenaires du projet WAI-TIDE, financé par la commission européenne, dans le cadre de l'initiative Web Accessibility Initiative du Consortium W3C [2]. Cette action européenne avait pour but de promouvoir l'accessibilité d'Internet aux personnes handicapées, elle a permis d'intégrer à l'équipe INSERM une personne aveugle qui a acquis les techniques de base de l'accessibilité du Web et participé à différentes actions internationales. Lorsque le projet s'est arrêté, l'INSERM ne permettant pas son embauche, l'association a pris le relais sur ses financements propres, afin de conserver cette compétence et de poursuivre l'activité de sensibilisation et d'expertise. De sorte qu'en 2001-2002, une nouvelle action européenne pouvait être lancée sur le même thème, au titre de l'université Pierre et Marie Curie cette fois (projet WAI-DA) [3]. Enfin, lors d'une troisième action (WAI-TIES), l'association BrailleNet a été sollicitée comme sous-contractant de ERCIM [4]. L'association a donc permis d'assurer une continuité dans l'action et contribué à ancrer en France et en Europe un pôle de compétence sur l'accessibilité numérique. En parallèle l'association a pu mettre au service des pouvoirs publics cette expertise pour des études sur l'accessibilité des sites Web publics en France, la rédaction de guides de recommandations destinés aux Webmasters publics [5] et de nombreuses actions

de sensibilisation des administrations publiques , de collectivités locales et des entreprises.

L'association a développé une cellule accessibilité et a mis en place un groupe de travail réunissant des acteurs de la recherche du monde associatif et des entreprises, afin de mieux structurer l'activité de vérification de la conformité des sites Web aux recommandations du W3C/WAI. Début 2003, elle a mis en place le label AccessiWeb que le Comité Interministériel pour la Société de l'Information (CISI) a décidé de développer et d'intégrer aux référentiels de l'administration publique avec l'Agence pour le Développement de l'Administration Electronique (ADAE) [6]. Ce référentiel technique a été soumis a un commentaire public qui a permis d'actualiser ces recommandations, destinées aux concepteurs de sites Web, en explicitant les 92 critères du label AccessiWeb. Ce référentiel a été inséré dans le"Référentiel accessibilité des services Internet de l'administration française" de l'ADAE, mis en ligne en février 2004. Il fait partie du Cadre Commun d'Interopérabilité (CCI) auquel se réfère l'article 47 de la loi "pour l'égalité des droits et des chances, la participation à la citoyenneté des personnes handicapées".

En accord avec ce référentiel, l'association BrailleNet a continué sa réflexion sur la mise en place des procédures de certification de sites Web. Ainsi, elle a demandé à la société Sysqua de mener une étude établissant un état des lieux des marques de qualité pour les sites Internet en France et définissant le cadre juridique, technique et opérationnel qui peut régir la mise en place d'une certification de services sur Internet au niveau national et dans une logique européenne. Le titre de cette étude est "Etat des lieux des marques de qualité pour les sites Internet en France (1999-2004) et préconisations pour la mise en place des certifications de services sur Internet".

IV. Formations accessiweb

Pour aider les développeurs et les webmestres des sites Internet à mettre en application les recommandations internationales et les critères du label AccessiWeb, il est apparu essentiel de leur fournir une formation. Trois modules de formations différents ont été développés :

- Un module de sensibilisation d'une demi-journée destiné à toute personne intéressée par l'accessibilité du Web ;
- Un module de formation technique de 3 jours destiné aux professionnels qui veulent comprendre les grands principes de l'accessibilité du Web ;
- Un module "Formation Expert AccessiWeb en Evaluation" de 5 jours destiné aux développeurs et webmestres qui veulent acquérir une expertise sur l'évaluation de l'accessibilité des sites Web.

Depuis la mise en place de cette formation en 2004, l'association BrailleNet a formé plus de 130 professionnels.

V. Animation d'un Groupe d'experts de l'accessibilite numerique

L'objectif des formations est aussi de susciter l'émergence d'une expertise collective sur l'accessibilité numérique. C'est pourquoi BrailleNet a proposé systématiquement aux experts formés par l'association de participer à un groupe de travail, le Groupe de Travail Accessiweb (GTA). Une charte de participation définit la mission du GTA en ces termes: "organiser la veille et augmenter l'expertise dans les technologies d'accessibilité numérique ; favoriser l'augmentation du nombre de professionnels du Web maîtrisant ces technologies" [7]. BrailleNet ouvre aux participants de ce groupe un espace Web en ligne, une mailing liste permettant le travail collaboratif, propose des séminaires techniques gratuits organisés à la Cité des Sciences de la Villette, traitant des questions d'accessibilité des sites Web. Le GTA diffuse son expertise de manière bénévole, par exemple en rédigeant et publiant collectivement un guide aidant les managers et les développeurs à intégrer les critères Accessiweb dans leurs projets Internet.

VI. Le Serveur Helene

Le Serveur Hélène répond à une autre demande, celle des transcripteurs-producteurs d'ouvrages adaptés d'une part, de pouvoir se procurer les fichiers sources utilisés par les éditeurs pour la fabrication des livres, et des éditeurs d'autre part, d'un guichet unique où gérer les demandes multiples et d'une politique contractuelle garantissant leurs droits. Le Serveur Hélène est un serveur Internet sécurisé, développé dans la continuité d'un projet de recherche européen, SEDODEL (1998-2000), dont l'INSERM était le partenaire français. Il a été développé avec l'aide de l'INRIA, de l'Université Pierre et Marie Curie et le soutien du Ministère de la Culture.[8]

Le Serveur Hélène est un « réservoir sécurisé » de textes numérisés accessibles à des utilisateurs autorisés. Dans la majorité des cas, les fichiers sont fournis par les éditeurs eux-mêmes dans le cadre de contrats avec l'association BrailleNet. Lorsque de tels fichiers ne peuvent être fournis, les textes sont numérisés par scanner, avec l'autorisation de l'éditeur. Les fichiers sont ensuite structurés dans un langage standard de description de contenus (XML DtBook – NISO Z39.86). A partir de ce format il est possible de produire de manière automatique différents types de fichiers, à la demande des utilisateurs (HTML, braille pour impression, ou autre). Aujourd'hui, le Serveur Hélène contient des fichiers correspondant aux titres de plus de 2200 ouvrages, négociés avec 80 éditeurs différents et disponibles en ligne. Plus de 60 centres de transcriptions en France et dans le monde utilisent le serveur Hélène.

Le serveur et la bibliothèque Hélène offrent les avantages suivants :

- un seul interlocuteur sert d'intermédiaire entre la multiplicité des éditeurs et des transcripteurs ;
- le travail est mutualisé et permet aux centres transcripteurs de gagner du temps ;

- l'utilisation d'un format pivot (XML) permet ensuite de dériver toutes sortes d'application : le braille, le texte agrandi, ou le texte sonore synthétique ;
- des relations de confiance ont été établies avec les éditeurs.

VII. La Bibliotheque Helene

En janvier 2006, BrailleNet a ouvert le Serveur Hélène à des lecteurs individuels sous la forme d'une bibliothèque de prêt numérique ou Bibliothèque Hélène sur une plate-forme braille, mise au point avec une société industrielle.[9] La Bibliothèque Hélène est une bibliothèque de prêt en ligne, dont le site Internet est accessible aux personnes handicapées visuelles grâce à l'application des normes internationales d'accessibilité (W3C/WAI). Cette bibliothèque virtuelle permet à des personnes handicapées visuelles équipées d'un terminal Braille, ou d'un ordinateur adapté, d'accéder grâce à Internet, à un fond d'ouvrages disponibles sur le Serveur Hélène. L'inscription est gratuite, sur présentation d'un certificat médical. Le fond est constitué à partir des catalogues d'éditeurs, et tend à couvrir un large éventail de la production actuelle : classiques, ouvrages généraux de fiction, documentaires, biographies, essais, ….

Le premier catalogue comptait essentiellement des ouvrages pour la jeunesse, avec l'accord des éditeurs concernés. Le catalogue est progressivement étendu à mesure que les éditeurs donnent leur accord.

Le prêt est limité dans le temps et en nombre de titres, comme dans n'importe quelle bibliothèque.

Fig. 1 la Bibliothèque Hélène. Grâce à une plage braille et une synthèse de parole, le lecteur accède au texte intégral des ouvrages. Les ouvrages sont structurés, et permettent une lecture par feuilletage de la table des matières, des chapitres et sous-chapitres, des annexes éventuelles, …

VIII. Participation a des projets de recherche en France et en Europe

L'association BrailleNet participe activement à la recherche sur l'accessibilité numérique. En particulier, pour des projets portant sur les usages des nouvelles technologies par les personnes handicapées. Par exemple, dans le cadre des appels à projets sur les "Usages de l'Internet" du ministère de la Recherche et des Nouvelles Technologies, l'association BrailleNet a participé au projet EMULA (Encyclopédie Multimédia accessible) , concernant l'accessibilité des encyclopédies multimédias, au projet ProdInfAccess (Production d'Informations Accessibles), dont le but était de recenser l'existant en terme de formats accessibles, de formats pivots, d'outils de production/consultation automatique d'information accessible et d'étudier auprès des utilisateurs si les solutions existantes répondaient à leurs besoins et usages et au projet ADELA (Administration en ligne accessible), sur les moyens et les conditions d'accès aux informations électroniques de la e-administration par les personnes handicapées ainsi que leurs usages des e-services. BrailleNet a également été partenaire du projet européen Vickie sur l'adaptation des environnements numériques de travail.

IX. Participation a la concertation internationale et europeenne sur l'accessibilite du web

L'association BrailleNet participe activement à la concertation en Europe sur les applications des recommandations sur l'accessibilité numérique, notamment au travers des projets WAI-TIES, Support-EAM et EUAIN.

WAI-TIES (Web Accessibility Initiative: Training, Implementation, Education, Support) [4] vise le développement de documents de sensibilisation à l'accessibilité du Web, coordonné par W3C et ERCIM. Dans le cadre du projet WAI-TIES, l'association BrailleNet était chargée entre autres:

- de participer à la diffusion d'informations sur les recommandations de WAI pour les contenus Web (lettres d'information, conférences, rédaction de documents) ;
- d'évaluer des sites avec d'autres groupes en Europe ;
- de faire des échanges de bonnes pratiques sur l'évaluation, le développement et la réparation de sites Web.

Support EAM (Support the creation of an e-Accessibility quality Mark) [10] est un projet, coordonné par l'association BrailleNet. Il a été lancé en octobre 2004 par des organismes publics et privés de 7 pays européens (Autriche, Belgique, Espagne, France, Irlande, Pays-Bas, Royaume-Uni) pour :

- harmoniser les méthodologies d'évaluation de l'accessibilité des sites Web ;
- explorer les stratégies permettant de créer une Marque de Qualité certifiant l'accessibilité des sites Web ainsi qu'une autorité Européenne de certification en charge de la maintenir et l'exploiter.

Ce projet vise à apporter une réponse concrète à la demande européenne contenue dans la résolution 5165/03, invitant la Commission et les Etats membres à "considérer la création d'une Marque de Qualité sur la e-Accessibilité pour les produits et services qui respecte les standards de la e-Accessibilité".

EUAIN (European Accessible Information Network) a pour objet de mettre en réseau tous les acteurs de la chaîne éditoriale,

depuis les éditeurs originaux, jusqu'aux producteurs de livres adaptés [11].

X. Actions de communication

L'association BrailleNet organise des colloques sur le thème des technologies au service des personnes handicapées. Ces manifestations touchent une audience internationale, comme par exemple le colloque à la Cité des Sciences et de l'Industrie qui regroupe annuellement 150 participants européens. Les actes sont disponibles en ligne en français et en anglais. Les sites www.braillenet.org et www.accessiweb.org ainsi qu'une liste de discussion sur l'accessibilité numérique sont gérés par l'association. Ils constituent un vecteur essentiel d'information sur l'accessibilité numérique en France.

XI. Conclusions

De même que l'accessibilité des bâtiments fait référence à la possibilité qu'ont des personnes à mobilité réduite d'y accéder, l'accessibilité numérique correspond au fait que des personnes handicapées peuvent accéder à un service numérique grâce aux dispositifs techniques qui leur sont propres (terminaux braille, dispositifs de synthèse vocale, système de commande remplaçant le clavier ou la souris, …).

La prise de conscience de ce potentiel a eu pour effet l'émergence – depuis une dizaine d'années – d'un secteur de recherche sur les applications des technologies pour les personnes handicapées. Pour que les résultats de ces recherches puissent être transférés en des services pour la vie quotidienne, il est nécessaire de mettre en place des structures adéquates de transfert pour lesquels l'association peut fournir un modèle.

L'expérience de l'association BrailleNet depuis sa création en 1997 permet de dégager quelques principes :

A. Complémentarité

L'activité d'une telle structure doit être complémentaire de l'activité de recherche dont elle découle. Son champ d'action commence là où s'arrête celui de la recherche : logistique, sensibilisation, communication, exploration des besoins, structuration et validation des applications résultantes. Si elle participe à des activités de recherche, son apport doit être dans les domaines connexes à la recherche fondamentale, impliquant une liaison avec d'autres organismes, comme par exemple des enquêtes sur les besoins des utilisateurs, l'analyse de l'impact de ces recherches.

B. Capacité à fédérer

La structure associative permet de fédérer des acteurs qui par leur nature auraient peu d'occasion de travailler ensemble. Ainsi des rapprochement opérés entre le monde éducatif, celui de l'entreprise, celui de la recherche sont à mettre à l'actif de l'association BrailleNet.

C. Neutralité

Une association issue de la recherche crée un terrain neutre propre à instaurer la confiance entre des acteurs qui peuvent être en concurrence par ailleurs, pour des raisons commerciales ou autres. L'expérience de BrailleNet montre qu'un objectif technique clairement ciblé est de nature à renforcer cette confiance.

D. Opérationnalité

L'association permet de résoudre simplement un certain nombre de problèmes pratiques que le cadre administratif de la recherche tend à alourdir, en particulier pour des actions de communication qui nécessitent de gérer rapidement de multiples opérations sur des budgets peu élevés. La rigueur comptable et la transparence exigées aujourd'hui des associations offre les garanties suffisantes.

E. Mise en place d'un modèle de services non-lucratifs

Quoique non-lucrative par essence, une association permet le développement de services rémunérés, tels audits, conseils ou formations. Cela peut-être une étape intermédiaire avant la création de services sur une base véritablement commerciale. Cela permet aussi d'alimenter des activités non rémunérées de sensibilisation ou de communication.

F. Etablissement de Partenariat

Certains types de partenariats ne sont envisageables que dans le cadre associatif, en particulier lorsqu'il s'agit de services à la personne. C'est le cas par exemple d'une bibliothèque de prêt numérique faisant appel à des compétences et des financements d'acteurs publics et privés.

Enfin une association peut se voir confier des missions de services publics avec obligation de résultats et sous contrôle de la puissance publique.

XII. References

[1] GUILLAUME Henri, *Rapport de mission sur la technologie et l'innovation*, Rapport au ministre de l'éducation nationale, de la recherche et de la technologie, au ministre de l'économie, des finances et de l'industrie et au secrétaire d'Etat à l'industrie, 27 mars 1998

[2] WAI-TIDE (WAI DE4105) - http://www.w3.org/WAI/TIDE/FR2.htm

[3] WAI-DA (IST 13470) - http://www.w3.org/WAI/WAIDA/

[4] WAI-TIES (IST- 2002 8.1.8) http://www.w3.org/WAI/TIES/

[5] Guide BrailleNet à l'usage des webmestres pour une meilleure accessibilité des sites publics aux personnes handicapées - 2002 http://www.braillenet.org/accessibilite/guide/

[6] Comité interministériel pour la Société de l'information - 10 juillet 2003 http://www.recherche.gouv.fr/cisi/2003/index.htm

[7] http://www.accessiweb.org/fr/groupe_travail_accessibilite_du_web/

[8] http://www.serveur-helene.org

[9] http://www.bibliotheque-helene.org

[10] http://www.support-eam.org

[11] http://www.euain.org