Christian Berger-Vachon
Jaime Lopez Krahe
Guy Bourhis

Conférence Handicap 2014

Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie

Paris, 11-13 juin 2014

Handicap 2014
Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie
Copyright IFRATH juin 2014, Paris
www.ifrath.fr
ISBN 978-2-9536899-4-5

Le mot du président

L'IFRATH organise du 11 au 13 juin 2014 la 8ème Conférence Handicap sur le thème «Les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie». Il s'agit d'une des activités importantes de notre société savante, qui réunit les principaux acteurs de cette problématique en France, et aussi d'autres pays.

Mais les activités de l'IFRATH ne se réduisent pas à l'organisation de la conférence Handicap, qui est devenue une référence dans notre domaine, il convient de rappeler ici nos activités depuis la dernière édition en 2012.

Après le premier prix de thèse initié en 2011, deux nouveaux prix de thèse, en collaboration avec l'AFM, ont été accordés en 2012 et 2013. Le prix 2012 a été obtenu par Farah ARAB, pour sa thèse intitulée : *«Quelles ressources pour le sujet vieillissant ? Les ontologies, une perspective pour la conception et l'évaluation des aides capacitantes»* pour l'obtention d'un doctorat en ergonomie et informatique, en cotutelle des universités de Sherbrooke (Canada) et Paris 8-Vincennes-Saint-Denis.

En 2013, neuf candidatures de nouveaux docteurs ont été enregistrées. Le jury a décidé de partager le prix de 3000 euros entre deux lauréats ex aequo : Claudia S. BIANCHINI pour sa thèse intitulée : *«Analyse métalinguistique de l'émergence d'un système d'écriture des langues des signes : signwriting et son application à la langue des signes italienne (lis)»* et à Willy ALLEGRE pour sa thèse intitulée : *«Flot de conception dirigé par les modèles pour la commande et la supervision de systèmes domotiques d'assistance».*

La conférence JCJC (Jeunes chercheurs, jeunes chercheuses) est devenue le rendez-vous des années impaires pour les jeunes qui travaillent dans le domaine, ce qui facilite l'insertion dans notre communauté de ceux qui seront nos futurs collègues. En 2013 la thématique était «Handicap, Vieillissement, Indépendance, Technologie». Cette édition était couplée avec le 5éme Challenge Handicap. Sur une journée, ces jeunes chercheurs peuvent écouter une conférence d'un «senior» expérimenté, un exposé d'un jeune lauréat du prix de thèse et présenter leurs travaux de recherche après avoir été évalués et conseillés par un comité de lecture d'experts.

Des réunions scientifiques qui rassemblent, dans la salle Abbé de l'Epée de l'INJS, un public fidèle d'une cinquantaine de participants, ont lieu régulièrement trois fois par an. En voici les dernières thématiques traitées :

- 25 octobre 2012 – «L'accès des sujets handicapés aux études supérieures».
- 17 janvier 2013 – «Handicaps et technologies : une approche pluridisciplinaire».
- 13 mai 2013 – «Olfaction : Déficit et Handicap».
- 17 octobre 2013 – «Accessibilité Numérique».
- 16 janvier 2014 – «La recherche et le transfert de technologies vers les entreprises dans le domaine du handicap».
- 22 mai 2014 – «Living-Lab et handicap : évaluation, expérimentation, transition».

Nous remercions ici le Directeur de l'INJS pour son accueil complice et efficace.

Un prix d'un montant de 3 000 euros est aussi accordé au meilleur article présenté dans la conférence Handicap. Dans l'édition de 2012, ce prix avait été accordé ex-aequo aux travaux de Sandrine RANNOU, Marine GUYOMAR, Maryvonne ABRAHAM et Gwenaël BRUNET : «L'autonomie dans la communication palliative : jusqu'où est-ce possible ?» et de Alain PRUSKI et Choubeila MAAOUI : «Accessibilité à la préhension pour personnes en fauteuil».

Toutes ces activités n'auraient pas pu se faire sans la collaboration et le travail bénévole d'un groupe d'«activistes» :

le trésorier, François Cabestaing (Univ Lille 1) d'une rigueur redoutable, mais aussi d'une efficacité à toute épreuve, les trois Vice-présidents, Christian Berger Vachon (Univ. Lyon 2) qui anime et prend en charge les réunions scientifiques trimestrielles d'une qualité (et continuité) excellente, Etienne Colle (Univ. Evry) qui assure de manière efficace les relations avec d'autres entités en rapport avec le handicap et la robotique et Alain Pruski (Université de Lorraine) qui a pris en charge de manière énergique la tâche difficile de la communication, ainsi que Dominique Archambault (Univ. Paris 8) qui assure le secrétariat général de l'Ifrath, administre notre site Web et nous représente au sein de l'association Européenne AAATE (http://www.aaate.net) ainsi que dans l'organisation, à l'Université Paris 8, de la conférence Internationale ICCHP 2014 (http://www.icchp.org).

Un grand merci à Guy Bourhis et Christian Berger-Vachon et à leurs équipes respectives pour l'organisation matérielle et scientifique de la conférence Handicap 2014, notre communauté en est très reconnaissante.

Il est facile pour vous aussi de devenir membre de l'IFRATH, il suffit de manifester sa volonté en vous inscrivant sur notre site : http://ifrath.fr/adherer, et pouvoir ainsi participer pleinement dans nos activités : la gestion par Internet nous permet de minimiser le coût de fonctionnement, et l'adhésion est gratuite.

Bonne et profitable conférence à tous !

Jaime Lopez Krahe
Président de l'IFRATH

Préface du Comité Scientifique

Pluridisciplinarité et interdisciplinarité sont les maîtres mots de la conférence Handicap 2014 comme des éditions précédentes. Elle se veut en effet un lieu d'échange permettant d'aborder la compensation des situations de handicap sous tous ses aspects, technologiques mais également humains et sociologiques : conception de l'aide technique, interaction humain-machine, modélisation, évaluation, usage. Elle doit permettre en corollaire d'échanger des expériences et d'initier des collaborations entre les différents secteurs disciplinaires œuvrant dans le domaine du handicap. Plus généralement, l'ambition de la conférence Handicap est de se positionner comme la référence des conférences francophones de ce secteur et de conforter ainsi son rôle fédérateur avec le souci constant de travailler dans l'intérêt des utilisateurs finaux.

Avant même son ouverture Handicap 2014 est un succès puisque nous avons reçu 63 contributions de la part de plus de 250 auteurs de 8 pays différents. Un processus de relecture conséquent (187 relectures) et efficace (merci aux relecteurs d'avoir tenu les délais !) a permis de sélectionner 30 articles pour présentations orales, soit un taux d'acceptation de 45%, et 21 autres en posters.

La diversité des communications reçues reflète bien la pluridisciplinarité évoquée plus haut : on y retrouve des travaux issus des sciences et technologies, des sciences humaines et sociales ou encore du secteur biomédical. A peu d'exceptions près les nombreux thèmes de l'appel à communication sont également représentés et, plus particulièrement, les différents types de déficiences : motrices, sensorielles (la vision, l'audition, le sens du toucher et l'olfaction ont été abordés) et cognitives.

Une nouveauté est enfin à noter pour cette 8ème édition de la conférence Handicap : une après-midi complète est réservée à la présentation de travaux effectués dans le cadre de l'appel à projets CNRS DEFISENS dont nous partageons les objectifs. Certaines de ces communications ont d'ailleurs été expertisées et acceptées par le comité scientifique de Handicap 2014. Elles sont dans ce cas publiées dans les actes.

Pour conclure je souhaite à tous les participants à Handicap 2014 des échanges scientifiques riches et passionnants. Bonne conférence à toutes et tous !

Guy Bourhis
Président du Comité Scientifique de Handicap 2014

Préface du Comité d'Organisation

Le congrès biannuel Handicap 20xx (xx = années paires) est une institution scientifique reconnue dans le domaine du Handicap et la version 2014 (la 8e) ne devrait pas déroger à cette règle. Comme d'habitude, le congrès se situera en parallèle du salon Autonomic à la Porte de Versailles, salon avec lequel nous sommes en relation. Ceci permet aux chercheurs de rester en contact avec la réalité du terrain. Le choix du Mercure voisin est un bon compromis.

Le congrès arrivant à sa huitième édition, on peut dire que l'affaire est rodée... mais il y aura certainement des surprises de dernière minute, car le zéro défaut n'existe pas dans notre monde, même si beaucoup de facteurs de réussite sont déjà réunis.

Tout d'abord, il faut se féliciter de la bonne entente qui règne au niveau de l'Ifrath. Le Comité d'Organisation (CO) dont on m'a fait l'honneur de me confier la présidence, le CS présidé par notre ami Guy Bourhis, le CA dirigé par notre collègue Jaime Lopez Krahe ne font qu'un et il est agréable de se sentir épaulé et soutenu dans cette action. De même, l'ensemble de la communauté Ifrath s'est mobilisée sur cette occasion et dans la conjoncture actuelle toutes les bonnes volontés sont les bienvenues autant pour la valeur scientifique que pour l'organisation.

En outre, les réunions régulières du CA qui se tiennent trois fois par an, après les matinées scientifiques thématiques dans notre domaine de l'aide technique aux personnes en situation de Handicap permettent de bien harmoniser l'action du CO. Tous ces efforts laissent leur trace et on voit que progressivement beaucoup de choses ont été bâties. Nous avons aussi la chance de bénéficier de l'appui de l'INJS Paris, appui qui est reconnu à sa juste valeur.

En ce qui concerne le CO pour cette édition, son aspect «décentralisé» est une première et ceci a permis de mobiliser la communauté nationale de manière originale et efficace. Il est vrai qu'à l'heure d'internet et du monde de communication dans lequel nous vivons, les distances sont devenues très relatives.

J'ai le plaisir de remercier mes collègues lyonnais pour les efforts qu'ils ont déployés. Je pense en particulier à l'équipe Silex du Liris-CNRS avec Benoît Encelle, Bruno Mascret, Alain Mille et Karim Sehaba. Le CO a aussi pu bénéficier du travail de Fabien Millioz, Yvan Duroc et aussi de Hung Thai Van. Merci ensuite à Norbert Noury qui incarne l'ouverture vers Defisens et vers le GDR Stic-Santé. Enfin les débuts de discussion avec le domaine des Sciences de l'Education et leur relation avec le handicap ont été effectués avec Denis Poizat et ceci est porteur d'avenir.

Bien sûr, la présence francilienne dans le CO a été une nécessité et Jaime Lopez Krahe, Karine Gros et Etienne Colle n'ont pas été avares de leurs efforts. Aussi, François Cabestaing, depuis Lille, a été un trésorier «hors pair» ; comme quoi la section «Automatique» peut mener à tout... Quant à «Dom» Archambault son rôle auprès d'AAATE, dans Handicap 2014 et dans l'IFRATH a été indispensable pour le CO. De même, mon prédécesseur Jérôme Dupire nous a laissé un héritage intéressant. Enfin, Audrey Bonjour, depuis sa Provence, est intervenue chaque fois qu'elle pouvait le faire.

Et maintenant «place au congrès» ; nul doute que cette édition 2014 sera digne de ses devancières.

Christian Berger-Vachon
Président du Comité d'Organisation
Vice-Président IFRATH

Comités

Comité scientifique

Président :
Guy BOURHIS [CE] (Université de Lorraine, LCOMS)

Membres :
Maryvonne ABRAHAM Telecom-Bretagne [CE]
Farah ARAB Université de Sherbrooke, DOMUS
Dominique ARCHAMBAULT Université de Paris 8, CHArt/THIM [CE]
Sébastien AUPETIT Université de Tours, LI
Nadine BAPTISTE-JESSEL Université de Toulouse II Le Mirail, IRIT CNRS
Christian BERGER-VACHON Université de Lyon 1, CRNL CNRS-INSERM [CE]
Jean Baptiste BERNARD Université Berkeley
Audrey BONJOUR Aix-Marseille Université, IRSIC
Jérôme BOUDY TELECOM & Management SudParis
François CABESTAING Université Lille 1, LAGIS CNRS [CE]
Laurence CHEZE Université de Lyon 1, LBMC, IFSTTAR
Etienne COLLE Université d'Evry-Val d'Essonne, IBISC [CE]
Jacques DUCHENE U. T. de Troyes, Institut Charles Delaunay [CE]
Jérôme DUPIRE CNAM Paris, CEDRIC [CE]
Yvan DUROC Université de Lyon 1, CRNL
Benoit ENCELLE Université de Lyon 1, LIRIS CNRS
Jan ENGELEN Université de Louvain (KU Leuven)
Charles FATTAL C.M.R.N. PROPARA, APPROCHE
Bruno FRACHET Hôpital Rothschild
Pierre GAUCHER Université de Tours, LI [CE]
Karine GROS Université de Paris-Est-Créteil, LIS
Zehira HADDAD Université de Paris 8, CHArt/THIM
Christophe JOUFFRAIS IRIT-UMR CNRS & Université de Toulouse
Françoise LEBORGNE-UGUEN Université de Bretagne Occidentale, LABERS
Christophe LEROUX CEA-LIST
Jacqueline LEYBAERT Université Libre de Bruxelles
Jaime LOPEZ KRAHE Université de Paris 8, CHArt/THIM [CE]
Annick MARTIN CNSA
Vincent MEYER Université de Nice Sophia Antipolis, I3M
Alain MILLE Université de Lyon 1, LIRIS CNRS
Fabien MILLIOZ Université de Lyon 1, LIRIS CNRS
Eric MONACELLI Université de Versailles St Quentin, LISV
Nicolas MONMARCHE Université de Tours, LI
Norbert NOURY Université de Lyon 1, INL CNRS [CE]
Laurence PAIRE-FICOUT IFSTTAR
Antonio PINTI Université de Valenciennes [CE]
Edwige PISSALOUX UPMC
Denis POIZAT Université de Lyon 2, ISPEF
Alain PRUSKI Université de Lorraine, LCOMS [CE]
Philippe PUDLO Université de Valenciennes, LAMIH CNRS
Minna PUUSTINEN INSHEA

Vincent RIALLE SFTAG / CHU Grenoble
Anne-Sophie RIGAUD Hôpital Broca
Jack SAGOT INSHEA, Université de Paris 8, CHArt/THIM
Anne Catherine SCHERLEN Essilor [CE]
Karim SEHABA Université de Lyon 2, LIRIS CNRS
Mohamed SLIMANE Université de Tours, LI [CE]
Hung THAI VAN Université de Lyon 1, CRNL CNRS-INSERM
Guillaume THOMANN Grenoble INP, G-SCOP [CE]
Gérard UZAN Université de Paris 8, CHArt/THIM [CE]

Comité d'organisation

Président :
Christian BERGER-VACHON [CE] (Université Lyon 1)

Vice-Président :
Benoît ENCELLE (Université Lyon1)

Membres :
Dominique ARCHAMBAULT [CE] (Université Paris 8)
Audrey BONJOUR (Université d'Aix-Marseille)
François CABESTAING [CE] (Université Lille 1)
Etienne COLLE [CE] (Université d'Evry)
Jérôme DUPIRE [CE] (CNAM)
Yvan DUROC (Université Lyon1)
Karine GROS (Université Paris-Est-Créteil)
Jaime LOPEZ KRAHE [CE] (Université Paris 8)
Bruno MASCRET (Université Lyon1)
Alain MILLE (Université Lyon1)
Fabien MILLIOZ (Université Lyon1)
Yann MORERE (Université de Lorraine)
Norbert NOURY (Université Lyon1)
Karim SEHABA (Université Lyon2)
Hung THAI VAN (Université Lyon1)

[CE] : Comité éditorial

Table des matières

Le mot du président **3**

Préface du Comité Scientifique **5**

Préface du Comité d'Organisation **7**

Comités **9**

Table des matières **11**

Session 1 : Technologies pour le maintien à domicile **15**

Localisation ensembliste dans le cadre du maintien à domicile de personnes fragilisées,
E. Colle, S. Galerne 16

ARMEN : Assistant Robotique pour le Maintien en Environnement Naturel,
M. W. B. Ghezala, L. Devillers, C. Fattal, I. Laffont, O. Lebec, C. Leroux, V. Leynaert, Y. Mezouar . . . 23

La RFID au service de l'autonomie et du handicap,
Y. Duroc, S. Tedjini 30

Session 2 : Technologies d'assistance aux personnes déficientes visuelles **37**

Implants rétiniens : les apports des micro et nano technologies.,
M. Cottance, J. Degardin, C. Hébert, F. Matonti, T. Mora, G. Lissorgues, L. Rousseau, O. Marre, P. Bergonzo, S. Picaud 38

Une nouvelle police de caractères adaptée aux recherches sur la malvoyance,
J.B. Bernard, C. Aguilar, E. Castet 45

Techniques d'interactions sur dispositifs mobiles pour l'aide à l'orientation chez les non-voyants,
J. Ducasse, M. J.M. Macé, B. Oriola, C. Jouffrais 50

Session 3 : Fauteuils roulants électriques **57**

Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique,
S. B. Ferrer, A. Kokosy, J.M. Capron, M. Pepper, M. Henderson, S. Kelly, M. Gillham 58

FreeMove : un fauteuil roulant automatisé de nouvelle génération,
K. Brahim, A. Chemori, C. Desvaux de Marigny 65

Simulateur de conduite en fauteuil électrique : application à des personnes atteintes de sclérose en plaques,
Y. Morère, C. Fritsch, S. Remy, B. Maertens de Noordhout, G. Bourhis 72

Session 4 : Accessibilité **79**

La plateforme technique "Le Bâtim'Handicap",
F. Jamin, C. Campagne 80

Wegoto : une application Smartphone pour évaluer l'accessibilité de la voirie et des espaces publics aux personnes à mobilité réduite - Etude de preuve de concept,
Q. Mourcou, A. Fleury, C. Franco, N. Vuillerme 87

Simulation de conduite en fauteuil roulant avec une plateforme robotique dynamique,
F. Goncalves, L. Trénoras, E. Monacelli, A. Schmid 94

Session 5 : Physiologie et technologies d'assistance **101**

Quantification de l'activité mentale à partir d'une webcam en utilisant les amplitudes du flux sanguin et la variabilité de la fréquence cardiaque,
F. Bousefsaf, C. Maaoui, A. Pruski . . . 102

Validation objective d'un modèle d'anxiété par le traitement du signal de pression sanguine volumique,
W. Handouzi, C. Maaoui, A. Pruski, A. Moussaoui . . . 109

BCI exploitant les SSVEP : étude de la stabilité du classifieur dans le temps et des effets de l'apprentissage humain sur les performances de classification.,
A. Duprès, F. Cabestaing, J. Rouillard . . . 115

Sphincter urinaire artificiel intelligent : Préserver organes et qualité de vie du patient,
S. Hached, A. Garon, M. Sawan, O. Loutochin, J. Corcos . . . 124

Session 6 : Inclusion scolaire et sociale **131**

Le numérique à l'école pour les enfants en situation de handicap, quand la méthode expérimentale rencontre le monde social,
C. Popescu, J. Guillot, P. Vlad , M. Muratet . . . 132

Vers une transformation automatique des images pédagogiques en cartes tactiles,
Y. Chen, Z. Haddad, J. Lopez-Krahe . . . 139

Serious game pour le décodage des situations sociales chez les adolescents Asperger,
K. Sehaba, A. Serna . . . 146

Session 7 : Conception et usage des technologies d'assistance **153**

Conception des technologies pour l'assistance des personnes en situation de handicap : représentations des aidants et aidés vis-à-vis de l'usage des technologies,
E. Niyonsaba, P. Sajous, D. Reguer, N. Ragot, D. Leclercq-Delapierre, F. Bouzbouz, R. Khemmar, J.Y. Ertaud . . . 154

La préconisation des technologies d'assistance : De la solution palliative à l'action participative,
S. Leclercq, A. Thevenon . . . 160

Quel dispositif d'assistance aux courses concevoir pour les futures personnes âgées ?,
C. Ormea, A. Giboin, D. Daney, J.P. Merlet, P. Rives . . . 167

EDiTH2 : une plateforme de développement pour la génération de démonstrateurs pour des recherches sur les AAC,
P. Pino, E. Naves, G. Bourhis, B. Martin, I. Pecci . . . 174

Session 8 : Technologies d'assistance à la perception **181**

Utilisation de pauses dans les vidéos audio-décrites,
B.Encelle, M. Ollagnier-Beldame, Y. Prié . . . 182

Influence de l'encrassement du microphone sur les performances de l'implant cochléaire. Etude préliminaire en simulation des codages CIS et n of m,
K. Perreaut, S. Gallego, C. Berger-Vachon, F. Millioz . . . 188

Évaluation d'un prototype d'interface multimodale d'assistance en mathématiques,
S. Fajardo-Flores, D. Archambault . . . 194

Session Posters **201**

De la caractérisation des spécificités motrices vers la conception d'interfaces personnalisables,
J. Veytizou, G. Thomann, F. Villeneuve . . . 202

Outil d'aide pédagogique adapté aux enfants en situation de multihandicap,
A. Roche, V. Lespinet-Najib, J.M. André, V. Demanes, I. Fermigier . . . 209

Les personnes aveugles précoces ont des capacités de mémoire de travail supérieures aux personnes voyantes,
C. Pigeon, C. Marin-Lamellet . . . 216

Compensation du handicap lié à la presbyacousie : comment optimiser la prise en charge du patient âgé malentendant ?,
S. Leusie, X. Perrot, D. Aubel, L. Vergnon . . . 223

Le projet CIRDO d'assistance aux personnes âgées isolées à domicile,
M. Vacher, S. Bouakaz, M.E. Bobillier Chaumon, F. Portet, F. Aman, S. Rossato, E. Guillou . . . 229

MorseTouch : Méthode de saisie non visuelle pour les téléphones tactiles,
S. Heni, D. Archambault, G. Uzan, M. S. Bouhlel . . . 236

Modèle 3D Quasi-Statique de la Propulsion en Fauteuil Roulant,
I. Hilal, P. Pudlo . . . 244

Reconnaissance d'activités humaines dans un contexte de maison intelligente pour le maintien à domicile des personnes âgées,
F. Vandewiele, C. Motamed, A. Pinti . . . 251
Influence d'une interface de type poignée fixe pour l'aide au passage assis-debout et debous-assis : Etude comparative préliminaire,
A. Saadé, P. Pudlo, M. Lempereur, O. Rémy-Néris . . . 257
Solutions techno-pédagogiques pour l'enseignement de la musique en braille,
N. Jessel . . . 264
Diagnostic accessibilité en environnement virtuel : potentiels et limites,
F. Bazzaro, J.C. Sagot . . . 269
Utilisation des Interfaces Cerveau Ordinateur par des patients schizophrènes présentant des hallucinations verbales auditives.,
C. Piau, M.H. Bekaert . . . 276
Electro-Dermal Activity analysis for a presbyacousic population in different urban traffic configurations ,
F. Hussein, R. Ghozi, H. Bahri . . . 281
Allzheimer : une application Android pour accompagner les patients atteints d'Alzheimer,
S. Jebali, A. Lassoued, O. Fettis , Z. Haddad . . . 286
Reconnaissance d'activités humaines par un robot humanoïde à partir de séquences vidéo,
M. A. El Yacoubi, H. He, F. Roualdes , M. Selmi, B. Dorizzi . . . 292
Influence de l'expertise des enseignants d'EPS sur le taux d'engagement moteur des élèves en situation de handicap,
M.Tant, A. Pinti, E. Watelain . . . 299

Session spéciale DEFISENS **305**
Les technologies d'assistance pour la qualité de vie et l'autonomie des déficients visuels (tavis) : Structuration d'une recherche collaborative sur projets,
C. Jouffrais, C. Griet, B. Oriola, P. Truillet, M. Raynal, A. Serpa, M. J. M. Macé . . . 306
COSTaM : vers la Conception d'Outils pour une Stimulation Tactile Maîtrisée,
M.A. Bueno, M. Crest, G. Monteil,, Y. Berthier, B. Lemaire-Semail, F. Massi, A. Vinter, J.M. Aimonetti, L. Carpentier, P.H. Cornuault, F. Giraud, B. Camillieri, E. Ribot-Ciscar, A. Witt, E. Gentaz, S. Mith . 312
Exploration of phantom limb mobility in arm amputees,
J. De Graaf, C. Nicol, N. Jarrassé, L. Peultier, A. Touillet, J. Paysant . . . 319
Le Test Européen de Capacités Olfactives (ETOC) : sensibilité à la pathologie, à l'âge, à la culture et au sexe,
P. Joussain, C. Rouby, M. Bessy, M. Bensafi . . . 326
Sur la conception d'un gaze-tracker bas coût : aide à l'interaction de déficients moteurs ,
E. Pissaloux, A. Carbone, F. Martinez, D. Mazeika . . . 330
Adaptation de la pondération cutanée plantaire dans les changements de modes de référentiation spatiale lors du mouvement chez des personnes présentant des facteurs de vulnérabilité,
L. Mouchnino, A. Fontan, J. Blouin, L. Borel, B. Isableu . . . 336
Study of fibrosis induced by an implanted medical device,
N. Lewis, S. Renaud, I. Lagroye, E. McAdams, P. Bogonez-Franco, N. Noury, F. Soulier, S. Bernard, C. Lethias, C. Lahuec, M. Arzel, R. Agniel, S. Kellouche, M. Boissiere, F. Carreiras, E. Pauthe, M. Bonneau, C. Kang, S. Binczak, A. Pinna, B. Granado, P. Garda, M. Nadi, M. Terosiet, A. Goguin, A. Histace, O. Romain . . . 342

Conférences invitées **349**
Repérage et suivi de la fragilité physique des personnes âgées,
J. Duchêne . . . 350
Accessibility for People with Cognitive Disabilities - Better Inclusion into R&D,
K. Miesenberger . . . 353

Index des auteurs **357**

Crédits **361**

Session 1 : Technologies pour le maintien à domicile

Localisation ensembliste dans le cadre du maintien à domicile de personnes fragilisées,

E. Colle, S. Galerne

Localisation ensembliste dans le cadre du maintien à domicile de personnes fragilisées

Etienne Colle
Laboratoire IBISC: Equipe IRA²
Université Evry Val d'Essonne
France
Etienne.Colle@ibisc.univ-evry.fr

Simon Galerne
Laboratoire IBISC: Equipe IRA²
Université Evry Val d'Essonne
France
Simon.Galerne@ibisc.univ-evry.fr

***Résumé*— Le robot, comme technologie d'assistance quotidienne à la personne, ne peut être envisagée que si sa disponibilité est compatible avec le service attendu. Dans le cadre de la télévigilance, décrit ici, la durée d'utilisation utile devrait se situer autour de huit heures par vingt-quatre heures. Un des principaux verrous à franchir est donc la fiabilité de l'autonomie du robot. Cet objectif peut être atteint en s'appuyant sur le principe de robotique ambiante, définie comme la coopération entre le robot et l'intelligence ambiante. L'article se focalise sur la localisation du robot et de la personne fragilisée à son domicile ou dans un établissement de type EHPAD. La localisation autonome du robot reste une fonction difficile à fiabiliser sur une longue durée, dans un environnement mal modélisé. La méthode de localisation présentée est basée sur l'analyse par intervalle appliquée à des mesures modélisées par une erreur bornée. Des évaluations avec un robot simulé et réel montrent les intérêts de cette approche.**

Keywords—Robotique ambiante, télévigilance, localisation, analyse par intervalle, erreur bornée.

I. INTRODUCTION

Avec l'allongement de l'espérance de vie [1], la hausse des dépenses de santé et de retraite, la baisse de consommation des plus âgés dans certains secteurs, le vieillissement est souvent décrit comme une menace sur les finances des pays développés comme la France. Toutefois on peut noter qu'avec le vieillissement, le temps passé au domicile augmente entraînant à la hausse les secteurs liés à la consommation et à l'aménagement du domicile : équipements, confort, au détriment d'autres secteurs comme l'automobile ou l'habillement. Le maintien à domicile des personnes fragilisées serait une des voies à développer pour à la fois réduire les frais de santé mais aussi s'adapter au vieillissement de la population qui devient progressivement moins mobile et plus sédentaire.

Cependant les études prospectives montrent que le nombre des aidants bénévoles (parents, proches…) va en diminuant - diminution du nombre d'enfants, eux-mêmes vieillissants-. « L'écueil est de vouloir céder à la facilité en développant des services à faible valeur ajoutée comme c'est le cas d'une partie des services à domicile. Les salariés bénéficiant alors de salaires souvent faibles, peu attrayants, générant un faible pouvoir d'achat pour l'économie du pays ».

Nous orientons l'application de nos recherches vers un mariage raisonné entre l'aide humaine et les technologies partant du constat que la population est maintenant familiarisée avec les produits issus des sciences et technologies de l'information et de la communication. La Silver Economy crée des opportunités de croissance pour les entreprises dans les secteurs de la santé, du maintien à domicile, de l'habitat, de l'équipement de la maison, des produits à fort contenu technologique. Encore faut-il cibler précisément les besoins afin d'éviter de concevoir des produits ,certes innovants, mais qui restent 'dans le placard '.

L'expérience Sérénitis, menée en 2007 par le SAMU92 de l'APHP, a porté sur l'usage d'un service de télévigilance. Le système est composé d'un boîtier, branché au secteur et à une prise téléphonique, sur lequel se trouvent deux boutons : un bouton d'alerte et un bouton de messagerie permettant de délivrer un message. L'abonné porte également, soit un médaillon, soit un bracelet constitué d'un bouton d'alerte et d'un haut-parleur qui lui permettent de communiquer avec la plateforme médicalisée en cas de problème. Lorsqu'il s'agit d'un appel d'urgence, le centre d'appel envoie selon la gravité du problème, directement les secours ou prévient le 'comité de parrainage' (composé de proches de l'abonné).

Les résultats de cette expérience portant sur 23760 appels ont montré que 13% des appels se sont traduits par un déplacement (pompiers ou SAMU), que sur ce pourcentage, 74% avaient une cause médicale dont 69% correspondaient à une chute. 26% des déplacements se sont donc avérés inutiles entraînant une mobilisation des moyens d'intervention et un surcoût injustifiés.

Pour améliorer la levée de doute et réduire le nombre de déplacements inutiles nous avons proposé, dans le projet ANR QuoVADis [2], entre autres technologies, l'utilisation d'un robot mobile équipé de moyens audiovisuels. Ce robot est téléopéré par l'opérateur du centre de télévigilance dans le domicile de la personne, uniquement quand un signal d'alarme a été déclenché. L'expérience menée au Centre SAMU92 de Garches a démontré l'utilité du robot mobile pour collecter les informations permettant la levée de doute, mais pas son utilisabilité dans un cadre opérationnel. En effet, un centre de télévigilance gère quelques milliers d'abonnés. Un opérateur peut avoir plusieurs abonnés à gérer à la fois alors qu'il ne

peut simultanément piloter qu'un seul robot. Rendre utilisable le robot, dans ce contexte, revient à lui donner les capacités de réaliser automatiquement certaines tâches comme rechercher la personne dans son domicile en cas d'alarme. Quand la personne est trouvée, l'opérateur de télévigilance reprend en main la suite de la procédure de prise en charge.

Nous avons récemment introduit la notion de robotique ambiante qui voit le robot comme un composant coopérant avec un environnement communicant. Cette idée s'inscrit dans le cadre plus général de l'intelligence ambiante, c'est-à-dire de dispositifs, appelés objets communicants, interconnectés et intégrés dans les environnements de la vie quotidienne, afin de participer à certaines tâches. L'éventail des usages est infini, prévention des risques (fumée, fuites), téléassistance (contrôle à distance), confort… L'une des qualités recherchées est la transparence, c'est-à-dire que le service à la personne est rendu de façon la plus naturelle possible par des objets communicants invisibles à l'utilisateur. Cet objectif est atteint en croisant trois domaines technologiques : l'introduction d'une «intelligence » dans les objets de la vie courante, la communication sécurisée (notamment des données personnelles) entre des objets hétérogènes et l'interaction intuitive et transparente avec l'utilisateur qui sous-entend la prise en compte du contexte d'usage.

Le point de vue de la robotique ambiante définie par les auteurs au colloque Cenrob 2013 [3], est que le robot bénéficie de la coopération avec les objets communicants, destinés à d'autres services, pour améliorer et compléter ses capacités d'autonomie. On peut ainsi fiabiliser les services rendus par le robot ou en concevoir de plus complexes. Notre équipe suit deux voies de recherche complémentaires. La première s'intéresse à la conception d'une architecture informatique pour la robotique ambiante capable de s'adapter au contexte (hétérogénéité, ubiquité et attentivité[1]) [4]. La deuxième développe des méthodes aptes à réaliser les fonctions nécessaires à l'autonomie du robot par coopération entre certains objets communicants de l'environnement et le robot. Cet article se focalise sur la localisation du robot en utilisant l'analyse par intervalle dans un contexte d'erreurs bornées. Pour revenir au cadre applicatif décrit précédemment, la recherche de la personne par le robot demande de définir le chemin pour aller du robot à la personne et donc la connaissance de leur localisation respective dans le domicile.

L'analyse par intervalle [5] a été jusqu'à maintenant relativement peu utilisée en robotique pour résoudre ce problème de localisation malgré des avantages indéniables. [6] propose que l'erreur de mesure ne soit plus considérée comme une variable aléatoire avec une fonction de densité de probabilité connue mais soit comprise entre deux valeurs inférieures et supérieures. C'est souvent le cas des capteurs utilisés en domotique et plus généralement dans le contexte de l'intelligence ambiante, caractérisés seulement par leur tolérance. Dans ce cas l'approche ensembliste est une approche bien adaptée. Dans le cas contraire et a fortiori si le problème est linéaire et gaussien, cette approche ne se justifie pas car bien résolue par les approches probabilistes.

[6] s'est intéressé à la localisation d'un robot à partir de mesures de capteurs à ultrasons à l'aide de l'analyse par intervalle, en proposant de plus un traitement des valeurs aberrantes dans certaines conditions. [7] utilise l'analyse par intervalle pour la modélisation des mesures imprécises délivrées par deux capteurs omnidirectionnels. Cette approche a été appliquée par [8] pour localiser un véhicule avec des données télémétriques imprécises. [8] s'est focalisé sur la robustesse de la méthode ensembliste en présence de valeurs aberrantes pour la localisation multisensorielle.

Notre méthode basée sur l'analyse d'intervalle à erreurs bornées étend les travaux de [6] à une large variété de capteurs. La seule hypothèse à vérifier est que toutes les erreurs soient limitées entre deux bornes. Le respect de cette hypothèse est difficile à prouver, mais il existe des techniques pour rejeter les valeurs aberrantes [10]. Si cette hypothèse est vérifiée, alors le résultat est garanti. En outre, comme la dimension du vecteur d'état, dans notre cas la position x et y et l'orientation du robot, est égale à trois, le traitement des données avec l'approche ensembliste est relativement simple et rapide. [11] résout le problème de la localisation d'un véhicule terrestre par une méthode ensembliste (BESE). Le problème de localisation est résolu avec une meilleure cohérence qu'une approche bayésienne telle que le filtre à particules. Des évaluations ont montré que le filtre à particules peut localement converger vers une mauvaise solution en présence de biais de mesure. Des expériences similaires avec un filtre de Kalman étendue (EKF) montrent le même phénomène. EKF sous-estime fortement sa matrice de covariance en présence de mesures biaisées répétées.

L'article est organisé comme suit. La section 2 décrit les principes de la méthode de localisation par multiangulation basé sur l'analyse par intervalle à erreurs bornées. La section 3 montre comment le principe peut être étendu aisément pour fusionner des mesures hétérogènes provenant de capteurs variés : goniomètre, télémètres, odomètres, gyromètre, dalle tactile … Une solution est proposée pour synchroniser les mesures, problème récurrent dans les systèmes embarqués. Des résultats de simulation et d'évaluations réelles, décrits dans la section 4, montrent certains apports de l'approche en termes de temps et d'adaptation au contexte.

II. LOCALISATION ENSEMBLISTE PAR MULTIANGULATION

L'objectif de ce travail est la localisation d'un robot mobile à l'aide de toutes les mesures disponibles à un instant donné. Le but n'est pas la construction d'une carte de l'environnement, mais la localisation d'un robot supposé perdu. La précision de localisation ne dépend pas de la méthode mais du contexte : précision des mesures, densité de répartition des capteurs/marqueurs dans l'environnement ainsi que du degré d'urgence de la demande (temps de réponse attendu). L'environnement est modélisé par des marqueurs ou des capteurs placés dans le domicile de la personne. Sont supposées connues les coordonnées des marqueurs vus par les capteurs embarqués sur le robot et les coordonnées des capteurs de l'environnement capables de détecter le robot.

[1] Faculté du système à *sentir* en permanence la présence et la localisation des objets, des appareils et des personnes pour prendre en compte le contexte d'usage.

Tous les capteurs et les marqueurs sont étiquetés par un identificateur spécifique et associés à une pièce du bâtiment. Par exemple, le tag RFID numéro 4 marque la porte de la cuisine. Le processus de localisation est divisé en deux étapes. La première consiste à trouver la pièce dans laquelle le robot se trouve à l'aide de l'identificateur spécifique associé à chaque mesure. La deuxième étape localise le robot à l'intérieur de la salle à l'aide de la méthode décrite ci-après. L'article se rapporte à cette deuxième étape.

A. Inversion ensembliste pour l'estimation de paramètres

Un intervalle [x] est un ensemble de IR qui inclue l'ensemble des intervalles réels

$$[x] = \{x \in IR \mid x^- \leq x \leq x^+, x^- \in IR, x^+ \in IR\} \quad (1)$$

x^- et x^+ sont respectivement les bornes basse et haute de [x]. Les opérations arithmétiques classiques sur les réels peuvent être étendues aux intervalles.

Etant donné f: IR $\rightarrow$IR, tel que f $\in$ {cos, sin, arctan, sqr, sqrt, log, exp, …}, sa fonction d'inclusion [f]([x]) est définie sur l'intervalle [x] comme suit:

$$[x] \rightarrow [f]([x]) = [\{f(x) \mid x \in [x]\}] \quad (2)$$

Si f est seulement composée d'opérateurs et de fonctions continues et si chaque variable apparaît au plus une fois dans l'expression de f, alors la fonction d'inclusion de f est minimale. Les fonctions périodiques telles que les fonctions trigonométriques nécessitent des traitements spécifiques. La fonction d'inclusion est évaluée en divisant f en un ensemble continu de sous-fonctions monotones. Un sous-pavage d'une boite [**x**] est l'union de sous-boites non-vides et non chevauchantes de [**x**]. Une approximation garantie d'un ensemble compact peut être encadrée entre un sous-pavage intérieur $\mathbb{X}^-$ et un sous-pavage extérieur $\mathbb{X}^+$ tels que $\mathbb{X}^- \subset \mathbb{X} \subset \mathbb{X}^+$.

L'inversion ensembliste est la caractérisation de

$$\mathbb{X} = \{\mathbf{x} \in IR^n \mid \mathbf{f}(\mathbf{x}) \in \mathbb{Y}\} = \mathbf{f}^{-1}(\mathbb{Y}) \quad (3)$$

Pour n'importe quel $\mathbb{Y} \subset \mathrm{IR}^n$ et pour n'importe quelle fonction **f** admettant une fonction d'inclusion convergente [**f**], deux sous-pavages $\mathbb{X}^-$ et $\mathbb{X}^+$ peuvent être obtenus avec l'algorithme SIVIA (Set Inverter Via Interval Analysis). Pour vérifier si une boîte [**x**] est à l'intérieur ou à l'extérieur de $\mathbb{X}$, le test d'inclusion est composé de deux tests :

*Si [f] ([**x**])$\subset \mathbb{Y}$ alors [**x**] est solution*
*Si [f] ([**x**])$\cap \mathbb{Y} = \varnothing$ alors [**x**] n'est pas solution*
*Sinon [**x**] est ambigu*

Les boîtes pour lesquelles ces tests ont échoué sont bissectées sauf si elles sont de largeur inférieure à une précision donnée ε. Dans ce cas, les boîtes restent ambiguës et sont ajoutées au sous-pavage ambigu $\Delta\mathbb{X}$. Le sous-pavage extérieur est $\mathbb{X}^+ = \mathbb{X}^- \cup \Delta\mathbb{X}$. Il est supposé inclure l'ensemble solution $\mathbb{X}$. L'algorithme d'inversion ensembliste est divisé en trois étapes :

- Sélectionner la boite initiale [$\mathbf{x}_0$] supposée inclure l'ensemble solution $\mathbb{X}$;
- Déterminer l'état de la boite, solution, pas solution, ambiguë;
- Bissecter la boîte

	Algorithme #1 **SIVIA** ([$\mathbf{x}_0$])
1	if ([***f***] ([$\mathbf{x}_0$]) $\subset$Y), [$\mathbf{x}_0$] is feasible ;
2	else if [***f***] ([$\mathbf{x}_0$]) $\cap$Y = $\varnothing$, [$\mathbf{x}_0$] is unfeasible ;
3	else if (ω [$\mathbf{x}_0$] <ε), [$\mathbf{x}_0$] is ambiguous ;
4	else
5	bisect [$\mathbf{x}_0$], [$\mathbf{x}_1$], [$\mathbf{x}_2$]) ;
6	**SIVIA** ([$\mathbf{x}_1$]);
7	**SIVIA** ([$\mathbf{x}_2$]) ;
8	endif
9	endif
10	endif

L'algorithme récursif se termine quand la largeur de la boite $\omega[\mathbf{x}] < \varepsilon$. Le nombre N de bissection est inférieur à

$$N = \left(\frac{\omega(|x_0|)}{\varepsilon} + 1 \right)^n \quad (4)$$

Avec [$\mathbf{x}_0$] la boite initiale et n la dimension du vecteur [**x**]. Dans le cas d'un robot mobile d'intérieur, la dimension de [**x**] est 3, position x et y et orientation θ, le calcul de la solution peut être temps réel c'est-à-dire inférieur à la seconde.

B. Application à la localisation par multiangulation

La localisation du robot est calculée à partir de plusieurs mesures goniométriques par multiangulation. Les mesures sont fournies par des capteurs angulaires embarqués sur le robot ou /et par des capteurs de l'environnement placés dans le domicile. Les capteurs du robot détectent des marqueurs fixés dans le domicile. Les marqueurs peuvent être des tags RFID ou des balises visuelles telles que des Datamatrix ou des images de référence. Les capteurs de l'environnement sont capables de détecter les marqueurs du robot. Le modèle de mesure des capteurs angulaires est un cône à l'intérieur duquel la présence du robot est garantie. Ce modèle est assez simple et permet d'englober une grande variété de capteurs angulaires tels que les détecteurs de présence, les télémètres, les caméras, les détecteurs RFID...

Une mesure λ_i est définie par un intervalle borné :

$$[\lambda_i] = [\lambda_i - \Delta\lambda_i, \lambda_i + \Delta\lambda_i] \quad (5)$$

Les paramètres à estimer sont les composantes du vecteur d'état :

$$\mathbf{x} = (x_R, y_R, \theta_R)^T \quad (6)$$

qui définit la position et l'orientation du robot par rapport à un repère de référence R_e du domicile. Les coordonnées des marqueurs de l'environnement $M_j = (x_j, y_j)$ et les coordonnées et l'orientation des capteurs de l'environnement $C_j = (x_j, y_j, \theta_j)$ sont supposés connues précisément , c'est-à-dire que par souci de lisibilité les intervalles associés à leurs coordonnées sont réduits à un scalaire. Pour que la méthode tienne compte des

inexactitudes sur les coordonnées, il suffit de remplacer le scalaire par un intervalle.

Dans le cas de la multiangulation, le problème est décrit par deux types d'équation. Si un capteur du robot détecte un marqueur M_i, l'équation de mesure dépend des coordonnées du marqueur M_i $(x_i,y_i,)$ et du vecteur d'état.

$$\lambda_i = tg^{-1}(\frac{y_R - y_i}{x_R - x_i}) - \theta_R \qquad (7)$$

Si le robot est détecté par un capteur de l'environnement C_i, l'équation de mesure dépend des coordonnées et de l'orientation du capteur C_j (x_j,y_j,θ_j), et du vecteur d'état.

$$\lambda_j = tg^{-1}(\frac{y_R - y_j}{x_R - x_j}) - \theta_j \qquad (8)$$

Le vecteur d'état $\mathbf{x} = (x_R, y_R, \theta_R)^T$ est alors estimé à partir des m observations $\boldsymbol{\lambda} = (\lambda_1, \ldots, \lambda_M)$ avec leurs erreurs bornées associées $[\boldsymbol{\lambda}] = ([\lambda_1], \ldots, [\lambda_M])$ et les coordonnées connues des marqueurs et capteurs, $\mathbf{x_i} = (x_i,y_i)$ et $\mathbf{x_j} = (x_j,y_j,\theta_j)$.

Estimer le vecteur d'état consiste à rechercher l'ensemble $\mathbb{X}$ de toutes les valeurs admissibles $\mathbf{x}$ qui sont consistantes avec les équations (7), (8) et (5).

En résumé, les principales caractéristiques du problème sont :

- un nombre variable d'équations non linéaires ;
- deux ou trois paramètres inconnus, x_R, y_R) ou (x_R,y_R,θ_R) ;
- une modélisation de la mesure par erreur bornée ;
- un espace initial de recherche des paramètres inconnus qui peut être grand, par exemple le domicile ;
- une contrainte temps réel (moins d'une seconde).

Le test d'inclusion de l'algorithme #1 prend en compte les m mesures λ_i disponibles. La règle de fusion des n tests d'inclusion est la suivante :

Algorithme # 2	**Règle de fusion de m tests d'inclusion**
1	if (T_1 = = T_2 = = … = = T_n), Fusion_test = T_1 ;
2	else if ((T_1 = = unfeasible) or … or (T_n= = unfeasible), Fusion test = unfeasible ;
3	else Fusion_test = ambiguous ;
4	endif
5	endif

Cette règle se traduit par un ensemble solution vide quand il n'y a pas d'intersection commune entre les m mesures. Le traitement de mesures aberrantes peut se faire en modifiant la règle de fusion [6].

III. EXTENSION DE LA METHODE A DES MESURES HETEROGENES

A. Localisation avec des mesures hétérogènes

L'approche peut s'étendre aisément à des mesures hétérogènes. Le critère d'inclusion est le même que dans l'algorithme #1. Il exige seulement une autre fonction d'inclusion adaptée à la nature de la mesure. La fonction d'inclusion est sélectionnée grâce à l'identificateur associé au capteur. L'identificateur définit le type de mesure. La fusion de plusieurs mesures est effectuée par l'algorithme # 2. Les exemples ci-après portent sur des capteurs qu'on peut trouver dans un habitat domotisé. La figure 1 indique les caractéristiques de trois types de mesure avec les erreurs associées. Un anneau pour une mesure de distance (Fig. 1a), un anneau et un cône pour un capteur qui fournit un angle et une distance (Fig. 1b) et une bande carrée pour une dalle tactile (Fig.1c).

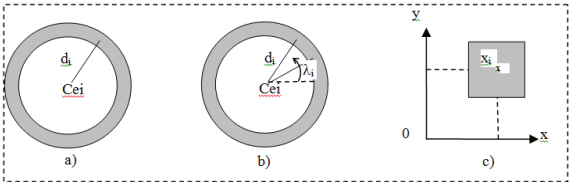


Fig. 1. : Type de mesure: a) Distance, b) Angle et distance, c) Dalle tactile

La table 1 précise pour ces capteurs et d'autres usuels en robotique, les fonctions et les tests d'inclusion associés.

TABLE I. EXEMPLE DE FONCTIONS ET TESTS D'INCLUSION ASSOCIEES A UN ENSEMBLE REPRESENTATIF DE MESURES HETEROGENES

Type de mesure	**Mesure**	**Equation de mesure**	**Test d'inclusion**
Angle (cf II.B)	angle λ_i or λ_j	$\boldsymbol{f}_i(\mathbf{x}) = tg^{-1}(\frac{y_R - y_j}{x_R - x_j}) - \theta_i$ or $\boldsymbol{f}_j(\mathbf{x}) = tg^{-1}(\frac{y_R - y_i}{x_R - x_i}) - \theta_R$	$[\boldsymbol{f}]([\mathbf{x}],[\mathbf{x_i}]) \subset [\lambda_i]$ ou $[\boldsymbol{f}]([\mathbf{x}],[\mathbf{x_j}]) \subset [\lambda_j]$ avec $\mathbf{x_i}$ et $\mathbf{x_j}$ coordonnées des capteurs et des marqueurs
Distance (Fig.1a)	distance d_i	$\boldsymbol{g}(\mathbf{x}) = \sqrt{(x_R - x_j)^2 + (y_R - y_j)^2}$	$[\boldsymbol{g}]([\mathbf{x}],[\mathbf{x_i}]) \subset [d_i]$
Distance et Angle (Fig.1b)	angle λ_i ou λ_j et distance d_i	($\boldsymbol{f}_i(\mathbf{x})$ or $\boldsymbol{f}_j(\mathbf{x})$) and $\boldsymbol{g}(\mathbf{x})$	$[\boldsymbol{f}]([\mathbf{x}],[\mathbf{x_i}]) \subset [\lambda_i]$ ou $[\boldsymbol{f}]([\mathbf{x}],[\mathbf{x_j}]) \subset [\lambda_j]$ et $[\boldsymbol{g}]([\mathbf{x}],[\mathbf{x_i}]) \subset [d_i]$
Odométrie	Δx_i, Δy_i, $\Delta\theta_i$	$x_{Rn}=x_{Rn-1}+\Delta x_n$ $y_{Rn}=y_{Rn-1}+\Delta y_n$ $\theta_{Rn}=\theta_{Rn-1}+\Delta\theta_n$	$[\mathbf{x_n}] \subset [\mathbf{x_{n-1}}]+[\Delta\mathbf{x_n}]$
Dalle tactile (Fig.1c)	Coordonnées du centre : $C_c(x_i, y_i)$	$x_i = x_R$, $y_i = y_R$	$[\mathbf{x}] \subset [\mathbf{x_i}]$
Détecteur de passage de porte	$C_{ei}(x_i, y_i)$ Idem à une dalle	$x_i = x_R$, $y_i = y_R$	$[\mathbf{x}] \subset [\mathbf{x_i}]$
Forme tactile complexe	{ $C_{ei}(x_i, y_i)$} pour i= 1 à n	for i= 1 to n, $x_i = x_R$, $y_i = y_R$ La forme est divisée en un ensemble de dalles tactiles	for i= 1 to n, $[\mathbf{x}] \subset [\mathbf{x_i}]$
GPS	Donne directement les coordonnées du véhicule		

La localisation ensembliste appliquée à des mesures hétérogènes suit le même principe que la localisation ensembliste par multiangulation, décrite dans le chapitre II.B. Cependant une étape supplémentaire est nécessaire à la sélection des fonctions et des tests à associer à chaque mesure. C'est l'identifiant du capteur qui permet à l'algorithme d'établir l'association correcte.

B. Utilisation de l'odométrie

Les mesures odométriques donnent, après application du modèle du véhicule, les variations de son vecteur d'état. On peut imaginer plusieurs utilisations possibles de cette information. La première est celle décrite dans la table 1. Soit Δx_i, Δy_i, $\Delta\theta_I$, les variations du vecteur d'état après calcul odométrique. Les équations de mesure sont $x_{Rn} = x_{Rn-1}+\Delta x_n$, $y_{Rn} = y_{Rn-1}+\Delta y_n$ et $\theta_{Rn} = \theta_{Rn-1}+\Delta\theta_n$ aux temps n et n-1 et le test d'inclusion $[\mathbf{x_n}] \subset [\mathbf{x_{n-1}}] + [\Delta\mathbf{x_n}]$. Ainsi connaissant l'état précédant n-1 et sa variation entre les temps n et n-1, l'état à l'instant n est déduit. Cette solution est proposée par [9], [10] pour estimer dynamiquement la localisation du véhicule. Une deuxième utilisation possible que nous avons développée, est la synchronisation des mesures prises à des temps différents. La synchronisation de données est un problème récurrent dans les systèmes embarqués. Une des applications de la synchronisation est d'augmenter le nombre de mesures disponibles à un instant donné pour que le calcul de la localisation puisse être effectué.

Par exemple, au moins trois mesures angulaires sont nécessaires au calcul de la localisation du robot. Si nous disposons de $[\lambda_{n-2}]$, $[\lambda_{n-1}]$, $[\lambda_n]$ acquises respectivement aux temps t_{n-2}, t_{n-1}, t_n et $[\Delta x_{n-2}]$, $[\Delta x_{n-1}]$, la variation du vecteur d'état donné par l'odométrie entre les instants t_{n-2}, t_{n-1} et t_n respectivement. $[\mathbf{x}]$ peut être calculé au temps t_n en appliquant le test d'inclusion suivant pour $[\lambda_{n-1}]$:

Si [f] ($[\mathbf{x_n}-\Delta x_{n-1}]$)$\subset[\lambda_{n-1}]$ alors $[\mathbf{x_n}]$ est solution
Si [f] ($[\mathbf{x_n}-\Delta x_{n-1}]$)$\cap[\lambda_{n-1}] = \varnothing$ alors $[\mathbf{x_n}]$ n'est pas solution
Sinon $[\mathbf{x_n}]$ est ambigu

IV. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

Les évaluations montrent la capacité de la méthode à traiter un ensemble variable de mesures hétérogènes ainsi que la compatibilité du temps de calcul avec les besoins de la robotique mobile.

A. Résultats de simulation

La figure 2 illustre la capacité de la méthode à fusionner des mesures hétérogènes pour la localisation (pavage gris) en

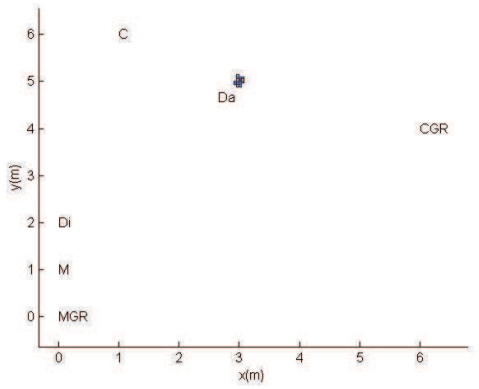


Fig. 2. Localisation 2D du robot utilisant 6 mesures hétérogènes.

x et y du robot. Le type de mesure est défini par l'étiquette placée aux coordonnées des capteurs ou des marqueurs: C et M, angle respectivement mesuré de l'environnement et du robot; Di, distance ; CGR et MGR, distance et angle respectivement mesurés de l'environnement et du robot, enfin Da, dalle. La position vraie du robot est (3,5) m.

B. Résultats d'expériences avec un robot réel

La méthode de localisation basée sur l'analyse par intervalle a été évaluée avec un robot réel dans un environnement intelligent.

1) Protocole expérimental

Les dimensions globales du site expérimental sont de 9,4 m x 6,4 m. La pièce est équipée de détecteurs de présence, caméras vidéo, fixés aux murs et qui mesurent un angle. Le robot est muni d'une caméra vidéo. Les caméras de l'environnement et du robot sont capables de détecter des marqueurs visuels. Les marqueurs sur les murs, sont détectés par la caméra vidéo du robot. Les marqueurs sur le robot sont détectées par les caméras vidéo fixées aux murs. Le tableau 2 indique les principales caractéristiques des capteurs. Les données du tableau 2 sont utilisées par l'algorithme pour lui permettre de déterminer la fonction d'inclusion et les bornes supérieures et inférieures associées à chaque mesure. Par exemple, la mesure d'un capteur de présence placé sur le coin sera :

$$\lambda_j = tg^{-1}\left(\frac{y_R - 0}{x_R - 6.4}\right) - (pi \times 135 \div 180) \quad (9)$$

Et les bornes de l'intervalle associé à la mesure seront :

$$\left[\lambda_j\right] = \left[\lambda_j - \left(\frac{pi \times 45}{180}\right), \lambda_i + \left(\frac{pi \times 45}{180}\right)\right] \quad (10)$$

TABLE II. CARACTERISTIQUES DES CAPTEURS DU SITE

Capteurs	Détecteur de présence	Caméras fixées sur Les mur	Caméra du robot
Précision (°)	±45	±5	±5
Angle d'ouverture(°)	90	± 55/2	± 55/2
Orientation θ_j (°)	135	225	Θ robot
Position (x_j, y_j) (m)	(6.4, 0)	(3, 2.20)	(x robot, y robot)

Le robot est placé à des coordonnées spécifiées (x_R, y_R, θ_R). Les mesures sont recueillies par une passerelle qui gère les échanges entre l'ordinateur et l'environnement intelligent.

2) Résultats de localisation

La Figure 3 montre la localisation du robot estimée par la méthode ensembliste à partir des mesures fournies par deux caméras fixées au mur (C1, C2). Les coordonnées du robot et des capteurs sont exprimées dans le repère lié à la pièce. Le sous-pavage intérieur $\mathbb{X}^-$ est en rouge (ou gris foncé) et le sous-pavage ambigu $\Delta\mathbb{X}$ en bleu/jaune (ou gris clair). La position vraie du robot (3, 3.2) ± 0,2 m est représentée par une ellipse. Une troisième mesure provenant de la caméra du

robot non seulement améliore la précision de la position, mais permet également de calculer l'orientation de robot, $\theta_R = 3*pi/2$ (Fig. 3b). C1 et C2 représentent les deux caméras fixées au mur et M3, le marqueur détecté par la caméra du robot.

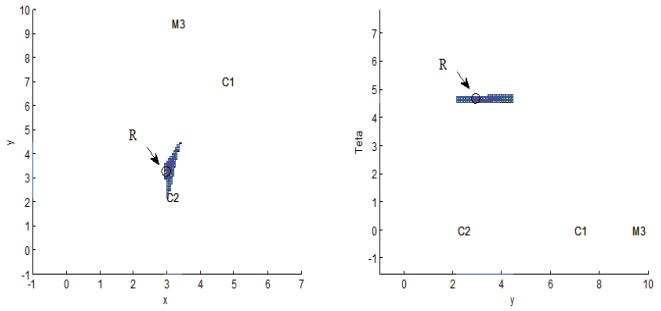


Fig. 3. Localisation 3D du robot avec (x,y) en mètres et θ en radians. a) Projection dans le plan x-y et b) dans le plan y-θ.

Un autre apport de la méthode est l'aptitude à fournir un résultat de localisation à partir d'une seule mesure.

3) Temps de calcul

Afin d'évaluer le temps de calcul moyen de la méthode ensembliste. Nous avons placé le robot en différentes positions de la pièce. Pour conserver des conditions comparables, la localisation du robot est calculée à partir des mesures de trois capteurs goniométriques (Cj), fixés aux murs et placés aux sommets d'un triangle équilatéral. Les dix positions du robot, également réparties, varient de 1 à 6 mètres en x et en y. Pour chaque position du robot, la méthode donne l'ensemble solution des coordonnées x_R, y_R du robot. L'orientation θ_R du robot n'est pas calculée. Le tableau 3 donne la moyenne de temps de calcul pour les dix poses de robot et trois précisions différentes ε de localisation. Dans cette expérience, la précision des mesures angulaires est $\Delta\lambda_i = \pi/72$.

TABLE III. TEMPS MOYEN DE CALCUL

Epsilon/précision(m)	0.1	0.05	0.01
Temps de calcul moyen (s)	0,016	0,027	0,089
Fréquence moyenne (Hz)	61	37	11
Temps de calcul moyen (s) obtenu en simulation	0.019	0.03	0.17

Le temps de calcul est relativement stable quelle que soit la position de robot dans la pièce. Il est compatible, même codé en Matlab, avec les contraintes temps réel des applications robotiques et très proche des résultats obtenus en simulation.

V. CONCLUSION

Le robot, comme technologie d'assistance quotidienne à la personne, ne peut être envisagé que si sa disponibilité est compatible avec le service attendu, 8 heures par 24 heures. Un des principaux verrous à franchir est actuellement la fiabilité du robot. Pour atteindre cet objectif, nous proposons une approche basée sur le principe de robotique ambiante défini comme la coopération entre le robot et l'intelligence ambiante. Nous avons appliqué cette approche à la localisation qui en robotique, reste une fonction difficile à fiabiliser sur une longue durée. La méthode de localisation utilise l'analyse par intervalle appliquée à des mesures modélisées par une erreur bornée. Le problème d'estimation de paramètres est résolu par inversion ensembliste. La méthode est apte à traiter un ensemble de mesures hétérogènes, un nombre variable de mesures, des mesures, issues soit de l'environnement soit du robot. La méthode ne requiert qu'une connaissance statistique sur les mesures, limitée à la tolérance. Le modèle de mesure est un intervalle. De plus, la méthode fournit un résultat de localisation dès qu'une seule mesure est disponible. Les résultats montrent que le temps de calcul dépend peu du nombre de mesures. Il n'est donc pas nécessaire d'élaborer une stratégie de sélection des mesures disponibles. L'ensemble des mesures disponibles à un instant donné peut être traité en respectant la contrainte temps réel. Dans les travaux présentés, les coordonnées des marqueurs et des capteurs de l'environnement sont supposés connus. Cependant la méthode peut facilement tenir compte des inexactitudes sur leurs coordonnées. Les travaux en cours s'intéressent à la réduction des imprécisions du modèle de l'environnement. Ils portent également sur le cas où l'hypothèse d'erreur bornée n'est pas vérifiée.

ACKNOWLEDGMENT

Remerciements aux partenaires du projet ANR QuoVADis [3] et notamment au SAMU92 de l'APHP.

References

[1] www.rhsenior.com/rh_seniors

[2] Quovadis.ibisc.univ-evry.fr/

[3] http://www.cenrob.org/

[4] [Nadia Abchiche-Mimouni, Antonio Andriatrimoson, Etienne Colle, and Simon Galerne, Multidimensional adaptiveness in Multi-Agent Systems. International Journal On Advances in Intelligent Systems, 6(1-2) :(to appear), June 2013.

[5] R.E. Moore, (1979). Method and applications of internal analysis, ed. SIAM, Philadelphia.

[6] M. Kieffer, L. Jaulin, E. Walter,(2000), D. Meizel, Robust autonomous robot localization using interval analysis, Reliable Computing, Vol. 6, No 3, 337-362.

[7] C. Drocourt, (2002). Localization et modélisation de l'environnement d'un robot mobile par coopération de deux capteurs omnidirectionnels, Thèse.

[8] O. Lévêque, L. Jaullin, D. Meizel and E. Walter, (1997).Vehicule localization from inaccurate telemetric data: a set of inversion approach. IFAC Symposium on robot Control SYROCO 97, Vol. 1, Nantes, 179-186.

[9] V. Drevelle and P. Bonnifait, (2010),Robust positioning using relaxed constraint-propagation. IROS 2010, Taipei, Vol. 10, 4843-4848.

[10] L. Jaulin(2009), Robust set-membership state estimation; application to underwater robotics. Automatica, Vol. 45, No 1, 202–206.

[11] A. Lambert, D. Gruyer, B. Vincke, E. Seignez, (2009), Consistent Outdoor Vehicle Localization by Bounded-Error State Estimation, Intelligent Robots and Systems, IROS , 1211-1216.

ARMEN : Assistant Robotique pour le Maintien en Environnement Naturel,

M. W. B. Ghezala, L. Devillers, C. Fattal, I. Laffont, O. Lebec, C. Leroux, V. Leynaert, Y. Mezouar

ARMEN: *Assistant Robotique pour le Maintien en Environnement Naturel*

Mohamed Walid Ben Ghezala[1], Laurence Devillers[4] ,Charles Fattal[2], Isabelle Laffont[3], Olivier Lebec[1], Christophe Leroux[1], Violaine Leynaert[2] ,and Youcef Mezouar[5]
[1]CEA LIST, Bat 660 Rue Noetzelin, Moulon, France, firstname.lastname@cea.fr
[2]Association APPROCHE, Montpellier, France, delegation@approche-asso.com
[3]CHU Montpellier, Montpellier, France, i-laffont@chu-montpellier.fr
[4]LIMSI, B.P. 133, 91403 Orsay CEDEX, France, devil@limsi.fr;
[5]Institut Pascal, 24, avenue des Landais BP 80026 63171 Aubière Cedex, France, fistname.lastname@ifma.fr

Résumé*—Il y a environ 69,2 millions de personnes de plus de 80 ans dans le monde d'aujourd'hui [18]. Ce nombre devrait atteindre 379 millions en 2050. Cette tendance démographique est une incitation pour les décideurs à promouvoir le développement de nouveaux services, comme la robotique, pour aider les personnes âgées dans leur vie quotidienne. Ces services devraient inclure l'amélioration de leur sécurité dans les transports publics ou à domicile, l'amélioration de leur santé et leur bienêtre et la facilitation de l'insertion sociale. L'objectif du projet "ARMEN" (Assistant Robotique pour le Maintien en Environnement Naturel) est de développer un robot d'assistance fournissant des fonctions avancées pour aider à entretenir les personnes âgées ou handicapées à domicile. Le robot d'assistance "Smart Autonomous Majordomo" (SAM) vise à compenser la disponibilité limitée de l'aidant. Nous voulons donner l'occasion aux aidants de restructurer leur calendrier pour se concentrer sur les besoins des personnes en situation de handicap. L'un des principaux efforts d'ARMEN a été de faciliter l'utilisation d'un dispositif très technique par un non- spécialiste. Pour atteindre cet objectif, nous avons développé un ensemble de fonctions pour rendre le robot autonome. Ce robot d'assistance a été testé dans un environnement réel avec des personnes dépendantes.

Mots clés*— robotique d'assistance, protocole d'évaluation, manipulation mobile, personnes âgées et handicapées, IHM intuitive, compréhension de l'empathie de l'émotion, reconnaissance d'objets.

I. INTRODUCTION

De nos jours, les technologies et services pour l'autonomie constituent un secteur économique porteur. L'innovation dans ces technologies est fortement encouragée dans certains pays par la recherche académique, donnant naissance à un tissu industriel de PME très dynamiques qui réinvestissent une part importante de leur chiffre d'affaires en R&D (Recherche et Développement). Les innovations les plus remarquables dans le domaine de l'autonomie des personnes en perte de facultés, du fait d'un accident, d'une maladie ou de l'âge ne sont pas spécialement issues des recherches dédiées à cette cause. En France, les premières expériences de robotique d'assistance aux personnes handicapées datent des années 1975. Les premiers robots étaient issus de la technologie conçue par le CEA qui voulait exploiter son expérience des manipulateurs en milieu hostile[19]. Depuis 1988, le robot MANUS (ou ARM Unit Manus) est le bras manipulateur le plus utilisé dans le monde. Initialement conçu pour des patients myopathes, il est développé en France par l'AFM (Association Française contre les Myopathies), fabriqué et commercialisé par Exact Dynamics au Pays-Bas. En partenariat avec Exact Dynamics, le CEA List (Commissariat à l'Energie Atomique) qui développe une plate-forme robotique d'assistance à la saisie et à la manipulation d'objets pour les personnes handicapées, dans le cadre du projet européen ITEA-ANSO (Autonomic Networks for SOHO users) , et du projet national AVISO[1], a alors imaginé le bras de saisie robotisé. L'étape suivante, dans le cadre du projet européen ANSO, a consisté à créer SAM, un robot capable de se déplacer seul grâce à l'intégration du système Aviso sur une base mobile, pour aller chercher un objet distant (verre, porte, interrupteurs, CD...) [19]. Le projet ARMEN s'inscrit dans la continuité du projet de robot SAM (AVISO / ANSO). L'un des principaux efforts du travail présenté ici a été de faciliter l'utilisation d'un dispositif très technique par un non- spécialiste. Pour atteindre cet objectif, nous avons développé un ensemble de fonctions.

Dans la suite du document, nous présentons un état de l'art sur la robotique d'assistance. Ensuite nous nous concentrons sur la présentation de l'assistant robotique SAM, sa technologie et ses fonctionnalités. Enfin, nous décrivons les évaluations déduites de son expérimentation dans un milieu réel avant de conclure.

II. ETAT DE L'ART

La robotique d'assistance est un domaine de recherche vaste et multidisciplinaire qui ne cesse de croitre depuis le début des années 1970. Dans cet article, nous nous référons aux robots d'assistance mobiles conçus soit pour maintenir un mode de vie indépendant ou pour améliorer la qualité de vie des personnes âgées, handicapées et éventuellement non-handicapés. Les projets de recherche en robotique d'assistance sont très diverses. Ici, nous distinguons les systèmes robotiques par leur capacité à manipuler des objets.

Les objectifs d'ARMEN sont distincts de celles des robots de compagnie (comme PARO [12]), qui se concentrent principalement sur l'interaction émotionnelle Humain-Machine et sur l'utilisation de robots à des fins sociales telles que la stimulation cognitive, et les réseaux sociaux.

Les robots mobiles sans capacités de manipulation offrent des services tels que :

- Sécurité: ils aident à veiller sur l'utilisateur et peuvent donner des appels d'urgence ;
- Coaching: ils rappellent à l'utilisateur de choses à faire, les rendez-vous, les médicaments à prendre, donne des conseils et stimule les activités physiques ;
- Facilitation de l'interaction sociale avec la famille et le personnel de santé.
- Collaboration avec le personnel de soins de santé, y compris l'échange de données.

C'est le cas pour le projet ExCITE basé sur la technologie du robot Giraff. ExCITE se concentre sur l'essai de la technologie dans de vrais environnement (appartement, maison,...) : douze sites d'essais différents situés en Europe assurent une surveillance continue du patient et une rétroaction régulière des utilisateurs afin d'améliorer les services et le robot. Le robot DOMEO [7] offre également ces services. D'autres robots tels que MySpoon [17] ou Bestic [13] permettent aux personnes handicapées de manger sans aide d'autres personnes. Ils ont des objectifs très précis, une fonction unique, et essayent d'être les plus discrets possibles.

Les robots équipés de bras visent à aider les personnes dans leurs tâches quotidiennes. Ils peuvent offrir des services dans différents domaines en raison de leur capacité à manipuler des objets de l'environnement. La capacité d'exécuter des tâches de manipulation complexes est un facteur clé pour l'acceptation de ces machines par les utilisateurs. Parmi les robots capables de mener à bien toutes ces tâches, seuls certains ont été évalués cliniquement. Contrairement aux robots Care-O-Bot 3 [10] et SAM (Smart Autonomous Majordomo) dans le projet ANSO [1] évalué dans plusieurs études, les robots El -E et PR2 sont développés à des fins de recherche uniquement, voir [11] et [3].

Dans les parties suivantes, nous discutons des technologies utilisées dans le projet ARMEN, les évaluations techniques et les évaluations cliniques de SAM au sein de ce projet.

III. CONTEXTE DE TRAVAIL

A. *Le projet ARMEN*

Le projet ARMEN est un projet ANR lancé en février 2010 et a pris fin en juillet 2013. L'objectif de ce projet été de développer un robot d'assistance SAM afin de le doter de fonctions avancées pour aider au maintien des personnes âgées ou handicapées à la maison, compensant ainsi la disponibilité limitée de l'aidant. Afin d'offrir un robot qui répond aux attentes des utilisateurs et des aidants, ARMEN a mis l'accent sur les questions suivantes :

- La fiabilité de la mobilité du robot en 3D dans un environnement intérieur,
- La facilité d'utilisation et l'intuitivité du dialogue entre le robot et l'humain en utilisant 1) l'analyse sémantique des images, 2) un avatar, 3) la compréhension de l'émotion de l'analyse de la parole, 4) une représentation des connaissances, 5) la conception de divers comportements du robot,
- Le développement de plusieurs fonctions automatiques de manipulation mobile pour aider l'utilisateur et les prestataires de soins tels que " trouver un objet perdu ", " ramener l'objet à la personne " ou " manipuler l'objet "
- L'expérimentation de SAM avec des patients sous contrôle médical,
- Le développement d'un prototype avec un potentiel de devenir un produit industriel.

B. *Le robot d'assistance SAM*

SAM (Smart Autonomous Majordomo) est une plateforme robotisée multiservices et de faible encombrement, destinée à recevoir des applications variées dans les domaines des services, de la communication, de l'éducation, de la santé et de la recherche. La compacité du robot, sa capacité de charge jusqu'à 30 kg, ses capteurs dédiés à la navigation, sa maniabilité et sa facilité d'utilisation permettent d'imaginer un grand nombre d'utilisations, y compris par un public large et non initié à la robotique.

La plateforme mobile est surmontée d'un bras Jaco (société Kinova). Le bras Jaco pèse 5,7 kg, il a une portée de 90 cm, il dispose de 6 degrés de liberté et il peut porter jusqu'à 1,5 kg. Il est alimenté en 24 Volts à partir des batteries du robuLAB10. L'extrémité de ce bras est équipée d'une pince possédant trois doigts sur lesquelles deux simples webcams sont posées. Ces dernières permettent d'avoir une vision stéréoscopique.



Fig. 1 : Robot SAM

IV. ARCHITECTURE FONCTIONNELLE DE SAM : LES FONCTIONS DEVELOPPEES

Les principales fonctionnalités de SAM offertes aujourd'hui sont la navigation, la reconnaissance d'objets et la manipulation se matérialisant par la saisie des objets.

L'architecture logicielle de l'assistant robotique SAM repose sur une architecture clients serveurs. Les fonctionnalités sont mises en œuvre sur des serveurs différents et l'IHM (le superviseur) est un client connecté aux différentes fonctionnalités (voir Fig. 2) via des services Web [6].

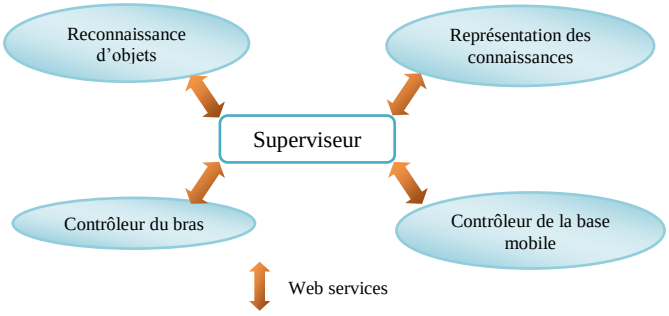


Fig. 2. Interaction entre l'IHM et les serveurs

Cette IHM est le pilote du robot. Les composants logiciels réalisant les fonctionnalités (navigation, manipulation, reconnaissance d'objets, et représentation des connaissances) sont autonomes et plug-and-play sur le superviseur. Ainsi, une fonctionnalité peut être facilement remplacée par une autre qui l'améliore. Ceci se traduit par le remplacement du composant logiciel qui implémente la fonctionnalité, comme par exemple le logiciel de reconnaissance d'objet, par un autre ; ce dernier sera branché automatiquement sur le superviseur. Dans la suite de ce paragraphe, sont présentées les principales fonctionnalités implémentées dans SAM.

Le superviseur

Afin de rendre l'utilisation de SAM facile, nous avons développé une Interface Homme Machine intuitive. Nous avons souligné les développements sur l'intuitivité. Les ergothérapeutes ont pris part à ce processus. L'ergonomie de l'IHM, l'action de chaque bouton ainsi que les pictogrammes qui les accompagnent ont été étudiés.

Le superviseur permet à l'utilisateur de choisir les tâches à réaliser par le robot. Elles consistent en des comportements exécutés et contrôlés à l'aide du moteur de scénarisation «ISEN» développé au CEA [15]. Ce moteur est basé sur la programmation évènementielle pour coordonner les tâches faites par le robot. Cela peut être facilement fait en sélectionnant un scénario dans la liste de boutons dans l'IHM (scénarios d'usage présenté dans la partie 0).

Un nombre très limité de click sont nécessaires pour accomplir une tâche. Cette activité limitée est un facteur important pour l'acceptation du système de la part des personnes en situation de handicap et qui n'ont pas toujours des connaissances en informatique. Pour faciliter l'utilisation de l'IHM, nous avons conçu différents modes d'affichage, donnant accès à différents ensembles de boutons, qui permettent à l'utilisateur d'agir en fonction de la situation (par exemple, la sélection d'un objet dans une scène ou le choix d'un scénario ne peuvent pas être réalisée dans le même mode). Le retour visuel des caméras embarquées est affiché pour permettre à l'utilisateur de localiser le robot dans l'appartement ou les objets dans une scène (voir Fig. 3). Les messages codés en couleur sont affichés lors de l'exécution du scénario pour informer l'utilisateur de l'étape actuelle du scénario pour lui permettre de savoir si jamais un problème est survenu et ce qu'il faut faire. Un agent conversationnel virtuel représenté par un avatar (voir Fig. 3) [5] permet à l'utilisateur d'avoir une interaction empathique avec SAM. L'agent est capable de prendre en compte les réactions émotionnelles de la voix de l'utilisateur et d'agir en conséquence [2]. Il pourrait être utilisé lorsque le robot est hors de vue de la personne dépendante pour lui apporter du réconfort.

Le contrôleur du bras

Nous avons développé des fonctions de contrôle génériques facilitant un changement du bras robotique. Le serveur de bras assure le contrôle bas niveau et le contrôle de l'asservissement visuel. Notre méthode d'asservissement visuel est décrite dans [1]. L'asservissement visuel est utilisé pour récupérer automatiquement les objets et nécessite d'avoir un système de vision stéréoscopique sur la pince du bras. Le serveur de reconnaissance d'objet est d'abord utilisé pour calculer la position de l'objet sélectionné dans le plan. Le système de stéréovision est alors en mesure de calculer les coordonnées 3D de cet objet dans l'espace et de commencer le processus de l'asservissement visuel.

Les utilisateurs peuvent également sélectionner manuellement des objets dans la scène en dessinant un rectangle autour de l'objet sans l'aide du serveur de reconnaissance d'objet. L'étape de saisie automatisée utilise le service de représentation des connaissances pour comprendre la scène et procéder à une stratégie de saisie adaptée à l'objet. Le bras peut également être commandé manuellement à travers l'IHM grâce aux boutons directionnels cliquables. Cela permet la recherche d'objet dans la scène par l'utilisateur. L'universalité et l'interopérabilité du serveur de bras est garantie par sa capacité à travailler en association avec différents services ou par lui-même.

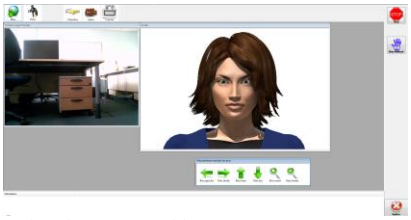


Fig. 3 : L'interface homme machine (IHM)

Le contrôleur de la base mobile

L'un des atouts de notre approche est qu'elle ne nécessite pas de reconstruction tri-dimensionnelle de l'environnement. Elle permet une navigation précise sans carte 3D de l'environnement d'évolution du robot. Par ailleurs, elle peut être utilisée avec une grande variété de caméras (caméras conventionnelles, catadioptriques, fish-eye) sans modification de l'algorithme.

La navigation autonome par vision est un domaine de recherche très actif. La méthode que nous proposons peut être scindée en trois étapes 1) la construction de la mémoire visuelle, 2) la localisation, et 3) la navigation autonome.

Lors de la première étape (création de la mémoire visuelle), réalisée hors ligne, une séquence d'images 2D est acquise au cours d'une navigation supervisée dans les lieux d'intérêts. Afin de réduire la complexité des traitements, seules des vues clés sont stockées et indexées le long de chemin visuel. L'ensemble des chemins visuels peut être interprété comme une mémoire visuelle de l'environnement.

Lors de la seconde étape, le système robotique est localisé dans la mémoire visuelle précédemment construite. Cette localisation est réalisée dans l'espace de perception (et non dans l'espace 3D) ce qui confère à notre méthode des bonnes propriétés de robustesse. Le processus de localisation consiste à trouver l'image de la mémoire visuelle la plus similaire à l'image acquise dans la position courante du robot. Pour accroitre la précision et réduire le coût calculatoire de la localisation, nous utilisons un processus hiérarchique combinant des descripteurs globaux et locaux d'image.

Lors de la dernière étape, la mission de navigation du robot mobile est défini comme une concaténation de sous-ensembles

de trajets visuels, appelée chemin visuel, reliant les images acquises dans les configurations courante et souhaitée. La tâche de navigation consiste alors à exécuter de manière autonome le chemin visuel. A cette fin, une loi de commande référencée vision adaptée à la cinématique non-holonome de la plateforme robotique est exploitée. Cette loi de commande guide la plateforme robotique le long du chemin visuel de référence sans planification de trajectoires préalable.

La représentation des connaissances

La représentation des connaissances est essentielle à une gestion efficace des actions du robot et d'un bon dialogue entre l'utilisateur et la machine. Elle est la clé de l'introduction de l'intelligence dans les systèmes robotiques. La solution que nous avons choisie repose sur le concept de l'ontologie. Les ontologies permettent de représenter les connaissances d'une manière formelle. Ils permettent l'interopérabilité entre les différents domaines d'expertise. Ils fournissent un accès commun à l'information et une compréhension commune des concepts.

Certaines ontologies représentent les connaissances sur la robotique de manipulation mobiles, tels que KnowRob [14] et ORO [16]. La spécificité de notre approche est que l'ontologie est conçue pour faciliter l'enrichissement en ligne par un non-spécialiste. Notre ontologie contient des connaissances liées à la robotique de manipulation mobile telle que les connaissances sur les objets et les connaissances sur les profils utilisateur et les capacités du robot.

Les objets de l'ontologie sont réunis en catégories (par exemple " coca " appartient à la notion " canette "). Deux concepts ont été attribués à chaque objet afin d'informer de sa géométrie et de son emplacement. Le concept « objet» est composé de deux concepts : « objet matériel » et «objet immatériel ». Chaque objet matériel est lié à une stratégie de préhension. Le concept " robot " contient une connaissance structurée sur les robots, tandis que le concept de «utilisateur» est utilisé pour décrire les profils et les capacités de l'utilisateur. Le format de fichier de l'ontologie est OWL. Nous avons utilisé Xpath (XML Path Language) pour les requêtes de fichiers OWL. L'ontologie a été conçue en utilisant "Protégé"[1]. Deux interfaces sont développées pour faciliter l'ajout de nouveaux utilisateurs et de nouveaux objets.

La reconnaissance d'objets

Cette fonctionnalité repose sur un logiciel qui associe des informations sémantiques aux objets dans l'environnement. Il est l'un des éléments clé pour permettre au robot d'agir automatiquement lorsque des objets sont identifiés. Cette fonctionnalité s'appuie sur le logiciel PIRIA (Programme pour l'Indexation et la Recherche d'Images par Affinité) développé au CEA LIST. Il s'agit d'un moteur de recherche basé sur le contenu-Image. Cela signifie que le contenu de l'image (couleur, texture, formes, etc.) sont analysées pour trouver des images similaires à l'image requête. Plusieurs descripteurs de couleur, de texture ou de forme caractéristiques existent pour créer plusieurs signatures. Pour le projet ARMEN, nous utilisons une version modifiée de la caractéristique SURF (Speeded Up Robust Features) [8]. Ce choix est motivé par la vitesse de l'analyse, ce qui permet l'utilisation interactive du logiciel. Dans la Fig. 4, nous montrons des exemples de la base de données d'images utilisés par PIRIA pour la reconnaissance d'objets.



Fig. 4 : Exemples d'image de la base de donnée images.

V. LES EVALUATIONS

L'objectif principal de l'étude a été d'étudier l'utilisabilité et la pertinence d'un dispositif prototype robotisé appelé SAM auprès d'une population tétraplégique à grand niveau de dépendance.

Les objectifs secondaires ont été d'étudier l'acceptabilité d'un tel dispositif auprès d'utilisateurs potentiels et de leurs aidants.

A. *Les scénarios d'évaluation*

L'évaluation de l'utilisabilité du robot SAM s'est appuyée sur 3 scénarios de saisie d'objets par le robot SAM.

Scénario 1 : **Saisir un objet visible, situé dans la même pièce que l'opérateur.**

Aller saisir une cannette de soda dans la même pièce à un endroit prédéterminé, et la déposer sur une table placée devant le participant. Dans ce cas, l'objet est dans un espace péricorporel.

Scénario 2 : **Saisir un objet visible dans une autre pièce que l'opérateur.**

Prendre un objet à terre (télécommande de TV) située dans autre pièce mais visible par l'opérateur et le porter jusqu'à hauteur d'une table (hauteur de 90 cm) et l'y déposer. Dans ce cas, l'objet est dans un espace extracorporel lointain qu'il faut rapprocher du participant.

Scénario 3 : **Saisir un objet non visible de l'opérateur, dans une autre pièce.**

Aller trouver un livre dans une autre pièce, non visible par l'opérateur et en position inconnue.

B. *Les évaluations techniques*

En prévision des évaluations cliniques, une campagne d'évaluations techniques nous a permis d'estimer les capacités des différents services que SAM offre. Ces évaluations techniques se sont déroulées au mois d'avril 2013 au Centre de Rééducation Fonctionnelle Jacques Calvé à Berck sur Mer.

Au cours de cette campagne d'évaluation technique, chaque service a été évalué séparément [2][19][9]. Le contrôleur de la base mobile a été évalué par l'acquisition d'images en niveaux de gris, à raison de 15 images par seconde. Une phase d'apprentissage a été réalisée hors ligne. Une caméra panoramique a été embarquée sur le robot. Le chemin visuel contient 95 images clés (640x480 pixels) et le chemin d'accès est d'environ 27 mètres. Un chemin visuel a été calculé compte tenu d'une image cible. Une image clé de la voie est atteinte lorsque l'" erreur d'image " est inférieure à un seuil fixé. Le

[1] http://protege.stanford.edu/

robot a suivi avec succès un chemin visuel à une vitesse de translation de 140 mm / s [9]. Les évaluations techniques de PIRIA, le logiciel de reconnaissance d'objets, ont montré que nous pouvons calculer la distance entre chaque objet et la caméra avec une précision au millimètre dans sur une plage d'un mètre. L'interprétation interactive des objets est rendu possible par le court temps de traitement (moins d'une seconde de plus d'une centaine d'images dans la base de données). En effet, PIRIA est transféré à SenSEEtive une société qui tire parti des améliorations apportées dans le projet ARMEN sur la localisation de l'objet et sur l'estimation de la distance caméra - objet. Le système de représentation des connaissances offre la possibilité d'utiliser des comportements appropriés pour chaque objet que SAM peut rencontrer. On peut voir comment cela fonctionne dans la vidéo. Les évaluations techniques de toutes les technologies ainsi intégrées dans l'assistant robotique SAM ont été effectuées dans un environnement similaire à celui prévu pour les évaluations cliniques. SAM a dû suivre trois scénarios différents décrits dans la partie suivante. Les amateurs de technologies parmi le personnel médical et les patients nous ont aidés lors de ces évaluations. 8 étapes sont suivies pour faire le premier scenario. (1) Nous demandons d'abord à SAM de récupérer une canette de soda. (2) SAM se déplace jusqu'à l'emplacement désigné (par exemple, la cuisine). L'utilisateur est en mesure de regarder où SAM se trouve à chaque instant grâce à la caméra panoramique. (3) Une fois que SAM arrive à l'emplacement souhaité, le bras se met en mouvement et le retour visuel de la caméra située au sommet de la pince est affiché pour permettre à l'utilisateur de sélectionner un objet dans la scène. (4) L'utilisateur doit cliquer une fois pour lancer le service de reconnaissance d'objet et une fois de plus pour sélectionner l'objet désiré. (5) l'asservissement visuel est lancé pour se rapprocher de l'objet. L'ontologie est ensuite consultée pour définir une stratégie de prise appropriée. (6) L'objet sélectionné est pris par la pince du robot puis le bras se replie vers une position sûre et (7) SAM retourne vers l'utilisateur. (8) SAM met l'objet sur la table à un endroit accessible pour l'utilisateur. SAM a réussi à atteindre les trois scénarios sans aucune erreur dans des environnements différents. Par conséquent, l'étape suivante a été d'évaluer SAM dans un environnement clinique réel avec l'utilisateur final.

C. Les évaluations cliniques

Il s'agit d'une étude bi centrique, prospective et contrôlée, réalisée dans le cadre du projet ARMEN (ANR TecSan) et sous l'égide de l'association APPROCHE (Association pour la promotion des nouvelles technologies au service des personnes en situation de handicap). Les participants inclus dans l'étude ont été recrutés au sein de 2 établissements de Médecine Physique et de Réadaptation situés à Berck sur Mer (62) et à Cerbère (66). Ce sont des personnes adultes (> 18 ans et < 90 ans), présentant une tétraplégie fonctionnelle engendrant une importante incapacité de préhension (maladies neuromusculaires, blessés médullaires, LIS, SLA), conservant la capacité à rester assis au minimum 2 heures en fauteuil roulant et à manier une interface de pointage et de validation pour ordinateur (l'interface Homme Machine utilisée n'ayant pas de fonction de défilement). Ont été exclus de l'étude les sujets présentant des troubles sensoriels visuels ou auditifs invalidants, des troubles des fonctions supérieures notables et pouvant entraver les capacités d'apprentissage et d'attention, une pathologie psychiatrique instable ou une pathologie aiguë intercurrente. Le nombre de cette population (population cible) est 17 personnes. Une population témoin de personnes valides a été associée. Les critères de non inclusion sont les mêmes que pour la population cible. Le nombre de cette population est de 20 personnes.

Les sujets ont bénéficié d'une information orale et écrite et ont donné leur accord par consentement écrit.

L'étude a eu l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) en date du 09/04/2013.

Les évaluations ont été faites selon le protocole d'évaluation décrit dans le livrable du projet ARMEN « protocole d'évaluation ». Dans ce protocole, il est noté que les évaluations se déroulent sous forme de 2 à 3 séances par participant, selon le degré de fatigue et de disponibilité :

- Visite V0 : note d'information, critères d'inclusion et signature du consentement
- Visite V1 : scénario d'apprentissage
- Visite V2 : 3 scénarios d'évaluation de l'utilisabilité, échelle de Likert et questionnaire.

L'évaluation de l'utilisabilité du robot s'est appuyée sur les 3 scénarios décrits dans V.A. Chacun des scénarios a été reproduit à 3 reprises. La configuration des espaces utilisés a été identique pour les 2 centres et les distances séparant opérateurs et objets ont été standardisées. Les réponses au questionnaire de satisfaction par la population cible ont été très positives. En fait, 10 personnes ont trouvé que le mode de pilotage de SAM ainsi que la facilité de son utilisation sont très satisfaisantes et 7 personnes l'ont trouvé satisfaisante. 16 personnes ont considéré que l'utilisation du système est peu ou pas du tout fatigante. Le degré de confiance du robot est élevé : 70,27% des personnes (76,47% de la population cible et 65% de la population de contrôle) qui ont utilisé le robot affirment qu'ils ont confiance voir totalement confiance en SAM. On a constaté aussi que SAM est vu comme une machine à utiliser au quotidien par les personnes en situation de handicap. L'utilité de SAM est ainsi confirmée. Durant ces évaluations, nous avons noté des pistes d'améliorations de l'interface graphique et des technologies utilisées.

VI. CONCLUSION ET DISCUSSION

Les évaluations faites au cours du projet ARMEN l'ont montré : SAM est un robot d'assistance à la portée de toute personne en situation de handicap, même si elle a peu ou pas d'affinités avec les nouvelles technologies. SAM s'installe et se prend en main en quelques heures ; un temps assez comparable à la prise en main d'un équipement électronique classique. Cette simplicité d'utilisation provient de l'approche choisie dans ARMEN. Cette approche repose sur la conception de fonctions qui permettent de prendre en charge des tâches complexes de façon automatique. Le dialogue entre l'humain et la machine repose sur des concepts sémantiques, certes en nombre limité, mais non sur du jargon technique. Le

projet a montré que les technologies de dialogue intuitif avec la machine incluant la prise en compte des émotions en reconnaissance et en génération étaient nécessaires et seraient appréciées des sujets. La mise en œuvre et l'utilisation du robot est facilitée car elles ne nécessitent pas de définir de modèle géométrique de l'environnement ou des objets à saisir.
ARMEN était un projet de recherche appliqué. Les résultats montrent l'intérêt pour la population des personnes en situation de handicap. Il reste maintenant à appliquer ces technologies dans des environnements de vie pour répondre à des besoins de la vie quotidienne comme la prise de nourriture, l'aide à l'habillage, les loisirs. Degré de réalisation des objectifs initiaux : Les objectifs initiaux du projet ARMEN ont été atteints. Il s'agissait de concevoir un robot d'assistance à la personne simple d'utilisation et facile à installer. Ces objectifs ont pu être obtenus grâce aux développements de fonctions permettant une interaction de niveau sémantique avec l'opérateur et grâce à l'utilisation de fonctionnalités permettant de rendre le robot autonome. Le projet a eu un retard dû au dysfonctionnement du bras manipulateur Manus. Le remplacement de ce bras par le Jaco de Kinova s'est révélé très avantageux lors des évaluations avec les participants grâce à la meilleure précision de celui-ci. Impact scientifique, verrous à franchir, perspectives : L'approche choisie ne nécessite pas de modèle géométrique. Le robot d'assistance SAM se distingue en cela des robots d'assistance existants. Les expérimentations cliniques ont montré la pertinence de la démarche. Le temps d'installation et de prise en main de la machine par des non spécialistes est du même ordre que pour un équipement électronique plus classique. Le robot devient à la portée de tout un chacun. Plusieurs améliorations sont envisageables : l'évitement des obstacles pendant les déplacements du bras, la commande coordonnée du bras et du mobile pour la prise d'objets, l'utilisation d'apprentissage pour enrichir les comportements du robot et étendre ses capacités à partir de son expérience. Les évaluations cliniques ont montré la maturité de la technologie de manipulation d'objets.
Le dialogue entre l'humain et la machine repose sur des concepts sémantiques et non sur du jargon technique. La difficulté de la mise en œuvre d'un système de dialogue spontané se joue à de nombreux niveaux : détection du langage verbal et non verbal, nombre de concepts sémantiques connus par la machine, stratégie d'expressivité de l'agent, gestion du dialogue.
ARMEN a fait l'objet de plus de vingt publications ou communications scientifiques et plusieurs publications sont envisagées pour décrire les évaluations cliniques et présenter une vision globale du projet. Impact économique et sociétal : Plusieurs pistes sont à l'étude pour valoriser tout ou partie des résultats du projet soit auprès d'intégrateurs ou de fabricants de robots comme kinova, robosoft soit auprès d'industriels spécialisés dans une des technologies maitrisée dans armen. Au cea list, le principal succès dans ce domaine concerne les transferts de licence effectués dans la société SenSEEtive.

VII. REFERENCES

[1] G. Chalubertet al. "Sam: a robotic butler for handicapped people", RO-MAN'08, 2008.
[2] C. Chastagnol, et al. Designing an emotion detection system for a socially-intelligent human-robot interaction. In Towards a Natural Interaction with Robots, Knowbots and Smartphones, Putting Spoken Dialog Systems into Practice. Springer, 2013..
[3] H. Kaijen, L. Adam, Ciocarlie, Matei. and D. Gossow. "Mobile manipulation through an assistive home robot", IROS, 2012.
[4] D. Drean et al. "Evaluation in domestics setting of the reliability and acceptability of the usage of an assistive robot". Annals of Physical and rehabilitation medicine, to appear in July 2013, 2013.
[5] J.-C Martin, C. Jacquemin, M. Courgeon. "Marc: a multimodal affective and reactive character", AFFINE, 2008.
[6] H. Smit et al. "Service-oriented device communications using the devices profile for web services". Technical report, Schneider Electric, Odonata, Schneider Electric, 2006.
[7] G. Fazekas, T. Pilissy, A. Toth, P. Rumeau, V. Dupourqué & al. "Field test of a home-care robot for elderly assistance : first experiences". 9th Congress of the Mediterrenean Rehabilitation Forum, October 2012.
[8] T. Tuytelaarsb, L.V. Gool, H. Baya, A. Essa. "Speeded-up robust features (surf)". Computer Vision and Image Understanding, Volume 110:Pages 346–359, 2008.
[9] P. Martinet J. Courbon, Y. Mezouar. "Evaluation of the unified model on the sphere for fisheye cameras in robotic applications". Advanced Robotics, 12, 2012.
[10] T. Jacobs and B. Graf. "Practical evaluation of service robots for support and routine : Tasks in an elderly care facility". ARSO, 2012.
[11] A. Jain and C. Kemp. "El-E: An assistive mobile manipulator that autonomously fetches objects from flat surfaces". Autonomous Robots, 2010.
[12] Y. Kouzuki et al. "Field test of manual for robot therapy using seal robot". BioRob, pages 234–240, 2012.
[13] E. Lundqvist. "Robotdalen going for growth!" In the Seminar on Directions and Funding of Robotics Research, 2008.
[14] M.Tenorth and M. Beetz. "Knowrob - knowledge processing for autonomous personal robots". 2009.
[15] P. Hède et al. "Generating and executing scenarios for a mobile robot". unpublished
[16] L. Mösenlechner R. Alami S. Lemaignan, R. Ros and M. Beetz:. "Oro, a knowledge management platform for cognitive architectures in robotics". IROS, page 3548–3553, 2010.
[17] B. Wang et al."Real-time control strategy for emg-drive meal assistance robot – my spoon". ICCAS, 2008.
[18] H. Zlotnik. "World population ageing 2009". United Nations Department of Economic and Social Affairs/Population Division, December 2009.
[19] O. Lebec, et al.. High level functions for the intuitive use of an assistive robot. International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR, 2013.
[20]C. Panassier, Trajectoire-Reflex, Fev 2011, http://www.millenaire3.com/uploads/tx_ressm3/Robotique_assistance_01.pdf

La RFID au service de l'autonomie et du handicap,

Y. Duroc, S. Tedjini

La RFID au service de l'autonomie et du handicap

Yvan Duroc
Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon
Inserm U1028 – CNRS UMR 5292 – UCBL
Bron, France
yvan.duroc@univ-lyon1.fr

Smail Tedjini
Laboratoire de Conception et d'Intégration des Systèmes
LCIS – Grenoble INP
Valence, France

***Abstract*—La technologie RFID (Radio Frequency IDentification) est une technologie principalement connue pour ses applications les plus courantes comme le contrôle d'accès ou la logistique. Toutefois la RFID présente à la fois de nombreuses variantes techniques et surtout de très nombreuses autres applications dans des domaines variés. Cette communication s'intéresse aux usages actuels de la RFID qui apportent de nouvelles solutions dans les domaines de l'autonomie et du handicap. Après avoir résumé les propriétés principales des standards RFID, de nombreux exemples illustrent les applications de la RFID comme technologie offrant des solutions diverses pour l'aide, le suivi et la surveillance des personnes âgées et/ou souffrant d'un handicap.**

Keywords—communication sans fil; identification; localisation; navigation ; réseaux de capteurs; RFID

I. INTRODUCTION

Soixante ans après la publication de son principe de fonctionnement [1], l'identification par radiofréquence dite technologie RFID (Radio Frequency Identification), s'impose toujours parmi le « top ten » des technologies. Cet engouement croissant est avant tout lié à son caractère passif et sans fil ainsi qu'au coût modeste des tags qui procurent des avantages pratiques déterminants. Depuis son arrivée comme application grand public avec le système antivol EAS (Electronic Article Surveillance) dans les années 1960, la RFID n'a cessé de se développer à la fois en termes de performance et d'applications [2]. Elle est aujourd'hui présente au quotidien dans les tickets de transports, les systèmes de paiement, les passeports électroniques, les clés de voiture, les contrôles d'accès, la logistique et le transport, etc. [3], [4]. Mais ses propriétés impulsent toujours de nouvelles évolutions aussi bien applicatives que conceptuelles vers d'autres domaines comme les réseaux de capteurs, l'internet des objets, l'intelligence ambiante distribuée [5], [6] et également les secteurs de la santé et de l'assistance aux personnes.

L'objectif de cette communication est de présenter à travers de nombreux exemples plusieurs applications actuelles qui s'appuient sur la RFID pour offrir de nouveaux services dans les domaines de l'autonomie et du handicap. La section II présente succinctement les principes fondamentaux et les différents standards de la RFID. La section III s'intéresse aux solutions offertes par la RFID pour faciliter la mobilité et les déplacements notamment des personnes souffrant de handicaps de la vision. La section IV montre comment la RFID en tant que technologie d'identification intervient dans les domaines du suivi et de l'assistance des personnes, que ce soit à domicile ou en établissement de soin, et comment elle est aussi utilisée dans des systèmes dédiés à la stimulation, l'apprentissage ou encore les jeux sérieux. Enfin des éléments de conclusion et de perspectives sont donnés en section V.

II. LA TECHNOLOGIE RFID

La technologie RFID permet le stockage de données dans des circuits particulièrement portables appelés tags. La communication entre un tag RFID et un lecteur est réalisée par ondes radiofréquences. Les données peuvent être ainsi lues et écrites sans contact, et cela même en condition NLOS (Non-line-of-sight) ou d'obstructions. Un système RFID type est illustré figure 1.

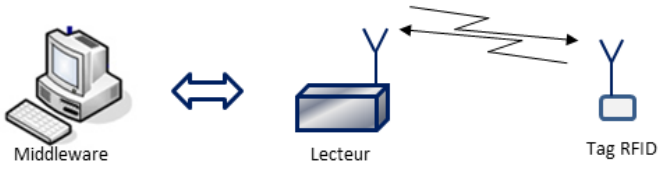


Fig. 1. Architecture d'un système RFID classique

Il est composé de trois composantes principales :

- Un tag RFID (ou transpondeur), qui contient un code d'identification et parfois d'autres informations, est attaché définitivement ou temporairement à un objet ou à une personne.
- Un lecteur (ou interrogateur) qui envoie un signal d'interrogation au tag RFID afin de l'identifier. Sa configuration et sa complexité dépendent de l'application et peuvent varier beaucoup d'une application à l'autre. Toutefois sa fonction principale est toujours de permettre et de gérer la communication avec les tags à travers un protocole spécifique.
- Le middleware est le système qui commande les tâches du lecteur ; il convertit les informations retournées par le tag et s'assure de l'intégrité des données reçues dans le contexte de l'application. Il présente souvent des traitements de données supplémentaires et des connections au réseau Internet pour une connectivité plus globale.

Dans une application RFID, des tags sont collés, reliés, attachés, embarqués dans des objets ou des personnes afin de les identifier et de les suivre. Pour le suivi des chaînes

d'approvisionnement, les tags sont utilisés simplement comme des codes à barre (UPC, Universal Product Code) mais offrent des possibilités supérieures telles que communication sans visibilité directe, écriture, lectures simultanées, longévité et sécurité ; cela cependant au détriment d'un coût un peu plus élevé qu'un simple code barre. Couplés avec des capteurs, les tags RFID permettent de contrôler des objets qui sont sensibles à l'environnement (par exemple, la nourriture ou les médicaments [7]). Cette orientation de tag-capteur est en pleine voie d'expansion car elle offre de très nombreuses nouvelles applications avec possibilité de multiples types de détection (présence, gaz, température, moisissure, déformation, vibration, …) et de couplage avec les technologies de réseaux de capteurs sans fil.

Bien que la RFID soit toujours en développement et évolue encore, plusieurs techniques et standards existent. La table I résume les propriétés des technologies RFID conventionnelles. Pour chacune sont présentés la gamme de fréquences utilisée, la distance de lecture, le type de couplage, les standards et le marché traditionnel visé. Considérant les applications les plus courantes, les fréquences exploitées par la RFID sont principalement en HF (Hautes Fréquence) à 13,56 MHz (fréquence universelle) et en UHF (Ultra Hautes Fréquences) autour de 900 MHz et dépendant des réglementations locales.

TABLE I. RESUME DES PROPRIETES DES TECHNIQUES RFID

	Gamme de fréquences	Distance de lecture	Type de couplage	Standards existants	Applications
LF	125 kHz	~0.1 m	Magnétique	11784/85, 14223	Carte à puce, billetterie, accès, marquage des animaux, blanchisserie
HF	13.56 MHz	~1 m	Magnétique	18000-3.1, 15693, 14443A, B, C	Gestion des articles, chaîne d'approvisionnement, antivol
UHF	900 MHz	~2-7 m	Electroma-gnétique	EPC C0, C1, C1G2, 18000-6	Identifiant de véhicules, accès, sécurité, chaîne d'approvionnement
Micro -ondes	2.4 GHz	~10 m	Electroma-gnétique	18000-4	Identifiant de véhicules, péage, accès, sécurité, chaîne d'approvionnement

Selon le procédé d'alimentation des tags une classification alternative mais complémentaire existe : tags actifs, passifs ou semi-passifs. Les tags actifs comportent une batterie pour les alimenter. Au contraire, les tags passifs n'embarquent aucune source d'énergie interne. Ils exploitent l'énergie de l'onde émise par le lecteur durant la communication : ils convertissent une partie de la puissance RF reçue pour alimenter la puce et utilisent le principe de rétro-modulation pour retourner les informations. Ce sont les tags les plus communément utilisés car bien que présentant des distances de lecture plus faibles que les tags actifs, ils sont de plus petites dimensions, moins coûteux et ne nécessitent aucune maintenance. Les tags semi-passifs communiquent par rétro-modulation mais sont équipés d'une batterie pour alimenter le circuit interne. Plus récemment, une nouvelle solution RFID utilisant des tags purement passifs, sans puce, a été proposée. Cette approche dite « chipless » reste en voie de développement car elle nécessite de nouveaux types de lecteurs et n'a pas encore fait l'objet de standardisation.

La technologie RFID présente de nombreuses caractéristiques fonctionnelles et matérielles qui la rendent très pertinente et de plus en plus incontournable dans de nombreuses applications. Ainsi son caractère sans fil et la modeste taille des tags la rendent facilement implantable notamment dans des environnements contraints. De plus, le caractère passif des tags permet d'avoir d'une part, une durée de vie quasi-illimitée, et d'autre part, une forte maîtrise des ressources énergétiques tout en réduisant l'occupation spectrale et la pollution électromagnétique. La RFID est déjà ou deviendra une passerelle entre le monde et sa réalité quotidienne, et le monde numérique. En effet les tags permettent, notamment lorsqu'ils sont dotés de capteurs, de collecter de nombreuses informations spatio-temporelles, et par suite, de développer des applications très sophistiquées et à très forte valeur ajoutée.

Avant de présenter des exemples plus spécifiques et plus emblématiques, il est possible de citer deux cas où la RFID a été quasi-directement employée au bénéfice de personnes handicapées. Le premier exemple est directement issu des applications classiques que vise la RFID. A l'occasion des « 12h de Pont de Vaux », course d'endurance de renommée mondiale, l'association Handi-Sport Racing (qui vise à promouvoir l'intégration des pilotes handicapés dans les sports mécaniques) et ses partenaires avaient répertorié à l'aide de tags RFID toutes les pièces mécaniques, accessoires et outillages de façon à permettre une meilleure gestion et un gain de temps sur le terrain comme en déplacement. Un autre exemple est le système mis en place en Nouvelle Zélande par la société CPT (Car Parking Technologies) qui vise à aider les gestionnaires de parking à vérifier le stationnement abusif sur les emplacements réservés aux personnes handicapées. Le principe est alors de placer dans les permis des automobilistes handicapés des tags RFID et de disposer des capteurs de présence sur les places de parking qui leur sont dédiées.

Les sections qui suivent vont présenter des systèmes dédiés à l'autonomie et/ou au handicap dans lesquels la technologie RFID joue un rôle central.

III. SOLUTIONS RFID POUR LA MOBILITE DES PERSONNES A DEFICIENCE VISUELLE

La perception limitée de l'environnement en raison d'un handicap visuel diminue la mobilité personnelle et peut conduire à des situations potentiellement dangereuses. Les statistiques de l'organisation mondiale de la santé (World Health Organisation, WHO) montrent qu'en 2012, 285 millions de personnes souffraient d'un handicap visuel dont 30 millions étaient non voyantes. Environ 90% de ces personnes vivent dans les pays développés où les produits de haute technologie et les systèmes intelligents embarqués sont omniprésents.

Avec pour objectif d'offrir aux personnes souffrant de déficience visuelle la possibilité de se déplacer avec plus d'autonomie et de sécurité, plusieurs systèmes d'aide basés sur la RFID ont été développés ces dernières années [7]-[11].

L'un des premiers systèmes d'assistance est le système Sesamonet qui a été conçu, breveté et développé en 2006 par le JCR (Joint Research Center) de la Commission Européenne [8]. Comme l'illustre la figure 2 la canne de la personne, où est

inclus un lecteur, interroge les tags placés au sol en permanence ; ces tags sont identifiés par leur identifiant propre et leur position est connue ; la canne transmet alors en temps réel via Bluetooth les informations recueillies à un calculateur numérique embarqué (smartphone ou PDA) qui traite les données et renvoie par voie sonore à la personne sa position. Parmi les différents standards, c'est la RFID à 134,2 kHz qui a été retenue. En effet, la portée de lecture relativement courte et la faible sensibilité à l'environnement (qui fait l'objet d'une présence de métal, de tissus ou d'eau) de ce standard par rapport aux techniques à fréquences plus élevée conduit naturellement à plus de sûreté et de sécurité et justifie ce choix.

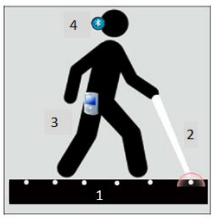


Fig. 2. Composantes du système Sesamonet [8] : 1) trajet constitué de tags passifs LF ; 2) canne blanche électronique ; 3) smartphone ou pda ; 4) écouteurs bluetooth ou filaires.

Le système Sesamonet peut être installé à l'intérieur de bâtiments ou à l'extérieur. Il permet également d'interagir avec l'environnement : par exemple, détecter si à un passage pour piétons le feu est vert, ou interroger des portails publics pour connaître des horaires de transports en commun. La partie la plus critique, la canne blanche, a fait l'objet de plusieurs évolutions notamment pour améliorer son ergonomie et la précision de lecture des tags ainsi qu'en vue de son industrialisation au niveau de ses composantes électroniques et sa compatibilité avec différents smartphones. Les plus récents développements visent à remplacer le « lecteur-canne » par des solutions où le lecteur serait embarqué dans du tissu : pour les personnes non-voyantes accompagnés d'un chien, le lecteur serait alors intégré au harnais ; pour les personnes malvoyantes n'utilisant pas de canne, le lecteur pourrait être embarqué dans une bande placée autour de la cheville de la personne.

L'approche présentée dans ce système pour aider à l'orientation et à la navigation, basée sur l'usage de la RFID, a fait l'objet d'un certain consensus et plusieurs systèmes semblables ont été proposés partout dans le monde. La table II résume ces différentes propositions. Des systèmes embarqués sur la personne et munis de détecteurs d'obstacles basés sur les ultra-sons ont été aussi développés récemment [13] mais l'usage de balises RFID passives reste peu contesté. Des approches exploitant la localisation par Wifi ou réseau Zigbee ont aussi été toutefois proposées mais elles ne présentent pas une précision suffisante pour concurrencer véritablement la RFID. Des approches mixtes où des technologies seraient couplées à la RFID sont aussi à l'étude car ils pourraient offrir de bons compromis permettant de s'adapter à diverses situations et divers environnements.

Dans le domaine des transports en commun et donc lié à la mobilité des personnes, plusieurs solutions à base de RFID ont aussi été proposées. Un système d'identification, d'appel et de communication entre les autobus et les personnes non-voyantes munis d'un clavier en Braille est proposé dans [14]. Il faut noter que cette approche a aussi été développée dans le contexte de personnes se déplaçant en fauteuil. Un nouveau système d'ascenseur pour fauteuil roulant équipant les autobus est décrit dans [15]. Le système de détection et d'identification s'appuie sur la RFID à 13,56 MHz.

TABLE II. COMPARAISON DES SYSTEMES DE NAVIGATION ET D'ORIENTATION DEDIES AUX PERSONNES A DEFICIENCE VISUELLE

Caractéristiques du système	Type de tag	Fréquences	Distribution des tags	Localisation du lecteur	Communication lecteur → système	Stockage des données	Transmission des données
Université Technologique de Bangkok, Thaïlande [8]	Passif	134,2 kHz	Sur le trajet	Canne blanche comme antenne	RS232	Tags RFID et serveur distant	GPRS
Université de Rome, Italie [7]	Passif	134,2 kHz	Sur le trajet	Canne blanche comme antenne	Bluetooth	Dispositif mobile	Bluetooth
Université de Florida, Etats-Unis [9]	Passif	13,56 MHz	A des points d'intérêt	Canne blanche et chaussure	Bluetooth	Tags RFID	Bluetooth
Université de Sciences et Technologies de Chine [10]	Passif	13,56 MHz	A des points d'intérêt	Canne blanche	Bluetooth	Serveur distant	GPRS, Bluetooth
Université Vila Real, Portugal [11]	Passif	125 kHz	Sur le trajet et à des points d'intérêt	Canne blanche	Bluetooth	Dispositif mobile	Bluetooth

IV. RFID COMME TECHNOLOGIE D'IDENTIFICATION DANS LES SYSTEMES LIES A L'AUTONOMIE ET AU HANDICAP

Plus généralement dans les domaines du suivi, de l'assistance et de l'autonomie des personnes souffrant de handicaps et/ou âgées, de nombreuses approches visant des applications variées exploitent la RFID. Toutefois il faut noter que dans beaucoup d'applications, la RFID est seulement (mais efficacement) exploitée comme technologie d'identification. Plusieurs exemples résumés dans la table III peuvent être cités.

Depuis quelques années, le gouvernement de Taïwan soutient un important projet autour de l'usage de la RFID et des technologies d'information dans les écoles, les campus et plus généralement les organisations publiques afin d'améliorer la sécurité et le soin aux personnes. Ce projet fait notamment suite à l'apparition récente de maladies graves, dont le

syndrome respiratoire aigu sévère (SARS, severe acute respiratory syndrome) et le virus de la grippe H1N1 notamment dans les pays d'Asie. Les premières expériences ont été conduites à partir de 2009 avec la mise en place d'un système de surveillance de la température, symptôme précoce de ces maladies ; en particulier, il s'agissait de surveiller les élèves handicapés scolarisés présentant généralement une plus faible immunité à ces maladies ou n'étant pas capables d'alerter eux-mêmes les enseignants [16]. La RFID à 13,56 MHz était alors utilisée comme identifiant avec des tags passifs intégrés aux vêtements des élèves sous différentes formes. Dans une approche semblable, l'Institut Technologique de Télécommunication du Portugal a développé une architecture de différents capteurs intelligents, dédiée à la surveillance de l'état de santé et de l'activité motrice d'utilisateurs de fauteuil roulant. Ici encore, des puces RFID étaient utilisées pour identifier les fauteuils [17].

Des chercheurs de l'Université de Murcia ont proposé une architecture type internet des objets (IoT, Internet of Things) adaptée aux milieux médicaux et visant à obtenir une connectivité entre le patient et son environnement [18]. L'objectif est d'améliorer la qualité de vie des patients tout en rendant les processus cliniques plus efficaces. L'architecture proposée s'appuie sur les technologies 6LoWPAN (IPv6 Low power Wireless Personal Area Networks), RFID/NFC (Near Field Communication) et les travaux visent à les adapter aux spécificités des environnements médicaux respectivement en termes de mobilité et de sécurité.

Par ailleurs, la problématique de la médication devient de plus en plus présente. En effet, dans les pays développés, l'espérance de vie augmente et la population vieillit. Des projections basées sur des statistiques ont montré qu'en 2010 environ 18% des européens avaient plus de 65 ans, et ce nombre devrait atteindre 25% en 2030 [19]. Ces personnes qui préfèrent généralement vivre chez elle le plus longtemps possible doivent prendre entre 4 à 6 médicaments chaque jour. Cependant des études ont montré qu'environ 10% ne pouvaient pas lire les notices de ces médicaments et que 66% n'étaient pas capable d'accomplir les tâches requises pour la prise de médicament incluant la lecture de la notice mais aussi sa compréhension ou même l'ouverture d'une boîte. La vision, la mémoire, la compréhension, l'usage des mains et la mobilité sont donc des facteurs clés pour la prise de médicaments. De plus, les personnes tiennent généralement à pouvoir prendre eux-mêmes leur traitement sans aide de personnes extérieures. Les premières solutions proposées comme les distributeurs de médicaments ne règlent pas le problème de vision, et les notices en Braille restent difficiles à lire lorsque les personnes vieillissent. Pour pallier ce problème une solution basée sur des tags NFC couplés à un lecteur type PDA a été proposée [20]. Ce système à coût très raisonnable offre des fonctionnalités de base telles que l'identification et le dosage personnel des médicaments. Les premiers tests auprès des personnes ont reçu un très bon accueil car la solution est efficace et relativement simple à utiliser.

D'autres systèmes aux fonctionnalités proches du précédent ont aussi été proposés. Une solution visant toujours l'aide à la prise de médicaments mais aussi au maintien de liens sociaux pour les personnes âgées a été proposée [21]. Ce système intègre deux modules : un premier module de gestion de la médication intègre une balance de précision et un lecteur RFID ; un second module de communication permet d'accéder via Internet à des programmes de messagerie instantanée et de chat vidéo. Un dispositif complémentaire a été aussi développé pour permettre aux personnes non voyantes de trouver les médicaments rangés par exemple dans une armoire chez eux. Le système exploite dans ce cas la RFID pour localiser l'objet et alors donner des indications à la personne sur son positionnement à l'aide de signaux sonores [22]. Dans ce cas, la méthode RSSI (Received Strength Signal Indicator) est utilisée pour évaluer les distances et il faut le noter la RFID est utilisée autrement que pour identifier.

Plus succinctement afin de souligner véritablement l'étendue des possibilités et des applications de la technologie RFID, des exemples complémentaires sont présentés ci-dessous.

[23] propose un système automatique de guidage et de paiement pour faciliter la possibilité de faire du shopping aux personnes déficientes visuelles. Un lecteur RFID mobile sera embarqué sur le chariot et permettra de lire les tags liés aux objets, et donc d'avoir accès aux informations des objets. Le chariot embarquera aussi un système de détection des obstacles constitué de capteurs ultrasons.

[24] suggère d'utiliser la RFID dans les bibliothèques ou les librairies. L'idée du principe est que la puce RFID, une fois interrogée, énonce en synthèse vocale les informations qui caractérisent le livre : auteur, titre, éditeur, nombre de pages, résumé. Un système reposant sur ce même principe, le Milestone, est déjà mis en place à la médiathèque José Cabanis à Toulouse (France) et permet également d'accéder aux informations comme le compositeur ou les titres des chansons pour les CD ou les acteurs et les réalisateurs pour les DVD. Les premiers retours d'expérience ont montré que si la médiation humaine reste essentielle, ce dispositif est apprécié, notamment par les personnes les plus habitués aux aides techniques et permet notamment un « butinage » qui n'était jusqu'à présent pas une pratique courante des déficients visuels.

[25] propose un système exploitant un couplage de technologies de pointe comme les réseaux de capteurs, les bases de données, la réalité virtuelle et la RFID pour proposer des solutions contre le dysfonctionnement de l'intégration sensorielle chez les jeunes enfants. Ce système offre notamment des prestations de services automatiques et personnalisés ce qui permet de décharger les enseignants tout en permettant un suivi des progrès réalisés par chaque individu et la possibilité de recueillir des données statistiques en vue d'améliorer les méthodes pédagogiques proposées. Dans ce contexte, la RFID est utilisée pour identifier et traiter les données utiles afin de régler les modalités de formation.

[26] développe une solution d'apprentissage dédiée aux apprenants actifs et apprenants handicapés des pays en voie de développement basée sur l'idée de U-learning (Ubiquitous learning) intégrant E-learning, informatique et RFID. La RFID apparaît dans différentes couches du dispositif mis en place comme moyen d'identification des utilisateurs et également des capteurs.

[27] présente la conception de nouveaux jeux sérieux thérapeutiques dans un environnement d'assistance qui intègre des objets intelligents tels que, par exemple, un fauteuil roulant équipé de capteurs permettant de se repérer ou bien de mesurer des paramètres physiologiques vitaux. Dans l'application visée, il s'agit de traiter notamment des troubles de langage et de compréhension (alexie et aphasie). Plusieurs technologies, dont la RFID, sont utilisées pour permettre l'interaction et rendre sensible à l'environnement ; et la RFID sert également d'identifiant.

Comme le montre ces différents exemples, il faut souligner que dans la majorité des cas présentés le système d'identification par RFID est couplé à d'autres technologies d'information ou/et de communication.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Les nombreux exemples cités attestent de l'omniprésence de la RFID dans le quotidien des personnes souffrant de handicaps. Ainsi la RFID intègre de plus en plus les futurs espaces intelligents, où les produits domestiques sont taggués, reconnaissables via une synthèse vocale, où la domotique devient omniprésente, et où cet ensemble de nouveaux services s'adresse finalement non seulement aux personnes handicapées et personnes âgées mais à tout le monde [28], [29].

Comme évoqué, la très grande majorité des applications citées exploitent la technologie RFID dans ses gammes de fréquences d'origine, c'est-à-dire principalement en LF ou en HF. Cependant, d'importants progrès sont notamment attendus dans le domaine de la RFID UHF qui présente des avantages non négligeables comme ceux déjà cités que sont les dimensions des tags, la distance de lecture, et le débit, mais aussi des protocoles d'anticollision pour la lecture des tags [30], des capacités à offrir de nouvelles fonctionnalités comme la localisation [31], [32] et la transformation des tags en capteurs [33]. Il est fort à parier qu'avec le développement de nouveaux champs d'applications exploitant la RFID UHF, les domaines de l'autonomie et du handicap verront également naître de nouvelles applications. En particulier, les tags RFID couplés à des capteurs (ou intégrant des fonctions internes de capture d'information) peuvent agir comme des points d'entrée-sortie d'une infrastructure de capture de données hétérogènes dont l'agrégation permet des applications très évoluées ; le tout avec une maîtrise de la consommation énergétique (les tags sont passifs) et une faible empreinte au niveau hardware (les tags communiquent sans fil) [34]. Si des évolutions de la RFID UHF sont attendues très prochainement, telles que les applications champ proche champ lointain [35] ou l'exploitation des non-linéarités [36], de nouvelles orientations pourraient venir de la RFID « Chipless » [37] ou encore de la montée en fréquence vers le domaine des ondes millimétriques (MMID, MilliMeterwave Identification) [38]. La technologie RFID, déjà très implantée, évolue toujours et réserve très certainement encore des capacités conceptuelles et applicatives sans équivalent aujourd'hui. De nouveaux champs d'applications dans les domaines du handicap et de l'autonomie sont à prévoir et l'usage de la RFID comme « simple » technique d'identification ou de localisation par réseaux de balises sera largement dépassée dans un avenir très proche.

TABLE III. SYNTHESE DES APPLICATIONS DE LA RFID COMME TECHNOLOGIE D'IDENTIFICATION DANS LES SYSTEMES LIES A L'AUTONOMIE ET AU HANDICAP

Applications et contexte	Usage de la RFID	Type de RFID	Couplage à d'autres technologies d'information et/ou de communication	Réf.
Surveillance de la température des élèves handicapés scolarisés à Taïwan	Identification des personnes	HF	Application Web dédiée	[16]
Surveillance de l'état de santé et de l'activité motrice d'utilisateurs de fauteuils roulants	Identification des fauteuils	LF	Réseaux de capteurs intelligents (standard IEEE 1451.4) + Transfert de données (standard IEEE 802.15.4)	[17]
Connectivité entre patient et son environnement	Identification des objets et des personnes	NFC	Technologie 6loWPAN Architecture type IoT	[18]
Médication à domicile	Identification (et localisation) des médicaments	NFC	Lecteur PDA	[20] - [22]
Système automatique de guidage et de paiement pour le shopping	Identification des objets	LF	Zigbee	[23]
Assistance vocale dans les bibliothèques, médiathèques, librairies	Identification du livre ou du CD	LF	Transmission sans fil à 433 kHz	[24]
Solution contre le dysfonctionnement de l'intégration sensorielle chez les jeunes enfants	Identification des personnes	LF	Réseaux de capteurs, bases de données, réalité virtuelle	[25]
U-learning et E-learning	Identification des objets et des personnes	LF	Bluetooth, Wifi	[26]
Jeux sérieux thérapeutiques dans les troubles du langage	Identification des objets et des personnes	LF	Capteurs physiologiques Wifi, Bluetooth, Tablette PC	[27]

REFERENCES

[1] H. Stockman, "Communication by means of reflected power," Proc. IRE, pp. 1196–1204, October 1948.

[2] http://www.documbase.com/Shrouds-of-Time-The-History-of-RFID.pdf

[3] Weinstein R., "RFID: a technical overview and its applications to the enterprise", IEEE Computer Society, pp. 27-33, May/June 2005.

[4] Roy S., Jandhyala V., Smith J.R, Wetherall D.J., Otis B.P., Chakraborty R., Buettner M., Yeager D.J., Ko Y.C., Sample A.P., "RFID: From supply chains to sensors nets", Proc. IEEE, vol. 98, no. 9, pp. 1583-1592, September 2010.

[5] National Intelligence Council, "Disruptive technologies global trends 2025. Six technologies with potential impacts on US interests out to 2025", 2008.

[6] Y. Duroc, D. Kaddour, "RFID potential impacts and future evolution for green projects," Energy Procedia Journal published by Elsevier/Science Direct, Vol. 18, pp. 91-98, June 2012.

[7] S.D. Nguyen, T.T. Pham, E. Fribourg Blanc, N. Nguyen Le, C.M. Dang, S. Tedjni, "Approach for quality detection of food by RFID-based wireless sensor tag," Electronics Letters, vol. 49, no. 25, pp. 1588-1589, December 2013.

[8] L. Faggion, G. Azzalin, "Low-frequency RFID based mobility network for blind people," International Conference on RFID Technologies and Applications, September 2011.

[9] S. Chumkamon, P. Tuvaphanthaphiphat, P. Keeratiwintakorn, "A blind navigation system using RFID for indoor environments," International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology, May 2008.

[10] S. Willis, S. Helal, "RFID information grid for blind navigation and wayfinding," International Symposium on Wearable Computers, October 2005.

[11] B. Ding, H. Yuan, L. Jiang, X. Zang, "The research on blind navigation system based on RFID," International Conference on Wireless Communications, Networking and Mobile Computing, September 2007.

[12] J. Faria, S. Lopes, H. Fernandez, P. Martins, J. Barroso, "Electronic white cane for blind people navigation assistance," World Automation Congress, September 2010.

[13] J.H. Lee, K. Kim, S.C. Lee, B.S. Shin, "Smart backpack for visually impaired person," International Conference on ICT for Smart Society, June 2013.

[14] L. El Alamy, S. Lhaddad, S. Maalal, Y. Taybi, Y. Salih-Alj, "Bus identification, system for visually impaired person," International Conference on Next Generation Mobile Applications, Services and Technologies, September 2012.

[15] S. Kantawong, "Wheelchair ramp lift boarding supporter for public bus transportation service using RFID and fuzzy proportional plus integral control system," International Conference on Information and Electronics Engineering, vol. 6, 2011.

[16] Y.P. Lin, P.H. Cheng, "Mobile nursing cart service with radio frequency identification technology for use in measuring disabled body temperature," IEEE Region 10 Conference TENCON, November 2011.

[17] O. Postolache, J. Freire, P.S. Girao, J.M. Dias Pereira, "Smart sensor architecture for vital signs and motor activity monitoring of wheelchair' users," International Conference on Sensing Technology, December 2012.

[18] A.J. Jara, M.A. Zamora, A.F.G. Skarmeta, "An architecture based on internet of things to support mobility and security in medical environments," IEEE Consumer Communications & Networking Conference, January 2010.

[19] "Aging report", Economic and budgetary projections for the EU-27 Member States (2008-2060) - Statistical Annex, 2009.

[20] M. Ervasti, M. Isomursu, I.I. Leibar, "Touch- and Audio-based medication management service concept for vision impaired older people," IEEE International Conference on RFID-Technologies and Applications, September 2011.

[21] C. Lee, J. Orszulak, R. Myrick, J.F. Coughlin, O.L de Weck, D. Asai, "Integration of medication monitoring and communication technologies in designing a usability enhanced home solution for older adults," International Conference on ICT Convergence, September 2011.

[22] A. Dionisi, E. Sardini, M. Serpelloni, "Wearable object detection system for the blind," IEEE International Conference on Instrumentation and Measurement, May 2012.

[23] M. Mathankumar, N. Sugandhi, "A low cost smart shopping facilitator for viually impaired," International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics, August 2013.

[24] S. Mulla, J. Rayeen, R. Muluk, N. Gani Bhat, "Library automation system for visually handicapped person," International Journal of Inventive Engineering and Sciences, vol. 1, no. 4, March 2013.

[25] S. Liu, J. Yu, Y. Ma, Q. Dang, Y. Cen, H. Wang, D. Wu, "A novel WSN based intelligent training system for children's sensory integration," IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems, November-December 2008.

[26] O. Boyinbode, A. Bagula, "An adaptive and personalized ubiquitous learning middleware support for handicapped learners," International Conference on Information Technology: New Generations, April 2010.

[27] R. N. Madeira, N. Correia, A.C. Dias, M. Guerra, O. Postolache, G. Postolache, "Designing personalized therapeutic serious games for a pervasive assistive environment," International Conference on Serious Games and Applications for Health, November 2011.

[28] A.K. Gnanasekar, P. Jayavelu, V. Nagarajan, "Speech recognition based wireless automation of home loads with fault identification for physically challenged," International Conference on Communications and Signal Processing, Avril 2012.

[29] U. Naeem, J. Bigham, "Recognising activities of daily life through the usage of everyday objects around the home," International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, April 2009.

[30] M. Nabeel, A.I. Najam, Y. Duroc, F. Rasool, "Multi-tone carrier technique for signal recovery from collisions in UHF RFID with multiple acknowledgements in a slot," International Conference on Emerging Technologies, Pakistan, December 9-10, 2013.

[31] D. Fortin-Simard, K. Bouchard, S. Gaboury, B. Bouchard, A. Bouzouane, "Accurate passive RFID localization system for smart homes," International Conference on Networked Embedded Systems for Every Application, December 2012.

[32] Y. Duroc, G. Andia Vera, J.P. Garcia Martin, "Modified RSSI Technique for the Localization of Passive UHF RFID Tags in LOS Channels," International Journal of Microwave and Wireless Technologies, Vol. 5, No. 5, pp. 645-691, 2013.

[33] G. Andia Vera, Y. Duroc, S. Tedjini, "Passive UHF RFID technology for indoor lighting control," URSI General Assembly and Scientific Symposium, China, August 16-23, 2014.

[34] Y. Duroc, G. Andia Vera, "Towards Autonomous Wireless Sensors: RFID and Energy Harvesting Solutions," book chapter of "Internet of Things, Smart Sensors, Measurement and Instrumentation", edited by Subhas Chandra Mukhopadhyay, Springer-Verlag, 2014.

[35] A. Coelho de Souza, Y. Duroc, T.P. Vuong, A. Luce, J. Perderau, "A Near-Field and Far-Field Antenna for UHF RFID Applications," IEEE Topical Conference on Antennas and Propagation in Wireless Communications, Italia, September 9-13, 2013.

[36] G. Andia Vera, Y. Duroc, S. Tedjini, "Analysis of harmonics in UHF RFID signal," Transactions on Microwave Theory and Techniques, Vol. 61, No. 6, pp. 2481-2490, June 2013.

[37] S. Tedjini, N. Karmakar, E. Perret, A. Vena, R. Koswatta, R. E-Azim "Hold the Chips: chipless technology, an alternative technique for RFID," IEEE Microwave Magazine, pp. 56-65, July 2013.

[38] P. Pursula, T. Karttaavi, M. Kantanen, A. Lamminen, J. Holmberg, M. Lahdes,I. Marttila, M. Lahti, A. Luukanen, T. Vähä-Heikkilä, "60-GHz millimeter-wave identification reader on 90-nm CMOS and LTCC," IEEE Transactions Microwave Theory and Techniques, vol. 59, no. 4, April 2011, pp. 1166-1172.

Session 2 : Technologies d'assistance aux personnes déficientes visuelles

Implants rétiniens : les apports des micro et nano technologies.,

M. Cottance, J. Degardin, C. Hébert, F. Matonti, T. Mora, G. Lissorgues, L. Rousseau, O. Marre, P. Bergonzo, S. Picaud

Implants rétiniens: les apports des micro et nano technologies.

Optimisation des implants vers une stimulation localisée.

M.Cottance [1], J. Degardin [2], C. Hébert [3], F. Matonti [4], T. Mora [5], G.Lissorgues [1], L. Rousseau [1], O. Marre [2], P. Bergonzo [3], S. Picaud [2]

1 : ESIEE, Université Paris Est, Noisy le Grand, France
2: INSERM, U968, Institut de la Vision, Paris, France
3: LIST, CEA/Saclay, Gif-sur-Yvette, France
4 : Institut des Neurosciences de la Timone, Marseille
5 : Laboratoire de Physique Statistique, ENS, Paris
e-mail : gaelle.lissorgues@esiee.fr

***Résumé* — Différentes équipes de recherches interdisciplinaires à travers le monde développent actuellement des implants rétiniens afin de palier diverses dégénérescences rétiniennes pouvant conduire à la cécité. Les avancées en neurosciences, et plus particulièrement dans la compréhension de nombreuses pathologies de la vision, et les apports des micro et nanotechnologies ont permis d'élaborer ces premiers implants rétiniens (Argus I & II, Retina Implant AG, …). Le but de notre recherche est d'améliorer leurs performances, notamment l'innocuité et la longévité de l'implant en utilisant des matériaux biocompatibles et plus résistants, son intégration dans le milieu biologique qui passe par des géométries tridimensionnelles, et l'obtention de stimulations électriques plus localisées améliorant la résolution. Des caractérisations électrochimiques et électro-physiologiques in-vitro des implants ont été réalisées et des expériences in-vivo sont en cours.**

Mots clés — implants rétiniens; prothèses neuronales ; microtechnologie; matrice de micro électrodes (MEAs); électrodes diamant ; stimulation électrique; biocompatibilité

I. INTRODUCTION

A. Contexte général de l'étude

La cécité peut résulter de diverses pathologies rétiniennes, qui entraînent soit la dégénérescence puis la perte irréversible des photorécepteurs (cônes et bâtonnets), soit la perte progressive des cellules ganglionnaires rétiniennes qui supprime alors le lien entre la rétine et le cerveau. La disparition des photorécepteurs n'entraîne pas celle des deux couches neuronales rétiniennes suivantes, cellules bipolaires et cellulaires ganglionnaires, et il devient possible de restaurer une certaine capacité de vision en développant des prothèses neuronales spécifiques.

La stimulation électrique du système visuel nécessaire dans les stratégies de réhabilitation peut être obtenue avec différentes positions le long du chemin sensoriel. En effet, il est possible de stimuler soit directement des cellules de la rétine [1], soit le nerf optique [2, 3], soit encore le cortex visuel [4] dans le cas d'une dégénérescence totale des organes sensoriels (rétine ou nerf optique), Figure 1.

Dans le cas d'une stimulation directe de la rétine, il existe deux possibilités : (i) une position sous-rétinienne, dans laquelle l'implant est posé à l'emplacement initial des photorécepteurs, stimulant les cellules bipolaires actives, mais qui nécessite une chirurgie plus délicate (risque de mauvais recollement de la rétine après opération) ; (ii) une position épi-rétinienne, dans laquelle l'implant est posé en surface de la rétine au contact des cellules ganglionnaires transmettant les informations au cortex visuel, Figure 2.

Dans les cas de pathologies rétiniennes entraînant la dégénérescence progressive des photorécepteurs (rétinopathies pigmentaires, dégénérescence maculaire liée à l'âge), la prothèse est constituée de plusieurs éléments: une caméra miniature installée sur des lunettes, un étage de numérisation et de traitement de l'information permettant la conversion de signaux lumineux en stimuli électriques, et une matrice d'électrodes en contact avec les tissus à stimuler, Figure 3.

Les étapes de traitement du signal nécessaires pour convertir l'image captée par la micro-caméra en un signal de stimulation efficace dépendent aussi du choix de la position de l'implant (sous-rétinien, épi-rétinien, nerf optique ou cortex visuel). Il apparaît plus pertinent de stimuler les cellules rétiniennes, malgré la plasticité reconnue du cerveau, car les phases d'apprentissage après implantation seront nettement améliorées [6-8]. Les prothèses rétiniennes auxquelles nous nous intéressons fonctionnent donc en stimulant les cellules rétiniennes rémanentes de telle sorte que les signaux neuro-biologiques créés soient envoyés vers le nerf optique puis le cerveau pour créer une image virtuelle.

Il existe actuellement plusieurs sociétés fabriquant des implants rétiniens susceptibles d'effectuer bientôt des essais cliniques sur l'homme (ou déjà en cours de test) : (i) Second Sight, Etats-Unis, la pionnière, qui propose les implants Argus I dès 2002 puis Argus II à partir de 2007, ayant obtenu depuis l'approbation FDA et le marquage CE [9] ; (ii) Retina Implant AG, Allemagne, depuis 2005 avec des implants qui comportent 1500 micro-photodiodes [10] ; (iii) Intelligent Medical Implants, Suisse depuis 2009 [11] ;

Pixium Vision, France, qui développe depuis 2012 des implants -Iris1- avec des essais cliniques lancés en 2013.

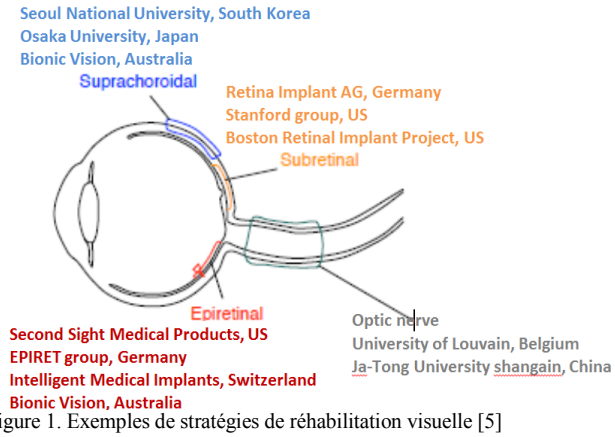


Figure 1. Exemples de stratégies de réhabilitation visuelle [5]

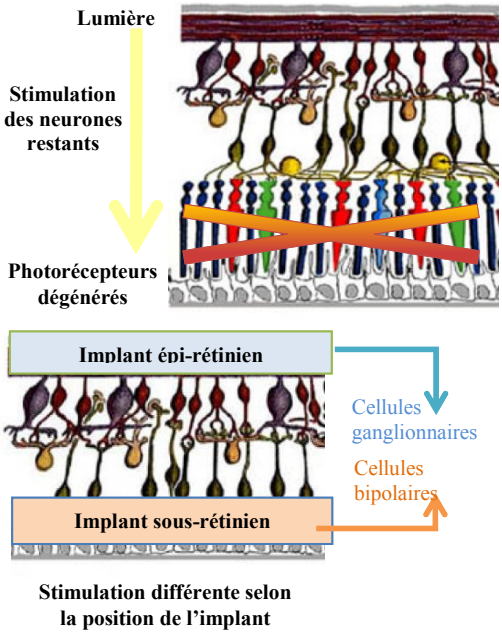


Figure 2. Principe de la stimulation, en position sous ou épi rétinienne.

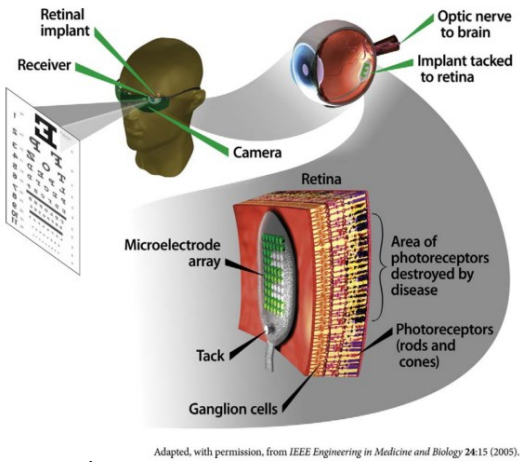


Figure 3. Éléments principaux d'une prothèse électronique rétinienne : matrice de microélectrodes, interface visuelle et processeur de traitement (dans le récepteur).

B. Positionnement de l'étude

Nous avons donc choisi de travailler sur les implants en position sous-rétinienne, de façon à bénéficier du meilleur contact entre les électrodes et les cellules bipolaires restées actives malgré la dégénérescence des photorécepteurs de la rétine. De plus, différentes géométries ont pu être testées, en particulier avec des implants planaires ou tridimensionnels, comme des études préliminaires suggéraient une bonne intégration des cellules bipolaires dans des topologies 3D [12]. Enfin, il a été démontré que les seuils de stimulation devaient être plus faibles en position sous-rétinienne qu'épi-rétinienne grâce au meilleur contact des électrodes avec les tissus [13].
Nous allons présenter les principaux enjeux de ces neuro-prothèses et les problématiques encore non résolues. Nous proposerons notre approche concernant l'optimisation des implants pour aller vers une stimulation localisée des cellules bipolaires. Puis nous détaillerons les développements technologiques en cours concernant les matrices de micro-électrodes constituant l'implant, et qui s'appuient fortement sur les avancées des micro et nano technologies ainsi que sur l'introduction de nouveaux matériaux biocompatibles. Enfin, nous terminerons par la caractérisation de ces implants in-vitro et in-vivo.

II. LES PRINCIPAUX ENJEUX

Des études psychophysiques [14] ont montré qu'il fallait un minimum de 600 micro-électrodes (pour obtenir des images de 600 pixels) afin de réaliser des tâches relativement complexes comme reconnaître des visages, lire un texte, ou se déplacer en autonomie dans un environnement inconnu. L'amélioration de l'acuité visuelle dépend de la surface effectivement stimulée dans la rétine. Une première piste d'amélioration consiste donc à augmenter le nombre et la densité des électrodes, tout en réduisant la taille de chaque électrode individuelle. Mais une très forte densité de micro-électrodes ne suffit pas si celles-ci ne sont pas indépendantes les unes des autres. En effet, lors de la stimulation électrique, un courant circule entre l'électrode active (qui représente le pixel d'intérêt) et une contre-électrode ou une électrode de masse, la rétine jouant le rôle d'un milieu inhomogène conducteur. Selon la géométrie de l'implant, le champ électrique peut diffuser assez largement au-delà de l'électrode activée [15] et les couplages électriques induits réduisent la résolution réelle.

Par ailleurs, il est indispensable de maîtriser au mieux l'interface bio-électrique entre les électrodes et les tissus rétiniens, sachant qu'il existe deux types de courants de stimulation : (i) courants faradiques sièges d'une réaction d'oxydo-réduction et (ii) courants capacitifs liés à une simple accumulation de charges mobiles. Dans le cas de neuro-prothèses, il faut privilégier les courants capacitifs dans la mesure où ils n'induisent pas de modifications de la surface des électrodes ni de variations du pH au niveau des tissus [16]. De plus, la densité de charge augmente sensiblement lorsque la taille des électrodes diminue, avec un risque de dégradation des cellules à proximité des électrodes. Une autre piste d'amélioration pour les implants consiste à trouver de

nouveaux matériaux biocompatibles présentant de plus fortes limites d'injection de charge que les matériaux traditionnels tels que le platine avec 0,35mC/cm², le nitrure de titane avec 1mC/cm², et l'oxyde d'iridium avec 4mC/cm² [17]. Nos travaux ont alors conduit à utiliser le diamant de synthèse dopé au bore pour fabriquer certains types d'implants [18, 19], comme cela sera présenté dans la partie suivante.

III. Développements technologiques

A. *Choix technologiques*

Il existe plusieurs axes d'amélioration permettant de répondre au moins en partie aux enjeux présentés précédemment. Nous avons orienté nos travaux sur deux aspects : (i) l'augmentation de la focalisation de la stimulation, en jouant sur plusieurs paramètres tels que la taille et la configuration des matrices de micro-électrodes avec une grille de masse [15], et surtout l'utilisation d'électrodes tridimentionnelles ; (ii) l'augmentation de la limite de charges injectables avec l'utilisation du diamant de synthèse dopé pour le matériau actif de l'électrode.

L'intérêt des électrodes tridimentionnelles réside dans la possibilité de s'affranchir de la couche de cellules gliales (~20µm d'épaisseur) qui apparaissent inévitablement à la surface des électrodes après l'implantation, et qui constitue une couche isolante entre les neurones à stimuler et les électrodes. Rapprocher les neurones des électrodes permet alors de réduire les courants à injecter pour une même acuité visuelle visée. De plus, nous avons pu démontrer que la configuration retenue en forme de cuvettes permet de localiser les cellules bipolaires dans ces cuvettes, précisément à l'endroit où le champ électrique de stimulation est confiné [20].
L'intérêt du diamant provient essentiellement de ses propriétés: (i) large fenêtre de potentiel électrochimique (~3V) favorisant une stimulation par courants capacitifs, (ii) terminaison carbonée offrant la biocompatibilité [21]; (iii) grande résistance à la corrosion autorisant une longue durée de vie des implants sans dégradation du matériau (il n'y a pas de phénomène d'encrassement des électrodes).
Nous avons donc fabriqué plusieurs séries d'implants successifs : planaires avec grille de masse, avec ou sans diamant pour vérifier l'influence du matériau ; en 3D avec différents matériaux, pour valider d'une part le confinement des cellules bipolaires dans les structures en cuvette, d'autre part la faisabilité technologique de telles géométries.

B. *Implants planaires*

Nous avons développé des structures de test à 4 électrodes afin de valider l'ensemble des étapes : la fabrication (optimisation des procédés et comparaison des matériaux), la chirurgie (sur des rats P23H modèles de rétinopathie pigmentaire), et les mesures d'impédances in vivo pour le suivi post-opératoire.
Nous avons également développé des implants à 16, 32 et 64 électrodes pour valider l'augmentation de la densité d'intégration.

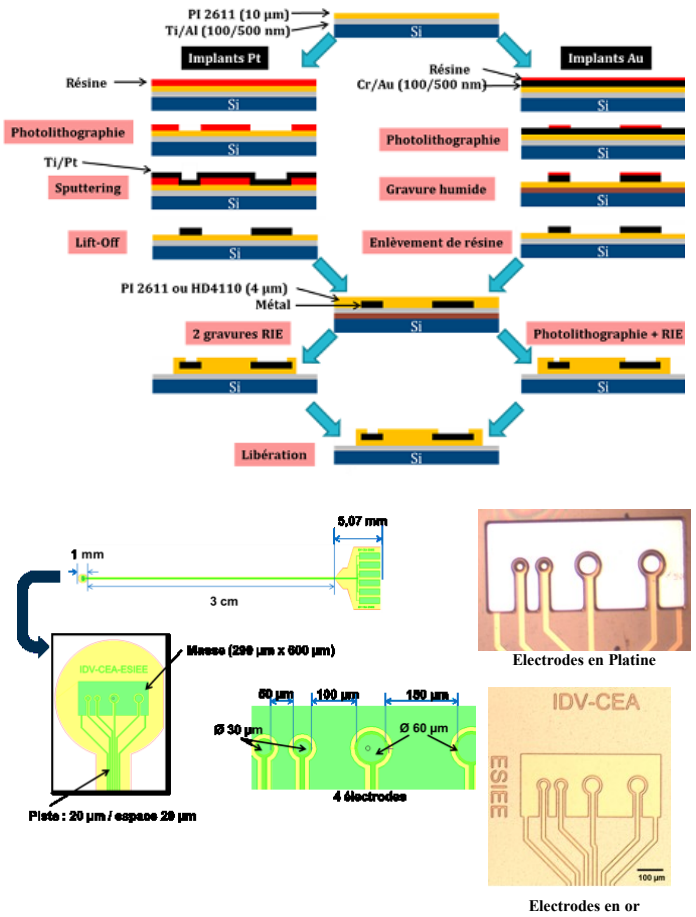
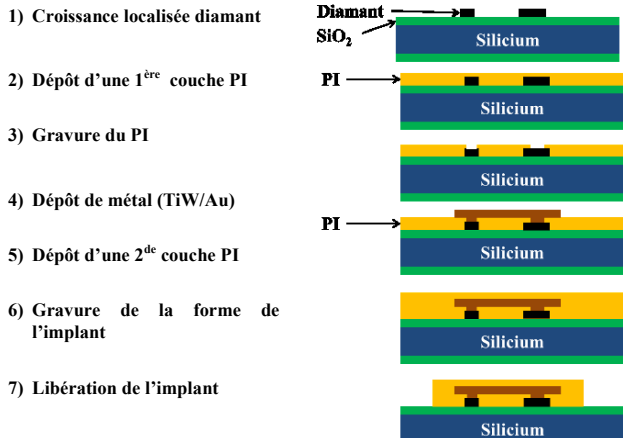


Figure 4. Procédé de fabrication d'implants planaires en métal (en haut) ; design des structures de test à 4 électrodes et réalisations (en bas)



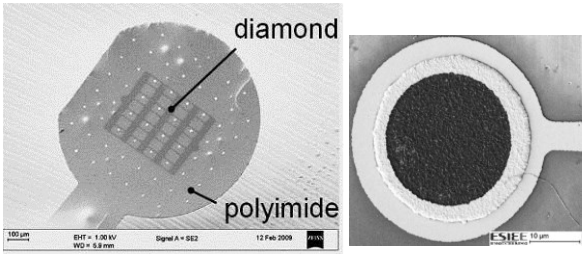


Figure 5. Procédé de fabrication d'implants planaires en diamant (en haut) ; réalisation d'un implant et zoom sur une électrode (en bas)

Les implants rétiniens planaires en platine ou en or sont réalisés sur des substrats souples en polyimide, matériau prouvé biocompatible [22, 23]. Ils sont composés d'une couche de métal (électrodes, pistes métalliques et pads de contacts) entre 2 couches de polyimide, Figure 4.
Le procédé de fabrication des implants rétiniens planaires en diamant est un procédé original car il permet la réalisation d'implants rétiniens en combinant deux matériaux, polyimide et diamant, qui sont a priori incompatibles du fait de la température de croissance élevée du diamant que le polyimide ne supporterait pas. Nous avons développé et breveté [24] une solution alternative permettant d'obtenir des implants souples avec des micro-électrodes en diamant dopé au bore, Figure 5.

C. *Implants tridimentionnels*

Afin de valider la géométrie 3D, nous avons successivement fabriqué des implants en simple polyimide, puis avec des électrodes en platine ou en diamant dopé englobées dans deux couches de polyimide. Le procédé de fabrication, Figure 6, est plus complexe que dans le cas planaire car il faut commencer par créer un moule en silicium qui définira la forme et la profondeur des cuvettes (30µm). Cette première étape est obtenue avec une gravure humide isotrope du silicium (dans une solution de KOH), suivie d'une oxydation en surface.
Nous avons alors développé une solution permettant la croissance sélective et localisée du diamant, sur une épaisseur d'environ 300nm. Le platine est par contre déposé par la technique standard de lift-off. Une couche de 10µm de polyimide (PI2611) est ensuite obtenue par centrifugation, puis un recuit sous atmosphère d'azote selon un cycle de température allant jusqu'à 350°C est nécessaire pendant 6 heures. Une étape spécifique de photolithographie est requise pour définir la forme de l'implant. La libération des implants est possible par gravure de la couche sacrificielle d'oxyde.
Des exemples de réalisation sont proposés sur la figure 7, qui montre les moules initiaux en silicium servant à définir la géométrie des cuvettes issues de modélisations numériques [20], un implant complet avec sa connectique et le zoom correspondant, et un implant en polyimide seul.

IV. CARACTERISATIONS IN VITRO ET IN VIVO

A. *Caractérisation in vitro*

Nous avons effectué plusieurs types de caractérisation : (i) des mesures électrochimiques, pour vérifier les propriétés d'interface au niveau des micro-électrodes, (ii) des mesures d'impédance en fonction de la fréquence, pour vérifier les propriétés électriques des micro-électrodes, (iii) des mesures histologiques pour vérifier le positionnement sous-rétinien et la biocompatibilité, (iv) des tests d'activation électrique de la rétine avec nos implants.
Des mesures électrochimiques sont employées pour étudier les propriétés de l'interface électrode/électrolyte (avant implantation) puis de l'interface électrode/tissu (après et pendant l'implantation). Elles sont réalisées avec un potentiostat (Autolab PGSTAT12) équipé d'un montage à trois électrodes (une contre-électrode, une électrode de référence Ag/AgCl, et l'électrode de travail), qui mesure le potentiel entre l'électrode de travail et l'électrode de référence en fournissant le courant entre l'électrode de travail et la contre-électrode.

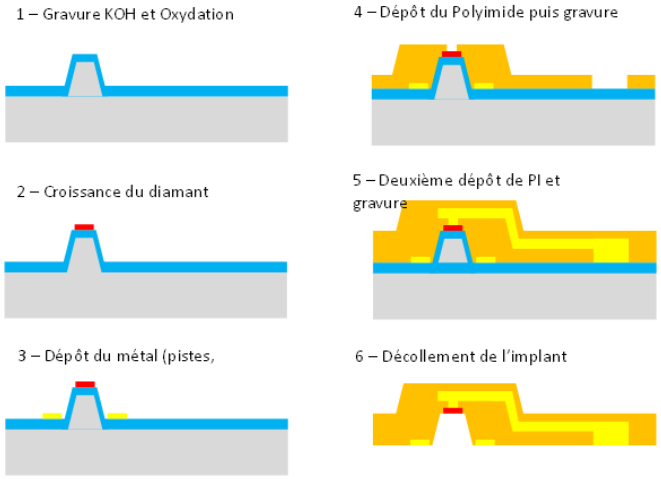


Figure 6. Procédé de fabrication des implants 3D

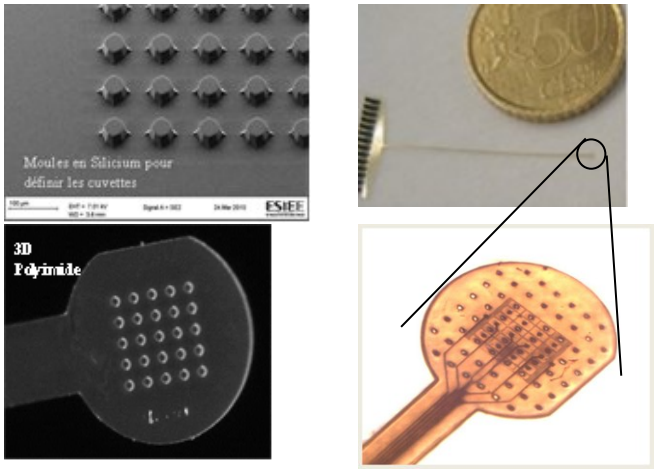


Figure 7. Exemples de réalisations

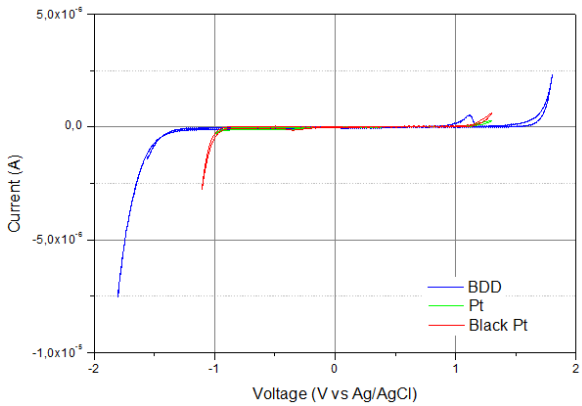


Figure 8. Courbe de voltamétrie cyclique dans du PBS avec un taux de balayage de 0,1 V/s pour plusieurs matériaux d'électrodes.

La spectroscopie d'impédance électrochimique mesure l'impédance électrique à différentes fréquences. La voltamétrie cyclique identifie la présence de réactions électrochimiques et

donne des informations sur la réversibilité des réactions, la quantité d'espèces électro-actives sur l'électrode, la stabilité de l'électrode et le type dominant de transfert de charge (capacitif, faradique). Les mesures sont effectuées dans une solution de liquide physiologique, le PBS (Phosphate Buffer Saline) de pH 7,2 qui est proche du milieu extracellulaire. Les graphes de voltamétrie cyclique réalisés dans le PBS nous donnent accès à la fenêtre de potentiel du matériau, Figure 8, montrant bien que le diamant présente une plus large fenêtre de potentiel (3V) que le platine (2V). De plus, le diamant présente un faible courant de fond comparé au platine. Pour des mesures préliminaires d'impédances, nous avons aussi utilisé le NanoZ de MultiChannelSystem, interfacé avec Matlab (Figure 9), qui présente des courants de test très bas permettant de mesurer rapidement les impédances de plusieurs sites d'électrodes à une fréquence choisie à 1kHz, fréquence caractéristique des signaux biologiques.

Nous pouvons compléter ces caractérisations électrochimiques par des mesures électriques à l'aide d'un analyseur d'impédance de type LCRmètre (HP4284). L'avantage est de pouvoir effectuer un balayage en fréquence entre 20 Hz et 100 kHz, avec un niveau de tension contrôlable limitant les courants injectés dans les électrodes sous 100µA typiquement.

De plus, pour tester l'aptitude de ces implants à activer physiologiquement le tissu rétinien, nous avons effectué des expériences in vitro où l'activité des cellules ganglionnaires, qui envoient leurs potentiels d'action au cerveau, est mesurée par un tableau de 252 électrodes [25], tandis que l'implant est de l'autre côté du tissu, au contact des cellules bipolaires (stimulation sous-rétinienne, panel gauche). En stimulant électriquement les cellules bipolaires avec l'implant, on peut tester si celui-ci est capable de déclencher une réponse physiologique au niveau de la sortie de la rétine.

Ces tests révèlent donc notre aptitude à activer le tissu biologique pour que le cerveau reçoive les informations transmises par l'implant, figure 10. Nous avons montré que, suite à une stimulation électrique par les électrodes de l'implant, nous observons une augmentation du taux de décharge moyen des cellules ganglionnaires (panel droit), ce qui signifie que les cellules ganglionnaires signalent cette stimulation par des potentiels d'action envoyés au cerveau.

B. Caractérisation in vivo

L'analyse in vivo a été réalisée avec des rats P23H considérés comme un modèle pour les rétinopathies pigmentaires. En effet, ils présentent une dégénérescence lente des bâtonnets photorécepteurs, suivie d'une perte progressive d'autres neurones rétiniens, proche de cas cliniques observés sur des patients [26].

Nous avons testé l'augmentation de la densité d'électrodes, passant d'implants 16 voies à 64 voies, figure 11. Mais il est apparu que la taille des implants à 64 électrodes devenait trop importante comparativement à la place disponible dans l'œil du rat. Nous avons donc effectué la suite des études in vivo avec les structures plus simples à 4 électrodes (celles de la figure 4), permettant également de suivre l'évolution des impédances des 4 électrodes avant et après implantation sur plusieurs semaines, comme illustré Figure 12.

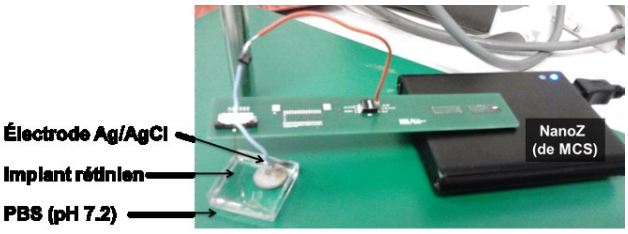


Figure 9. Montage des mesures au nanoZ des implants rétiniens dans du PBS.

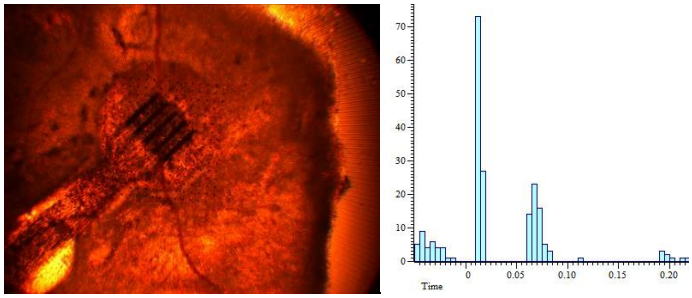


Figure 10. Gauche : exemple d'expérience ou la rétine est enregistrée par un tableau d'électrodes, et stimulée par un implant. Droite : taux de décharge moyen (%) d'une cellule en fonction du temps, le temps 0 correspondant à la stimulation électrique par l'implant.

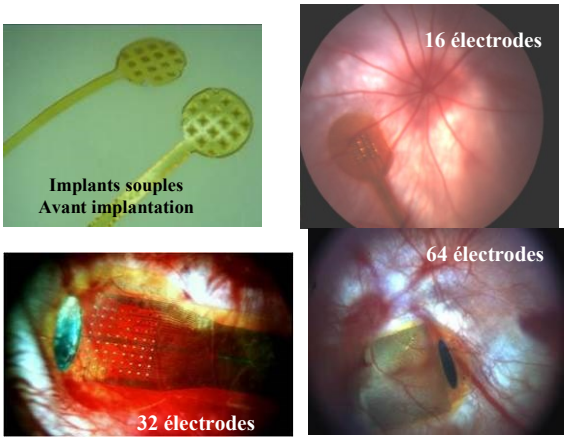


Figure 11. Images d'implants souples, avant implantation puis implants 16 à 64 électrodes, placés en position sous-rétinienne, rats P23H.

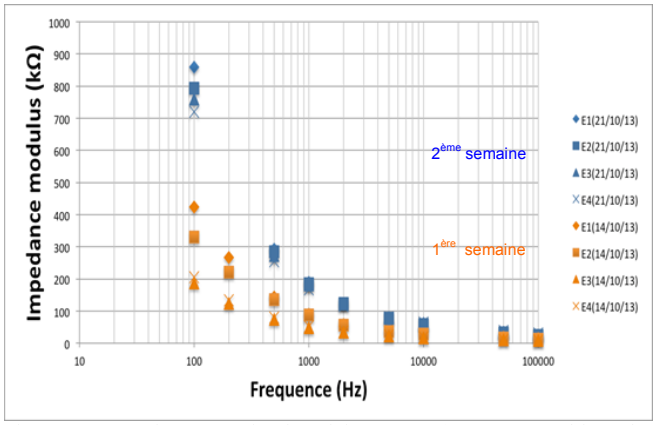


Figure 12. Enregistrements in-vivo (ici au NanoZ) et mesures d'impédances (au LCRmètre HP4284) après implantation, à une semaine d'intervalle.

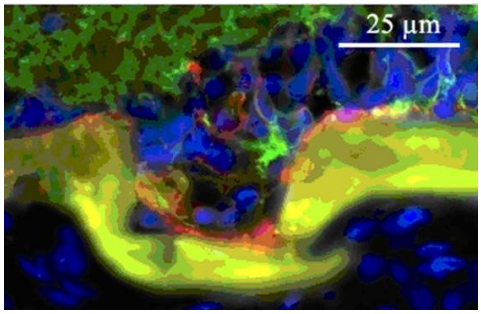


Figure 13. Illustration de l'intégration des neurones de la rétine dans les cuvettes (en jaune) de 30µm (Bleu = Noyaux des cellules bipolaires, Vert = corps cellulaires des bipolaires, Rouge = cellules gliales)

Enfin, nous avons en parallèle validé l'avantage des structures tridimensionnelles, pour lesquelles les cellules bipolaires de la rétine s'intègrent très bien à la topologie 3D. Nous avons pu observer une meilleure stabilité de l'interface implant/tissus dans le cas des structures 3D comparées à des structures planaires. Quelques mesures par comptage ont permis d'estimer le rapport du nombre de cellules bipolaires sur le nombre total de cellules dans les cuvettes compris entre 44% et 66%, Figure 13.

V. Conclusions et perspectives

Nous avons montré un certain nombre d'enjeux liés aux neuro-prothèses visuelles, en insistant sur l'apport des micro et nano technologies pour répondre à une partie des problématiques soulevées, en particulier la focalisation des stimulations. Nous avons présenté nos résultats sur plusieurs types d'implants prévus pour être insérés en position sous-rétinienne, de façon à bénéficier du meilleur contact entre les électrodes et les cellules bipolaires. Différentes géométries ont pu être testées et caractérisées, en particulier avec des implants planaires ou tridimensionnels. Cette étude confirme l'intérêt des structures en cuvettes pour améliorer la résolution. En effet, cette approche devrait donc permettre de stimuler indépendamment les neurones isolés dans chaque cuvette, correspondant alors à des pixels indépendants. Une analyse comparative entre les implants planaires et 3D reste à faire pour valider la focalisation de la stimulation. Nous avons également noté que l'utilisation de diamant de synthèse dopé pourrait s'avérer un matériau de choix pour les électrodes de ces nouvelles neuro-prothèses. Une vingtaine d'implants avec des électrodes planaires en platine ou diamant, ainsi que des implants tridimensionnels, ont été implantés chez des rats porteurs de la mutation P23H où la rétine exprime une dégénérescence des photorécepteurs, permettant de stabiliser les étapes de chirurgie et d'effectuer les premières caractérisations in vivo, qui se poursuivent encore actuellement.

Remerciements

Nous remercions les équipes de l'Institut de la Vision, d'ESIEE Paris et du CEA LIST, qui portent ce projet depuis 2008, ainsi que les organismes qui ont apporté leur soutien financier, l'ANR (MEDINAS ANR07TECSAN014), AVIESAN (ITS-ITMO IMPLANTS), et la communauté européenne (FP7/2007-2013 NEUROCARE 280433).

References

[1] Sekirnjak C, Hottowy P, Sher A, Dabrowski W, Litke AM, Chichilnisky EJ (2006) Electrical stimulation of mammalian retinal ganglion cells with multielectrode arrays, J Neurophysiol 95: 3311-3327.
[2] Veraart, Wanet-Defalque, Gerard, Vanlierde and Delbeke (2003) Pattern Recognition with the Optic Nerve Visual Prosthesis, Artif Organs 27:996-1004.
[3] M E. Brelén, V Vince, B Gérard, C Veraart, and J Delbeke (2010) Measurement of Evoked Potentials after Electrical Stimulation of the Human Optic Nerve, IOVS, Vol. 51, No. 10: 5351-5355.
[4] G.S. Brindley and W. S. Lewin (1968) The sensations produced by electrical stimulation of the visual cortex, J. Physiol, 196.
[5] Thèse H. Lorach, 2012.
[6] Fregnac et al. (1988) A cellular analogue of visual cortical plasticity, Nature 333:367-370.
[7] Bavelier et Neville (2002) Human brain plasticity: Evidence from sensory deprivation and altered language experience. Prog Brain Res.;138:177-88.
[8] Merabet et al., (2005) What blindness can tell us about seeing again: Merging neuroplasticity and neuroprostheses. Nature Reviews Neuroscience, 6, 71-77.
[9] Chader GJ, Weiland J, Humayun MS (2009). Artificial vision: needs, functioning, and testing of a retinal electronic prosthesis. Prog Brain Res, 175: 317-332.
[10] Zrenner E, Bartz-Schmidt KU, Benav H, Besch D, Bruckmann A, Gabel VP, et al. (2011) Subretinal electronic chips allow blind patients to read letters and combine them to words, Proc Biol Sci 278:1489-1497, 2011.
[11] R. Hornig, T. Zehnder, M. Velikay-parel, T. Laube, M. Feucht, and G. Richard, (2007) The IMI retinal implant system, in Artificial Sight: Basic Research, Biomedical Engineering, and Clinical Advances, Springer, 2007:111-128.
[12] Palanker D, Huie P (2004) Migration of Retinal Cells through a Perforated Membrane: Implications for a High-Resolution Prosthesis, IOVS 45(9): 3266-3270.
[13] R. J. Jensen and J. F. Rizzo (2007) Responses of Ganglion Cells to Repetitive Electrical Stimulation of the Retina, J. Neural Eng., 4.
[14] Sommerhalder J, Rappaz B, de Haller R, Fornos AP, Safran AB and Pelizzone M (2004) Simulation of artificial vision: II. Eccentric reading of full-page text and the learning of this task Vision Res 44:1693-1706.
[15] Joucla and Yvert (2009) Improved Focalization of Electrical Microstimulation Using Microelectrode Arrays: A Modeling Study. PLoS One 4(3): e4828.
[16] Cogan SF.(2008) Neural stimulation and recording electrodes Annual review of biomedical engineering, vol. 10, 275-309.
[17] LS Robblee, J McHardy, JM Marston, SB Brummer (1980) Electrical stimulation with Pt electrodes. V. The effect of protein on Pt dissolution. Biomaterials, Jul;1(3):135-9.
[18] Bongrain, Scorsone, Rousseau, Lissorgues, Bergonzo (2011) Realisation and characterisation of mass-based diamond micro-transducers working in dynamic mode, Sensors and Actuators: B-Chemical. N°2, Vol.154,142-149.
[19] Kiran R, Rousseau L, Lissorgues G, Scorsone E, Bongrain A, Yvert B, Picaud S, Mailley P, Bergonzo P (2012) Multichannel Boron Doped Nanocrystalline Diamond Ultramicroelectrode Arrays: Design, Fabrication and Characterization Sensors 12(6):7669-7681.
[20] Djilas M, C. Olès, H. Lorach, A. Bendali, J. Dégardin, E. Dubus, G. Lissorgues, L. Rousseau et al (2011) Three-dimensional electrode arrays for retinal prostheses : Modeling, geometry optimization and experimental validation, J Neural Eng., N°4, vol 8, 1741-2560.
[21] Thèse Bendali A., 2013.
[22] J. Seo (2004) Biocompatibility of polyimide microelectrode array for retinal stimulation, Mater. Sci. Eng. C, 24, no. 1–2, pp. 185–189.
[23] P.J. Rousche, D. S. Pellinen, S. Member, D. P. Pivin, et al (2001) Flexible polyimide-based intracortical electrode arrays with bioactive capability, IEEE Trans. on Biomedical Engineering,Vol. 48, no. 3, pp. 361–371.
[24] P. Bergonzo, M. Bonnauron, G. Lissorgues, L. Rousseau, E. Scorsone, Patent IPC: A61N1/05;C30B1/00; C30B29/04, Application number: FR20100054550 20100609, 2011.
[25] Marre O, Amodei D, Deshmukh N, Sadeghi K, Soo F, Holy TE, Berry MJ 2nd (2012) Mapping a complete neural population in the retina, J Neurosci. Oct 24;32(43):14859-73.
[26] Machida, Kondo, Jamison (2000), P23H rhodopsin transgenic rat: correlation of retinal function with histopathology, IOVS 41(10):3200-9.

Une nouvelle police de caractères adaptée aux recherches sur la malvoyance,

J.B. Bernard, C. Aguilar, E. Castet

Une nouvelle police de caractères adaptée aux recherches sur la malvoyance

Jean-Baptiste Bernard[1], Carlos Aguilar[1,2] & Eric Castet[1]

Laboratoire de Psychologie Cognitive[1]
CNRS UMR 7290
Université Aix-Marseille

Essilor International[2]

***Résumé* — Nous présentons une nouvelle police de caractères (appelée la police ABC) adaptée à la malvoyance, qui tente de compenser les limitations perceptives des patients sans vision centrale. La police ABC est comparée avec une police classique (la police Courier) pour la vitesse de lecture et la reconnaissance de lettres encombrées. Ces expériences sont réalisées chez des sujets sains avec un simulateur de perte de vision centrale. Les résultats ne montrent pas de différences significatives concernant les vitesses de lecture (obtenues avec un test de lecture composé de phrases standardisées, courtes et au contenu sémantique très simple), mais une augmentation de 39% en moyenne des performances de reconnaissance de lettres. Ce résultat suggère l'intérêt pour les patients sans vision centrale d'utiliser la police ABC pour améliorer la reconnaissance de chaines de caractères (par exemple: la lecture d'étiquettes).**

Mots clés* — *Basse vision, DMLA, lecture, reconnaissance de lettres, simulateur de scotome

I. Introduction

La dégénérescence maculaire liée à l'âge (ou DMLA) est une maladie qui touche plus de 30 millions de personnes dans le monde. Ces patients représentent plus de 15% des plus de 65 ans dans les pays développés, un nombre qui devrait continuer d'augmenter vu le vieillissement actuel de la population. Elle se caractérise par une perte de vision centrale (présence d'un scotome masquant une partie du champ visuel central), entrainant une baisse importante des performances visuelles des patients. Ainsi, les patients atteints de DMLA ont des difficultés dans des tâches visuelles essentielles de la vie de tous les jours telles que la lecture et la reconnaissance de visages, qui sont considérées comme les problèmes les plus handicapants par les patients [1]. Les difficultés de lecture des patients se traduisent par une baisse importante de la vitesse de lecture. Une des raisons évoquée pour expliquer cette baisse de la vitesse de lecture est la difficulté pour les patients à reconnaître les lettres qui constituent les mots. Cette difficultés à reconnaître les lettres en vision périphérique s'explique généralement par (1) une baisse d'acuité visuelle [2] et (2) le phénomène d'encombrement (crowding en anglais) [3]. La baisse d'acuité visuelle en périphérie est due à la différence de configuration entre les cellules photo-réceptrices et ganglionnaires de la rétine périphérique et celles de la fovéa. Elle peut se compenser par une augmentation de la taille du texte présentée au lecteur sans vision centrale. Le phénomène d'encombrement est lié à des facteurs attentionnels et corticaux qui diminuent la perception d'un objet lorsque celui-ci est à proximité d'autres objets (une lettre à proximité d'autres lettres dans le cas de la lecture). Augmenter la taille d'un texte ne permet pas de supprimer l'encombrement entre les lettres d'un même mot, et l'encombrement de lettres est donc considéré par certaines études comme le facteur limitant majeur de la lecture en vision périphérique [4]. L'objectif de cette étude était de définir une police résistante au phénomène d'encombrement, de façon à augmenter les performances de reconnaissance de lettres en périphérie. Nous avons ainsi créé une nouvelle police, la police ABC, dont nous avons comparé les performances de reconnaissance de caractères avec la police Courier. Nous avons également comparé les vitesses de lecture des deux polices à l'aide d'un test de lecture standardisé.

II. Méthodes

A. Conception de la police ABC

Les lettres minuscules de la police ABC ont été conçues à l'aide du logiciel libre FontForge (www.fontforge.org) qui permet de créer ou modifier des polices existantes. La police ABC a été conçue en prenant soin (1) de limiter la complexité spatiale de la police (i.e. le moins d'encre possible pour la représentation de chaque lettre), et (2) de limiter les similarités inter-lettres présentes dans les polices classiques. Les paramètres de complexité et de similarité inter-lettres ont été clairement définis comme des facteurs d'augmentation du phénomène d'encombrement [5]. Ainsi, la police ABC ne possède pas d'empattements (sérifs). Elle se limite à un minimum d'information permettant de clairement distinguer chaque lettre de l'alphabet. Les confusions fréquentes observées avec les polices classiques sont généralement dues au peu de différences physiques entre certaines lettres. La figure 1a montre des lettres fréquemment confondues entre elles en périphérie avec la police Courier. Ainsi, du fait de leur similarité physique, les lettres h et n sont fréquemment confondues, tous comme les lettres b, d et l. Pour tenter de diminuer ces confusions dans la police ABC, nous avons créé des attributs spécifiques à chaque lettre (figure 1b) pour les distinguer de façon plus évidente.

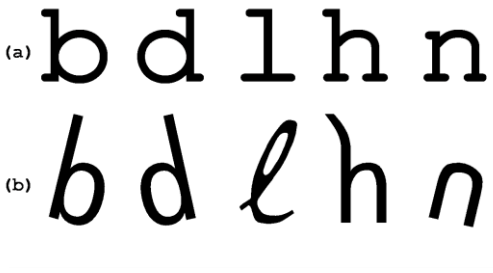


Figure 1: Exemples de lettres fréquemment confondues avec la police Courier (a), et leurs équivalents avec la police ABC (2).

Ainsi, les parties ascendantes des lettres b et d ont été inclinées avec des angles différents pour chaque lettre, une boucle a été ajouté à la lettre l et une courbature à la lettre h de façon à différencier plus clairement ces caractères. Nous avons également introduit des lettres majuscules dans notre alphabet de lettres minuscules. Les parties ascendantes et descendantes de certaines lettres ont également été prolongées. L'idée principale de nos modifications était que le lecteur devait être familier avec les représentations orthographiques des différentes lettres de l'alphabet, même après ces changements physiques.

B. Sujets

Nous avons mesuré les performances de lecture et de reconnaissance de lettres de six jeunes sujets sains (âge: 22-29 ans) avec simulation de perte de vision centrale.

C. Programmation

Nos expériences ont été programmées en langage Python à l'aide du logiciel Psychopy (www.psychopy.org). Les programmes permettaient l'affichage de stimuli (point de fixation, chaine de caractères, mots), et la connexion à un oculomètre (Eyelink 1000, SR Research) pour (1) simuler un scotome artificiel lors de la tâche de lecture et (2) contrôler la fixation des sujets lors de la tâche de reconnaissance de lettres.

D. Simulateur de scotome

Un outil de simulateur de scotome [6] a été utilisé dans notre expérience de mesure des vitesses de lecture pour différentes tailles de texte (voir paragraphe suivant). Un oculomètre permettait de suivre le mouvement des yeux des sujets et de leur asservir en temps réel un scotome artificiel rond de 10° de diamètre pour masquer leur vision centrale.

III. Test de la police ABC

A. Test de performance de lecture

La figure 2 montre l'évolution typique des vitesses de lecture en fonction des tailles de texte (généralement indiquées par la hauteur de la lettre x) pour des sujets avec ou sans vision centrale: La vitesse de lecture augmente dans un premier temps en même temps que la taille du texte, avant de saturer même quand la taille du texte continue à augmenter [7].

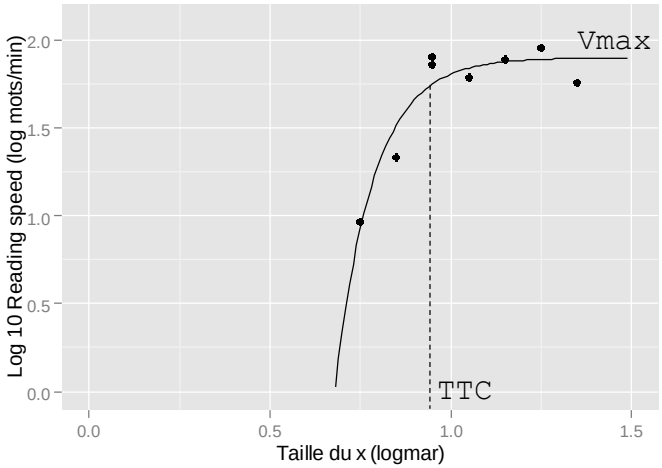


Figure 2: Evolution caractéristique de la vitesse de lecture en fonction de la taille de caractères: la vitesse augmente dans un premier temps en fonction de la taille de texte avant de saturer. La vitesse maximale de lecture (Vmax) est atteinte pour la taille de texte critique (TTC, estimée ici pour la taille correspondante à une vitesse de 0.90*Vmax).

La vitesse de lecture atteinte lors de cette stagnation est appelée la vitesse de lecture maximale (Vmax), et la taille du texte qui correspond au début de la saturation est appelée taille de texte critique (TTC). Augmenter la taille d'un texte au dessus de la TTC ne permet donc plus d'augmenter la vitesse de lecture. Une approximation de ces deux paramètres est obtenue à l'aide d'un ajustement exponentiel: La Vmax correspond alors à la valeur asymptotique de la fonction exponentielle, et la TTC correspond à la taille du texte quand la vitesse est 90% de Vmax. Nous avons mesuré les vitesses de lecture de nos différents sujets à partir de phrases courtes au contenu sémantique très simple, inspirées du test de lecture MNREAD [8]. Chaque sujet a lu 6 phrases différentes pour chaque taille de caractères et pour chaque police. Les tailles de caractère allaient de 0.75 à 1.35 logMar (taille exprimée en hauteur du x) pour les deux polices, soit de 0.47 à 1.87°. L'espacement inter-lettres était le même pour les deux polices. La table 1 montre les mesures de vitesse maximale de lecture et de taille critique pour nos 6 sujets lors de la lecture de ces phrases avec scotome central simulé de 10° de diamètre pour les deux polices présentées. Il n'y a pas de différences significatives entre les deux polices en ce qui concerne les valeurs de Vmax (t-test par paires: $t(5) = 0.93$, $p = 0.40$) et de TTC (t-test par paires: $t(5)=0.49$, $p=0.64$). La police ABC n'augmente pas les performances de lecture lorsque celles-ci sont mesurées avec des phrases courtes au contenu sémantique très simple.

B. Test de reconnaissance de lettres encombrées

Pour cette expérience, la taille des caractères était fixée pour chaque sujet à la taille de texte critique déterminée dans l'expérience précédente. L'expérience consistait en la présentation brève d'un trigramme (une chaine de trois lettres de la police Courier ou ABC) présentée à 6° d'excentricité dans le champ visuel bas alors que le sujet regardait un point de fixation (figure 3). Le sujet devait nommer les trois lettres qui avaient été présentées. 1000 essais ont été présentés pour chaque police sous la forme de 10 blocs de 100 essais. Un bloc d'une police succédait à un bloc de l'autre police.

Table 1

Sujet	Police	Vmax (mots/min)	TTC (logmar)
S1	Courier	88.78	1.20
	ABC	74.48	1.18
S2	Courier	59.12	0.99
	ABC	84.09	1.15
S3	Courier	71.12	1.09
	ABC	69.44	1.16
S4	Courier	70.35	1.06
	ABC	61.11	1.00
S5	Courier	89.35	1.00
	ABC	70.81	0.88
S6	Courier	81.51	0.94
	ABC	62.45	0.93

La durée de présentation était déterminée en fonction des performances de chaque sujet pour un nombre d'erreurs d'au moins 0.5 caractères par trigramme pour la police Courier. La durée de présentation était ajustée au fur et à mesure des sessions si le sujet améliorait ses performances Ce nombre d'erreurs correspondait au nombre de lettres incorrectement nommées pour chaque trigramme présenté. Une lettre correctement nommée mais à une mauvaise position correspondait à une erreur. Les nombres moyens d'erreur par trigramme pour chaque sujet sont indiqués dans la table 2. Le nombre d'erreurs moyen par trigramme était de 0.80±0.25 (moyenne±sd) en moyenne pour la police Courier et de 0.49±0.16 en moyenne pour la police ABC. La police ABC a donc permis de diminuer de 39% en moyenne les erreurs lors de la reconnaissance de lettres encombrées. Cette différence est statistiquement significative (t-test par paires: $t(5) = 5.98$, $p = 0.002$).

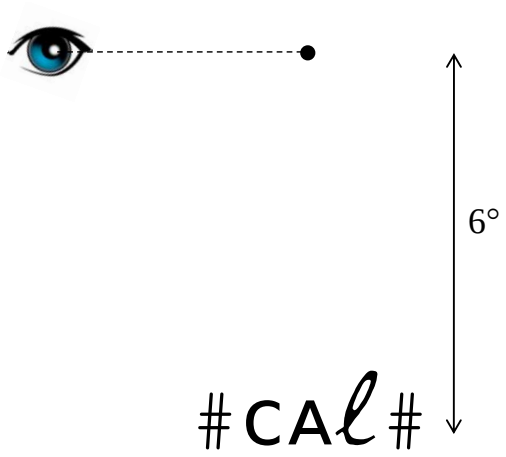


Figure 3: Description de l'expérience de reconnaissance de trigramme: Le sujet regarde un point de fixation pendant qu'un trigramme est brièvement affiché à 6° d'excentricité dans son champ visuel

Table 2

Sujet	Temps de présentation moyen (ms)	Taille de charactère (logmar)	Police	Nombre d'erreurs moyen par trigramme
S1	112	1.20	Courier	0.74
			ABC	0.43
S2	162	1.15	Courier	0.60
			ABC	0.30
S3	156	1.16	Courier	0.60
			ABC	0.38
S4	175	1.06	Courier	1.18
			ABC	0.63
S5	153	0.94	Courier	0.66
			ABC	0.47
S6	500	1.00	Courier	1.03
			ABC	0.74

C. Matrices de confusion

Une matrice de confusion est une matrice qui représente le pourcentage de reconnaissance des 26 lettres d'un alphabet, mais également le pourcentage de confusion de chacune de ces lettres avec une autre lettre. Les figures 4 et 5 représentent les matrices de confusion obtenues par un de nos sujets, le sujet S2 pour la police ABC et pour la police Courier lors de l'expérience de reconnaissance de lettres encombrées. Chaque case de coordonnées (x,y) correspond au pourcentage de fois que le sujet a nommé la lettre x quand la lettre y était présentée. Les pourcentages de la diagonale représentent ainsi les pourcentages de réponses correctes pour chaque lettre, alors que les valeurs hors-diagonale représentent les pourcentages de confusion entre deux lettres. Les cases de couleur avec un chiffre correspondent aux confusions fréquentes qui se produisent dans plus de 5% des cas. Conformément à nos attentes, la police ABC a permis de réduire les confusions fréquentes de la police Courier. Par exemple, les confusions entre les lettres b et d, b et h ou encore n et h, fréquentes pour le sujet avec la police Courier ont disparu avec la police ABC pour ce sujet. La table 3 indique le nombre de confusions fréquentes avec la police ABC et avec la police Courier pour l'ensemble de nos sujets. La police ABC a réduit le nombre des confusions fréquentes comparé à la police Courier pour la totalité des sujets (-58% en moyenne, de 26 confusions à 11 confusions). Cette baisse est significative (t-test par paires: $t(5) = -3.50$, $p = 0.02$) et montre l'efficacité de la police abc pour réduire les confusions fréquentes qui se produisent en vision périphérique avec les polices classiques.

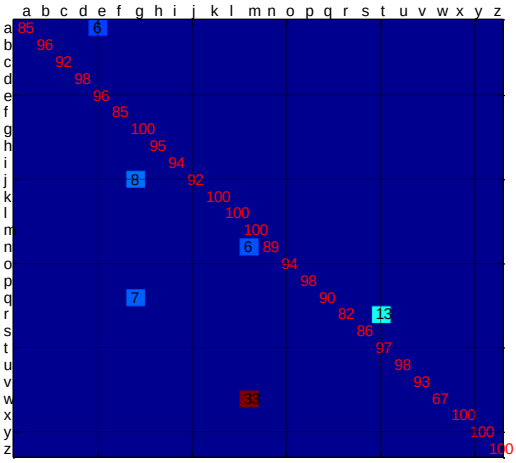


Figure 4: Matrice de confusion pour le sujet S2, résultat de notre expérience de reconnaissance de lettres encombrées avec la police ABC.

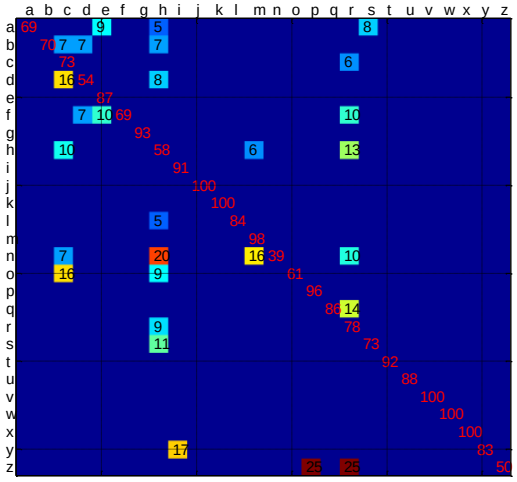


Figure 5: Matrice de confusion pour le sujet S2, résultat de notre expérience de reconnaissance de lettres encombrées avec la police Courier.

IV. Conclusion

Nous avons défini une nouvelle police de caractères adaptée à la lecture sans vision centrale, la police ABC, qui est constituée de lettres de faible complexité, dont les similarités physiques inter-lettres ont été réduites comparées aux polices classiques. Elle permet d'améliorer la reconnaissance de caractères encombrés en vision périphérique chez des sujets sains avec simulation de scotome central en réduisant les confusions inter-lettres. La police ABC n'a pas permis aux sujets d'améliorer leur vitesse de lecture avec des textes courts au contenu sémantique simple sans apprentissage précédant la tâche. Elle pourrait toutefois s'avérer utile pour améliorer les performances de lecture de textes plus complexes constitués de lettres et de mots moins prédictibles, ou améliorer l'endurance de lecture de patients basse-vision. Son utilisation optimale pourrait également nécessiter un temps d'apprentissage plus important. Finalement, ces résultats sont très encourageants et suggèrent que des patients basse-vision pourraient bénéficier de cette nouvelle fonte pour optimiser leur vitesse de lecture. Des essais seront prochainement conduits pour tester si son efficacité se retrouve chez des patients sans vision centrale.

Table 3

Sujet	Police	Nombre de confusions fréquentes
S1	Courier	18
	ABC	10
S2	Courier	28
	ABC	6
S3	Courier	15
	ABC	3
S4	Courier	41
	ABC	8
S5	Courier	23
	ABC	20
S6	Courier	35
	ABC	21

Références

[1] Elliott, D. B., Trukolo-Ilic, M., Strong, J. G., Pace, R., Plotkin, A., & Bevers, P. (1997). Demographic characteristics of the vision-disabled elderly. Investigative Ophthalmology & Vision Science, 38, 2566 –2575

[2] Mandelbaum, J. & Sloan, L. L. (1947). Peripheral visual acuity. American Journal of Optometry, 30, 581-588

[3] Levi D. M. Crowding--an essential bottleneck for object recognition: a mini-review (2008). Vision Research, 48, 635–654.

[4] Pelli, D. G., Tillman, K. A., Freeman, J., Su, M., Berger, T. D., & Majaj, . J. (2007). Crowding and eccentricity determine reading rate. Journal of Vision, 7(2):20, 1-36.

[5] Bernard J. B., Chung S. T. (2011). The dependence of crowding on flanker complexity and target–flanker similarity. Journal of Vision, 11(8):1, 1–16

[6] Aguilar C., Castet E. *(2011). Gaze-contingent simulation of retinopathy: Some potential pitfalls and remedies. Vision Research, 51 (9), 997–1012.*

[7] Chung S. T. L., Mansfield J. S., Legge G. E.(1998). Psychophysics of reading: XVIII he effect of print size on reading speed in normal peripheral vision. Vision Research, 8, 949–2962.

[8] Legge, G. E., Ross, J., Luebker, A., & LaMay, J. M. (1989). Psychophysics of reading-VIII. TheMinnesota low-vision reading test. Optometry and Vision Science, 66, 843-853

Techniques d'interactions sur dispositifs mobiles pour l'aide à l'orientation chez les non-voyants,

J. Ducasse, M. J.M. Macé, B. Oriola, C. Jouffrais

Techniques d'interactions sur dispositifs mobiles pour l'aide à l'orientation chez les non-voyants

Julie Ducasse, Marc J-M Macé, Bernard Oriola et Christophe Jouffrais
CNRS & Université de Toulouse
IRIT - UPS, 118, route de Narbonne
31062 Toulouse cedex 9, France
{lastname}@irit.fr

***Résumé* — Les aides électroniques à la navigation commencent à se diffuser auprès des personnes déficientes visuelles. Elles ont cependant l'inconvénient de ne fournir que des informations sur la destination à atteindre et sur l'itinéraire à suivre, et non sur les éléments présents autour de l'utilisateur tout au long du parcours. Ces dispositifs ne permettent pas aux non-voyants de construire une carte mentale de leur environnement, ce qui est pourtant très utile pour mieux comprendre un déplacement et l'environnement dans lequel il s'est déroulé. Les techniques non-visuelles d'assistance à l'orientation développées sur téléphone mobile dans le cadre de cette étude visent à fournir ces indications manquantes. Elles ont pour objectif de permettre à un utilisateur de déterminer sa position en lui indiquant la position de trois points de repère prédéfinis, situés dans l'environnement proche (quelques dizaines à centaines de mètres). Trois techniques de présentation de points de repère ont été conçues et développées. Des évaluations préliminaires ont permis de montrer que la connaissance des distances et directions de ces trois points permet à un utilisateur non-voyant, ayant au préalable appris une carte de l'environnement correspondant, de se situer, de s'orienter et d'atteindre une destination dans un environnement ouvert.**

Mots-clés — déficience visuelle ; mobilité ; cognition spatiale ; technologies d'assistance ; navigation ; conception participative

I. INTRODUCTION

La navigation, en particulier dans un environnement inconnu, représente un défi important pour les déficients visuels. On distingue différentes aides électroniques au déplacement, selon qu'elles concernent la micro-navigation ou la macro-navigation. Les aides à la micro-navigation désignent tout ce qui relève de la mobilité, comme les canes électroniques et les détecteurs d'obstacles, alors que les aides à la macro-navigation regroupent les aides à l'orientation [1] qui permettent d'atteindre une destination, comme les GPS adaptés aux non-voyants [2].

Parmi ces GPS adaptés, nous pouvons citer à titre d'exemple le Personal Guidance System, projet de recherche développé par Loomis & Golledge [3]. Le PGS est un dispositif d'assistance qui guide l'utilisateur le long d'un itinéraire et lui indique les noms des points d'intérêt présents sur son itinéraire. Le Trekker et le Kapten Mobility sont des dispositifs commerciaux qui suivent le même principe : l'utilisateur entre l'adresse à laquelle il souhaite se rendre et peut alors suivre les indications données vocalement par le dispositif. Ces GPS adaptés souffrent cependant de plusieurs limitations : ils nécessitent un matériel particulier, ne possèdent pas de cartes adaptées au déplacement des piétons (incluant les trottoirs, les voies pour piétons, les traversées de rues, …) et ne permettent pas un positionnement assez précis, en particulier dans les environnements urbains où les immeubles gênent la réception des signaux satellites. Lorsque l'on observe des utilisateurs avec ces dispositifs, on s'aperçoit que les problèmes de positionnement et de cartographie conduisent à une défaillance du guidage. Il apparaît notamment que l'utilisateur ne sait plus quelle décision prendre en réaction à une consigne de guidage.

La navigation maritime montre qu'il suffit de trois amers pour permettre à un bateau de se localiser et de s'orienter vers une destination. Bien que la navigation terrestre diffère de la navigation maritime (en raison, par exemple, de la présence d'immeubles qui empêchent d'aller en ligne droite), nous pouvons faire l'hypothèse qu'en s'appuyant sur trois amers connus, un piéton peut lui aussi se localiser et s'orienter vers une destination voulue, dans un environnement ouvert comme dans un environnement urbain. Dans ce dernier cas, l'utilisateur devra réajuster son itinéraire en fonction des obstacles rencontrés (contournement d'un bloc d'immeuble, traversée d'une route), mais il pourra toujours savoir dans quelle direction se trouve la destination à atteindre.

Dans le cas spécifique de l'assistance à la navigation pour un déficient visuel, notre hypothèse de travail repose sur deux constats réalisés auprès des déficients visuels et des formateurs spécialisés. Le premier constat montre qu'en général les déficients visuels ont suivi une formation en orientation et mobilité. La plupart d'entre eux ont donc appris à maîtriser les bases du déplacement dans des contextes urbains 'classiques' et sont capables d'affronter un ensemble de points difficiles avec une canne longue ou un chien-guide. Le second constat montre que les déficients visuels partent toujours avec une connaissance a priori de l'itinéraire qu'ils vont suivre (obtenue sur la base d'une carte en relief par exemple). Un des problèmes majeurs lors de l'exécution d'un trajet consiste donc à vérifier sa position et son orientation par rapport à la destination, ainsi que le bon déroulement du trajet par la détection de repères mémorisés.

II. ETAT DE L'ART

Récemment ont été proposés deux systèmes de guidage basés sur le GPS qui ne reposent pas sur un suivi d'itinéraire classique et des instructions de guidage verbales. Ces deux systèmes ne nécessitent ni un positionnement absolu au mètre près, ni une cartographie adaptée aux piétons. Le premier est une application Android appelée PocketNavigator [4] dont le principe consiste à faire vibrer le téléphone pour fournir des indications concernant le prochain point d'itinéraire à atteindre. Un code basé sur le rythme et la durée des vibrations permet d'indiquer la direction et la distance de celui-ci. Le second est un GPS audio proposé par Sanchez et al. [5]. Il fournit de manière auditive des informations sur la direction et la distance de la destination à atteindre en utilisant la métaphore de l'horloge (12 heures si le point est en face de l'utilisateur, 3 heures s'il est à droite, etc.). Ces deux systèmes ne reposent pas sur le guidage précis le long d'un itinéraire mais uniquement sur l'indication d'un point à atteindre. Du point de vue de l'interaction, ils prouvent que les modalités auditives ou tactiles sont suffisantes pour donner des informations de distance et de direction sur un point d'intérêt et permettre à l'utilisateur d'atteindre ce dernier.

Dans cette étude, nous séparons l'apprentissage de la carte de l'expérience de navigation proprement dite. La configuration de l'environnement peut être apprise grâce à une description verbale, à une expérience préalable, ou à l'utilisation de cartes tactiles en papier et/ou numériques. Les cartes tactiles peuvent être des cartes imprimées par thermoformage, des cartes en reliefs sur papier embossé ou encore des maquettes réalisées à partir de divers matériaux (aimants, objets en bois, tissus, etc.). Les cartes interactives proposées sont des cartes en relief posées sur une surface tactile qui permettent à une personne non-voyante d'obtenir des informations supplémentaires en interagissant avec la surface tactile à travers la carte en relief (voir par exemple [6]).

Il a été montré qu'une personne non-voyante peut extraire les éléments saillants d'une carte pour comprendre comment l'environnement est organisé [7]. Elle peut ainsi planifier son itinéraire en repérant la position du point d'arrivée par rapport aux points de repères [8]. Dans ce cas, elle est à la fois autonome (elle ne dépend pas d'un itinéraire calculé par un dispositif de guidage) et encouragée à avoir une représentation mentale allocentrée de l'espace, renforcée par la mémorisation de quelques points de repères importants.

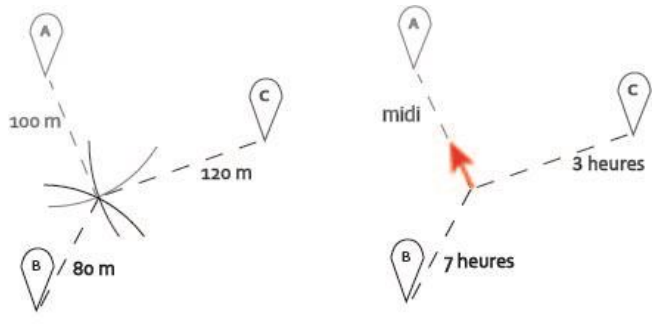


Figure 1 : Principe de la triangulation. À gauche, détermination de la position à partir des distances connues de trois points de repères ; à droite, détermination de l'orientation à partir des directions connues.

Notre objectif est de fournir, une fois sur le terrain, des informations lui permettant de situer, à tout moment, sa position et son orientation actuelles par rapport aux points de repères mémorisés avant le départ (figure 1). Le processus mis en œuvre est un processus de triangulation à partir des distances et/ou des directions de ces trois points. Grâce à ces informations, l'utilisateur peut se positionner sur la carte mentale qu'il a de l'environnement et ainsi ajuster son itinéraire afin d'atteindre la destination voulue. Afin d'y parvenir, nous avons développé plusieurs applications pour smartphone permettant à un déficient visuel d'obtenir ces informations (distance et direction) via les modalités auditive ou tactile. Couplée à la connaissance préalable d'une carte, l'utilisation de cette application doit permettre à une personne déficience visuelle de se localiser et de s'orienter dans un environnement donné, et donc d'atteindre une destination. Trois applications ont été développées : leur fonctionnement est décrit dans la partie suivante.

III. TECHNIQUES DE PRESENTATION DES POINTS DE REPERE

De nombreux brainstorming avec des concepteurs et des utilisateurs déficients visuels ont permis d'identifier plusieurs solutions, inspirées par Panëels et al. [9]. Les solutions sélectionnées ont été développées de manière itérative selon les principes d'une conception centrée-utilisateur, chaque itération aboutissant à un test réalisé auprès d'un utilisateur déficient visuel. Ces tests ont notamment permis d'améliorer les techniques d'interaction utilisées en entrée du système ainsi que la qualité des sorties vibratoires et auditives.

Trois stratégies ont finalement été retenues pour être comparées dans des tests utilisateurs. Ces stratégies ont été nommées de la façon suivante : « Boutons », « Radar » et « Carte ». Chacune correspond à une application dédiée au cours de l'expérience. Toutes les applications permettent à un utilisateur déficient visuel de percevoir la position relative de trois points situés autour de lui, en indiquant pour chaque point sa distance et sa direction. L'utilisateur possède ainsi des informations de direction et de distance pour trois points de repère grâce auxquelles il peut trianguler ses propres position et orientation. A tout moment, l'utilisateur peut aussi aligner son téléphone avec le nord pour faire correspondre la représentation mentale de l'environnement résultant de l'apprentissage préalable avec sa représentation actuelle (dépendant de son orientation).

Les coordonnées géographiques des trois points de repère sont enregistrées dans l'application. Les distances et directions données à l'utilisateur sont calculées à partir de ces coordonnées géographiques et des valeurs données par la boussole et le GPS du téléphone.

Les utilisateurs déficients visuels en mobilité refusent une surcharge d'informations auditives afin de percevoir les sons environnants. Dans le but de restreindre au minimum le nombre d'informations auditives, l'identifiant du point est donné via les vibrations du téléphone alors que la distance est donnée via la modalité auditive (utilisation d'un moteur de synthèse vocale). Plusieurs trains de vibration ont été testés : la figure 2 décrit les motifs vibratoires finalement retenus. Les applications diffèrent principalement par la manière dont la

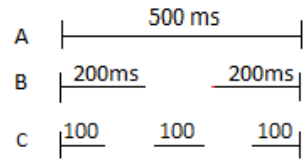


Figure 2 : Motifs de vibration utilisés pour identifier les points de repère. A, B et C sont trois points de repères. Chaque trait représente une vibration

direction des points de repère est indiquée (métaphore de l'horloge pour l'application Boutons, pointage pour l'application Radar et représentation classique pour l'application Carte). Les applications sont illustrées dans la figure 3.

L'application «Carte» représente une carte de l'environnement sur laquelle figurent les trois points de repères ainsi que la position de l'utilisateur. Afin que les points de repère puissent être facilement trouvés par l'utilisateur, ils sont représentés sur les bords de l'écran [10], en déformant légèrement au besoin la représentation de la carte. Dès que le doigt de l'utilisateur passe sur un des points, le téléphone émet une courte vibration. Si l'utilisateur maintient l'appui, le téléphone vibre selon le motif vibratoire correspondant au point et un message vocal indique la distance. Lorsque l'utilisateur passe avec son doigt sur le cercle représentant sa position, il entend le message vocal «ma position». Lorsque l'orientation de la carte ne correspond plus à celle de l'environnement, des messages audio permettent à l'utilisateur de réorienter correctement son téléphone.

L'application «Boutons» se compose de boutons remplissant chacun une large portion de l'écran. Lorsque l'utilisateur clique sur un bouton, l'identifiant du point de référence est donné par le motif vibratoire associé à ce point. Sa distance et sa direction (sous forme horaire) sont indiquées grâce à un message vocal (par exemple, « 50 mètres, midi »). Un dernier bouton donne des indications vocales à l'utilisateur (« gauche », « droite ») afin qu'il puisse aligner son téléphone avec le nord.

L'application «Radar» indique la position des points de repère en vibrant quand le doigt de l'utilisateur qui parcourt le pourtour de l'écran se trouve dans la direction effective de ce point. Le téléphone vibre selon le motif vibratoire associé au point de repère désigné par l'utilisateur. Un message vocal indique la distance du point de repère. Lorsque l'utilisateur clique au centre de l'écran, il lui est possible d'orienter son téléphone vers le nord en suivant les indications données.

IV. EVALUATIONS

A. *Sujets :*

6 sujets (6 hommes), âgés de 22 ans en moyenne, ont participé à l'expérience. Les sujets étaient des étudiants de l'université qui n'avaient jamais utilisé les applications auparavant. Les sujets étaient voyants et portaient un bandeau sur les yeux pendant la durée de l'expérience. Ils ont tous donné leur consentement écrit pour participer à l'expérience et le protocole expérimental a été validé par un comité local d'éthique (CLERIT).

B. *Tâches :*

L'expérience durait environ 1h15. Chaque sujet remplissait au préalable un formulaire de consentement. Le téléphone utilisé pour les expériences était un Samsung Galaxy S3 sous Android 3.

Les applications ont été évaluées dans trois tâches successives : les deux premières se déroulaient dans les locaux de l'IRIT, et avaient pour but de déterminer s'il est possible de connaître son orientation et sa position grâce à ces applications. La troisième tâche se déroulait en extérieur et avait pour but de vérifier que les applications permettent bien d'atteindre une destination dans un environnement ouvert. Pour les deux premières tâches, afin d'éviter des problèmes de localisation liés à l'utilisation du GPS en intérieur, les coordonnées géographiques du téléphone étaient enregistrées dans l'application (le but de l'expérience n'était pas de faire de la localisation en intérieur : ces deux premières tâches auraient tout aussi bien pu être effectuées à l'extérieur).

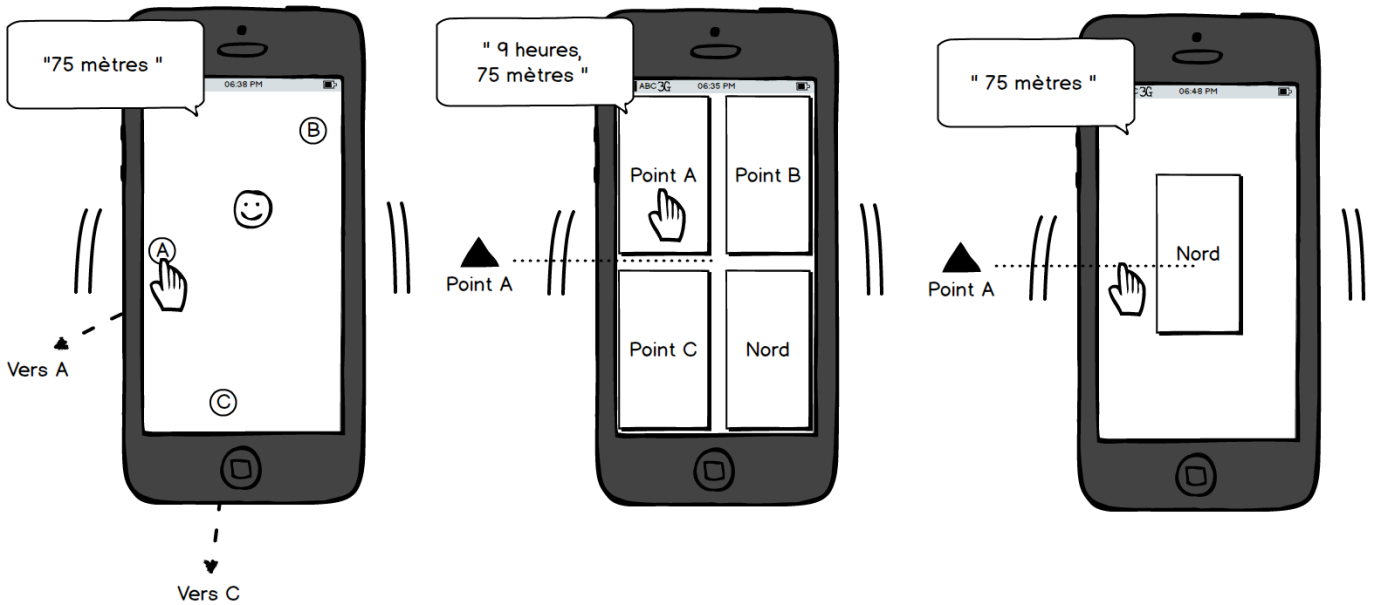


Figure 3 : Illustrations des trois applications. De gauche à droite, les applications Carte, Boutons et Radar. Les flèches en pointillé indiquent les directions réelles des points de repères par rapport au centre du téléphone.

Un apprentissage était réalisé au début de l'expérience afin que les sujets sachent identifier un point de repère à partir de son motif vibratoire.

- Tâche 1 : Connaître son orientation
  Le sujet devait déterminer dans quelle direction les points de référence se trouvaient par rapport à lui en s'appuyant sur les informations fournies par l'application. Une fois les informations mémorisées, le sujet faisait tourner un disque de papier dont le centre représentait sa position, afin que les points représentés sur ce disque soient alignés avec les points de repère réels.
- Tâche 2 : Connaître sa position
  Le sujet devait déterminer sa position par rapport à trois points de repère, en s'appuyant sur les informations données par l'application. Une fois les informations mémorisées, le sujet recevait une carte sur laquelle les trois points étaient représentés en relief : le sujet devait y poser un repère pour indiquer sa position estimée.
- Tâche 3 : Atteindre une destination
  Une carte en relief sur laquelle figuraient trois points de repère, un point de départ et un point d'arrivée était présentée au sujet. Il était demandé au sujet de mémoriser la carte. Lorsqu'il se déclarait prêt, le sujet était conduit jusqu'au point de départ et devait atteindre la destination en s'appuyant sur les informations données par l'application et sans utiliser la carte. Au bout de 5 minutes, si la destination n'avait pas été atteinte, l'évaluateur interrompait l'essai. La figure 4 présente les différentes configurations de l'environnement pour cette tâche.

Après avoir réalisé les deux premières tâches, les sujets remplissaient un questionnaire SUS (System Usability Scale).

C. *Conditions :*

Chaque sujet réalisait les trois tâches avec les trois applications (soit 9 tâches par sujet). Les applications étaient présentées dans un ordre différent pour chaque sujet, contrebalancé sur l'ensemble des sujets. L'orientation des points de repère pour la première tâche, la position à déterminer pour la deuxième tâche et la destination à atteindre pour la troisième tâche étaient présentées également dans un ordre différent pour chaque sujet.



Figure 4 : Carte des points de repères pour la tâche 3. A', B' et C' sont les points de repères ; D1, D2 et D3 sont les trois destinations possibles à atteindre à partir du point Départ.

D. *Hypothèses :*

Les hypothèses étaient les suivantes :

- Les applications permettent à une personne de connaître sa position et son orientation, sans utiliser la modalité visuelle.
- Dans un environnement ouvert, les applications permettent à une personne ayant préalablement appris une carte (carte en relief par exemple) d'atteindre une destination, sans utiliser la modalité visuelle.

Les expériences avaient par ailleurs pour but de déterminer si une des applications semblait être plus utilisable que les autres, et donc si une stratégie de présentation des informations s'avérait plus efficace qu'une autre.

V. RESULTATS

A. *Connaître son orientation :*

L'écart angulaire (en degrés) entre les directions estimées par le sujet et les directions réelles a été mesuré pour évaluer la précision des estimations. Le temps pour réaliser chaque tâche était également mesuré pour donner une indication supplémentaire sur l'efficience des applications.

Les erreurs angulaires d'un des sujets étaient très élevées par rapport aux autres (différence d'un écart-type pour les applications Boutons et Carte et de deux écarts-type pour l'application Carte) : nous pensons que la tâche a été mal comprise par ce sujet dont les résultats ont été considérés comme aberrants pour cette tâche uniquement. L'écart angulaire moyen était de 20,2° (écart-type : 14,1°) pour l'application Boutons, 17,8° pour l'application Radar (écart-type : 12,6°) et 18,8° pour l'application Carte (écart-type : 6,8°) (cf. figure 5). Le temps moyen de réalisation de la tâche (arrondi à la seconde) était de 112 secondes pour l'application Boutons (écart-type : 48 s), 71 s pour l'application Radar (écart-type : 56 s) et 127 s pour l'application Carte (écart-type : 29 s).

Les erreurs angulaires mesurées sont relativement faibles, sachant que les directions indiquées par les applications sont données avec une précision de +/- 15° en moyenne à cause de l'imprécision des capteurs du téléphone. Les applications permettent donc à des personnes de connaître leur orientation sans utiliser la modalité visuelle.

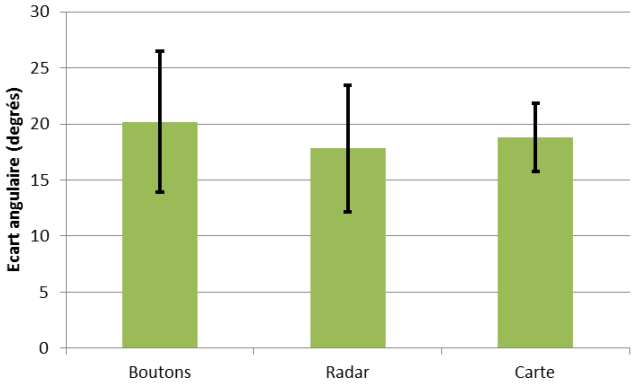


Figure 5 : Moyenne des écarts angulaires (en degrés) entre la direction estimée et la direction réelle selon les applications. Les barres d'erreur représentent les écarts-type.

Les tests statistiques réalisés ont montré qu'il n'y avait pas de différences significatives entre les trois applications concernant l'erreur angulaire (ANOVA : ns, F(2,12)=0,05, p=0,95) et les temps de réalisation de la tâche (ANOVA : ns, F(2,12)=1,94, p=0,18). Des tendances se dégagent, mais le faible nombre de sujets ne permet pas d'obtenir une grande puissance statistique.

B. Connaître sa position :

La distance en centimètres entre la position réelle du sujet et sa position estimée était mesurée puis convertie en mètres selon l'échelle de la carte (1/2100ème).

Les écarts moyens étaient de 76 mètres pour l'application Boutons (soit 3,6 cm sur la carte), 61 mètres pour le Radar (soit 2,9 cm sur la carte) et 68 mètres pour la Carte (soit 3,2 cm sur la carte) (cf. figure 6). Les temps moyens étaient de 136 secondes pour l'application Boutons, 141 secondes pour le Radar et 151 secondes pour la Carte.

Les distances données par les applications étaient d'une précision de +/- 25 mètres. Les erreurs pour cette tâche sont donc relativement faibles, ce qui indique que les applications permettent à une personne de connaître sa position sans recourir à la modalité visuelle. Il est aussi intéressant de noter que la précision de l'estimation était considérablement inférieure lorsque les sujets devaient trouver une position en dehors du triangle formé par les trois points de repères.

Les tests statistiques réalisés ont montré qu'il n'y avait pas de différences significatives entre les trois applications concernant les erreurs de position (ANOVA : ns, F(2,15)=0,22, p=0,80) et les temps de réalisation de la tâche (ANOVA : ns, F(2,15)=0,08, p=0,90).

C. Atteindre une destination :

Le taux de réussite a été calculé pour chaque application : la tâche était réussie si le sujet parvenait à atteindre la destination en moins de 5 minutes.

Le taux de réussite était de 67 % pour les applications Boutons et Radar et de 100 % pour l'application Carte. Lorsque la tâche était réussie, le temps moyen pour atteindre l'objectif était marginalement supérieur pour l'application Carte (221 secondes) que pour les deux autres applications (114 s pour Boutons, 140 s pour Radar) (ANOVA : ns, F(2, 11)=2,75, p=0,10).

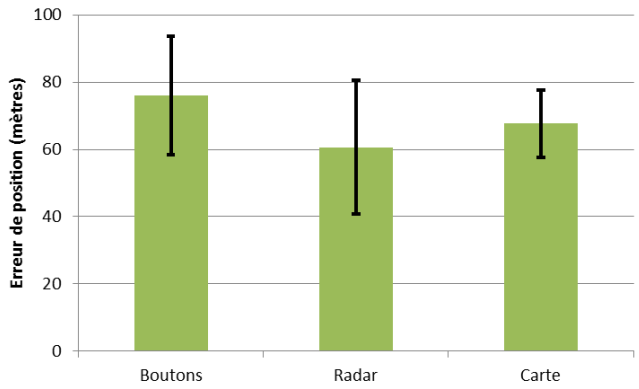


Figure 6 : Moyenne des erreurs de position (en mètres) pour la tâche 2. Les barres d'erreur représentent les écarts-type.

D. Questionnaire de satisfaction :

Les scores obtenus par les différentes applications au questionnaire SUS étaient les suivants : 61 pour l'application Boutons, 74 pour le Radar et 54 pour la Carte.

Si l'on se réfère uniquement aux questions liées aux temps d'apprentissage et d'adaptation, on remarque que l'application Radar a été jugée plus facile à apprendre que les deux autres. Elle a aussi été jugée plus facile d'utilisation.

E. Commentaires et observations :

A la fin de l'expérience, il était demandé aux sujets d'indiquer leur ordre de préférence des applications (les réponses sont présentées dans la figure 7). Les résultats sont en accord avec les scores SUS : l'application Radar était citée comme première ou deuxième application préférée par 5 participants sur 6. Cela va aussi de pair avec les remarques faites par les sujets à la fin de l'expérience. L'application Radar a été jugée "intuitive" et "facile à comprendre", alors que l'application Boutons a été jugée plus "difficile", notamment à cause de la métaphore de l'horloge utilisée pour donner les directions. En ce qui concerne l'application Carte, plusieurs sujets ont rapporté avoir eu des difficultés à interpréter les informations données.

Dans l'ensemble, les sujets ont trouvé les deux premières tâches faciles à réaliser, alors que la tâche en situation réelle a été jugée plus complexe (certains sujets ont par exemple déclaré ne plus se rappeler de la carte qui leur avait été présentée au début de la tâche, sachant que l'apprentissage de la carte était très court).

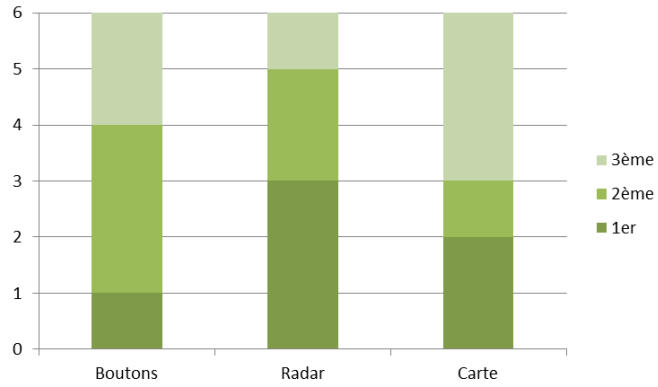


Figure 7 : Ordre de préférence des applications. Pour chaque application, nombre de sujets ayant cité ladite application en 1ère, 2ème ou 3ème position.

VI. DISCUSSION

Les deux premières tâches effectuées en intérieur montrent que les trois applications pourraient permettre à une personne déficiente visuelle de connaître la position relative des points de référence afin de se localiser et de s'orienter correctement par rapport à ces points.

En situation réelle, les réponses étaient moins précises et les sujets moins confiants. Il semblerait donc que le processus de se projeter, grâce aux informations recueillies, dans sa

propre carte mentale soit plus difficile. Trois explications peuvent être avancées :

- les sujets devaient interpréter les informations de distance et de direction simultanément alors que pour réussir les deux premières tâches seule une information suffisait (les directions pour la première tâche et les distances pour la seconde tâche). La tâche était donc plus complexe à réaliser.
- l'apprentissage de la carte était très court (2 minutes), alors qu'il est probablement aussi important que la réalisation de la tâche en elle-même. La mémorisation de la carte avant le départ devrait être contrôlée afin de mettre en évidence l'impact de celle-ci. L'utilisation d'une carte tactile interactive pourrait faciliter ce travail préalable avec les déficients visuels.
- le terrain sur lequel la troisième tâche a été réalisée ne présentait pas d'éléments particuliers: il n'y avait pas d'obstacles et le sol ne présentait pas de changements de revêtement. Or dans une situation réelle les environnements sont généralement plus contrastés (présence de bâtiments, rues, trottoirs, etc.). Ces particularités devraient certainement aider l'utilisateur à mettre à jour sa position plus finement en lui permettant de se situer par rapport à des points d'intérêt supplémentaires.

Enfin, nous avons remarqué que pour déterminer leur orientation et position, les sujets n'utilisaient pas toujours les trois points de repère : pour la troisième tâche notamment, les deux points de repères les plus proches de la destination à atteindre étaient principalement utilisés. S'appuyer sur deux points de repère uniquement rend moins précis le recalage de la représentation mentale par rapport à la réalité, mais diminue par ailleurs la charge cognitive nécessaire. Il serait intéressant de déterminer dans quelle mesure l'utilisation de trois points de repères complexifie la tâche plutôt qu'elle n'aide l'utilisateur à se situer précisément.

En ce qui concerne les techniques d'interaction, les résultats portent sur un nombre réduit de sujets pour l'instant et les tests statistiques réalisés ne permettent pas d'affirmer qu'une application est meilleure qu'une autre, même si des tendances se dégagent en faveur de l'application Radar. Cette application semble par ailleurs être plus appréciée que les deux autres, avec en particulier un meilleur score SUS.

VII. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'objectif de cette étude était de déterminer s'il est possible pour un utilisateur de s'orienter, de se localiser et d'atteindre une destination dans un environnement ouvert en s'appuyant sur trois points de repère uniquement et après avoir appris une carte. Les informations données (direction et distance), les modalités utilisées (auditives et haptiques) ainsi que les stratégies de présentation utilisées se sont avérées pertinentes et efficaces dans le cadre des expériences menées.

De nouvelles évaluations sont à mettre en place pour améliorer les résultats. Les tests doivent notamment être réalisés auprès de personnes non-voyantes et sur un plus grand nombre de sujets. Il est tout à fait possible que certains des résultats obtenus sur des voyants les yeux bandés soient différents chez des déficients visuels. Par exemple, les déficients visuels sont habitués à manipuler l'horloge comme système de représentation de l'orientation. Aussi, comme nous l'avons déjà précisé, l'apprentissage de la carte est une étape primordiale, qu'il faudrait donc intégrer au protocole des prochaines évaluations. Les travaux à venir pourraient par ailleurs répondre à la question suivante : combien de points de repère faut-il pour minimiser le temps pour effectuer un parcours et les erreurs de positionnement et d'orientation ? Enfin, une nouvelle phase de conception s'avèrerait nécessaire pour rendre ces applications entièrement fonctionnelles, en permettant à l'utilisateur de rajouter des points de repère et de sélectionner un ensemble de points par exemple.

BIBLIOGRAPHIE

[1] R. Farcy, R. Leroux, A. Jucha, R. Damaschini, C. Grégoire, and A. Zogaghi, "Electronic travel aids and electronic orientation aids for blind people: Technical, rehabilitation and everyday life points of view," in *CVHI Conference*, 2006, p. 12.

[2] J. M. Loomis, R. G. Golledge, and R. L. Klatzky, "Navigation System for the Blind: Auditory Display Modes and Guidance.," *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 7, no. 2, pp. 193–203, Apr. 1998.

[3] J. M. Loomis, R. G. Golledge, R. L. Klatzky, J. M. Speigle, and J. Tietz, "Personal guidance system for the visually impaired," in *first annual ACM conference on Assistive technologies - Assets '94*, 1994, pp. 85–91.

[4] M. Pielot, B. Poppinga, W. Heuten, and S. Boll, "Pocketnavigator: Studying tactile navigation systems in-situ," *in Proceedings of CHI, 2012*.

[5] J. Sánchez and N. de la Torre, "Autonomous navigation through the city for the blind," in *Proceedings of the 12th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility - ASSETS '10*, 2010, pp. 195–202.

[6] A. Brock, "Touch the map!: designing interactive maps for visually impaired people," *ACM SIGACCESS Accessibility and Computing*, no. 105, pp. 9–14, Jan. 2013.

[7] A. M. Brock, P. Truillet, B. Oriola, D. Picard, and C. Jouffrais, "Interactivity Improves Usability of Geographic Maps for Visually Impaired People," *Human-Computer Interaction*, 2014.

[8] R. G. Golledge, R. L. Klatzky, and J. M. Loomis, "Cognitive mapping and wayfinding by adults without vision," in in *The Construction of Cognitive Maps*, vol. 32, J. Portugali, Ed. Dordrecht: Springer Netherlands, 1996, pp. 215–246.

[9] S. Panëels and A. Olmos, "Listen to it yourself!: evaluating usability of what's around me? for the blind," *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems -CHI'13*, pp. 2107–2116, 2013.

[10] S. K. Kane, J. O. Wobbrock, and R. E. Ladner, "Usable gestures for blind people," in *Proceedings of the 2011 annual conference on Human factors in computing systems - CHI '11*, 2011, pp. 413–422.

Session 3 : Fauteuils roulants électriques

Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique,

S. B. Ferrer, A. Kokosy, J.M. Capron, M. Pepper, M. Henderson, S. Kelly, M. Gillham

Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique

S.B. Ferrer[1], A. Kokosy[1,2], J.M. Capron[1]
[1]ISEN, département SMART
[2] LAGIS, UMR CNRS 8219
Lille, France
s.b.ferrer@ieee.org, Annemarie.kokosy@isen.fr, jean-marc.capron@isen.fr

Matthew Pepper[3,4], Martin Henderson[3], Stephen Kelly[3], Michael Gillham[3]
[3]University of Kent
[4]Kent & Canterbury Hospital, Medical Physics Department
Canterbury, Royaume-Uni

***Résumé*—Cet article propose un nouvel système d'aide à la conduite qui accompagne l'utilisateur d'un fauteuil roulant électrique, afin de garantir un déplacement sans collision dans un environnement indoor. Ce système, à bas coût, peut être adapté à la plupart des fauteuils roulants électriques. L'utilisateur reste maître du fauteuil et le système n'intervient qu'en cas de danger. Ce système a été embarqué sur un fauteuil de la marque Invacare Bora et testé par des utilisateurs volontaires dans un espace de 13 m^2 équipé d'un système de vision VICON. Afin de mettre en évidence son utilité, plusieurs indicateurs de performances ont été évalués.**

Mots clés—aide technique pour le handicap, fauteuil roulant électrique intelligent, système d'aide à la conduite, évaluations cliniques, évitement d'obstacles, système de conduite partagée utilisateur/machine

I. INTRODUCTION

D'après la Caisse Nationale de solidarité pour l'autonomie, il existe en France 850 000 personnes souffrant d'un handicap moteur isolé et 1 400 000 personnes atteintes d'un handicap moteur associé à d'autres déficiences [1]. Il existe quatre grandes causes de handicap moteur :

- les lésions de la moelle épinière (accident de la route, du sport ou du travail) pour lesquelles on peut envisager des solutions techniques plus couteuses car en général prises en charge par des assurances ; elles touchent environ 30 000 personnes en France,
- les infirmités motrice cérébrale, résultant de lésions cérébrales non évolutives intervenues avant ou autour de la naissance ; elles touchent 3 enfants sur 5 000 naissances,
- les myopathies, maladies neuromusculaires d'origine génétique. Certaines débutent dans la petite enfance, d'autres à l'adolescence ou à l'âge adulte,
- les accidents vasculaires cérébraux.

Un certain nombre des maladies sont évolutives, comme la sclérose en plaque. Et même lorsque la maladie est stable en elle-même, ses conséquences en termes de handicap peuvent s'accroître au cours de la vie par des déformations pendant la croissance ou des difficultés majorées par le vieillissement.

Les fauteuils roulants (manuels ou électriques) permettent aux personnes ayant des difficultés de déambulation de retrouver une certaine autonomie dans leurs déplacements (au domicile comme à l'extérieur) et d'améliorer leur qualité de vie [2], [3]. Tandis que le fauteuil roulant manuel demande un effort physique plus important pour le manœuvrer, le fauteuil électrique quant à lui requiert des capacités cognitives et motrices qui ne sont pas à la portée de tous.

Afin d'augmenter le nombre de personnes capables d'utiliser les fauteuils roulants électriques (FRE), plusieurs projets de recherche de FRE intelligents ont vu le jour depuis les années 80 [4]-[13]. La plupart des solutions présentées ont été développées sur des fauteuils modifiés dans les laboratoires de recherche. Elles utilisent souvent des capteurs très couteux comme les lidars ou caméras omnidirectionnelles pour la localisation et des PC pour calculer la trajectoire. Certains chercheurs ont toutefois proposé des solutions sous la forme d'un module qui peut être ajouté sur le FRE de la personne [4], [5], [6], [7], [8], [9]. Cependant, ils n'ont pas été forcement conçus pour être interfacés avec n'importe quel fauteuil roulant électrique, ce qui pourrait limiter leur utilisation aux personnes qui possèdent la bonne marque et type de fauteuil. Selon les sources de la Fondation de Garches, il existe environ 150 types de fauteuils roulants électriques et deux grands constructeurs d'électronique de fauteuil se partagent environ 80% du marché.

Il est possible de classer les aides à la conduite d'un FRE en trois catégories. Dans la première on trouve les systèmes garantissant uniquement la sécurité de la personne en évitant la collision avec les obstacles par l'arrêt du fauteuil [7], [8], [9], l'utilisateur étant le seul conducteur du fauteuil. Dans la seconde catégorie, l'utilisateur et le module d'aide à la conduite se partagent la conduite du fauteuil et le système intervient en fonction du besoin de la personne ou des éléments détectés dans l'environnement du fauteuil [7], [10]. Plus récemment, les chercheurs se sont interrogés sur les besoins des patients selon leur handicap et ont proposé des systèmes de partage de la conduite basés sur l'état de l'utilisateur ou ses intentions [10], [11] (par exemple, dans [10], ce partage est modulé en fonction du degré de stress détecté sur le conducteur). Plusieurs modes opératoires sont proposés, comme l'évitement d'obstacle, le passage des portes ou encore le suivi des murs qui peuvent être choisis par l'utilisateur ou directement par la machine. Dans la dernière catégorie, on retrouve les systèmes automatiques. Dans ce cas, l'utilisateur indique à la machine sa volonté (une direction, une trajectoire ou un point de destination), ou la machine détecte elle-même la

Ce travail a été soutenu financièrement par le programme Interreg IVA 2 Mers et le FEDER par le biais du projet SYSIASS, 06-020-FR.

volonté de la personne [12], et le système conduit le fauteuil de façon autonome.

Cet article propose un système d'aide à la conduite qui partage son action avec celle de l'utilisateur. Son rôle est d'aider l'utilisateur à se déplacer en toute sécurité en l'aidant à éviter les obstacles qu'il n'aurait pas vu ou pas pu éviter sans le système. Celui-ci doit être universel, c'est-à-dire adaptable sur la plupart des fauteuils roulants existant sur le marché. Afin de rester accessible à l'achat par les utilisateurs, le système utilise est composé de capteurs et d'un système de traitement de l'information peu onéreux. De plus, le système doit être également modulable en fonction de l'évolution de son handicap et de son état et également de son besoin. En effet, il est indispensable, pour l'acceptation de la technologie, de prendre en compte le besoin exprimé par la personne. Afin de mieux cerner les attentes et besoins des utilisateurs, nous avons mené une enquête nationale sur Internet (www.sysiass.eu) entre octobre 2011 et mai 2012. Les résultats peuvent être trouvés dans [14], [15]. Afin que l'utilisateur puisse comprendre le comportement du fauteuil, surtout quand le système d'aide à la conduite agit sur le fauteuil, le module transmet à l'utilisateur l'information sur son fonctionnement (correction réalisée ou non) ainsi que sur l'état de dangerosité des obstacles détectés et leur position par rapport au fauteuil. Il utilise pour cela un système vibratoire dans le joystick couplé à un signal sonore et un système à LEDs.

II. SYSTEME D'AIDE A LA CONDUITE PROPOSE

A. *Architecture hardware*

L'architecture adoptée, présentée dans la Fig. **1**, est modulaire et composée de trois nœuds de capteurs, un nœud de communication et un nœud de contrôle.

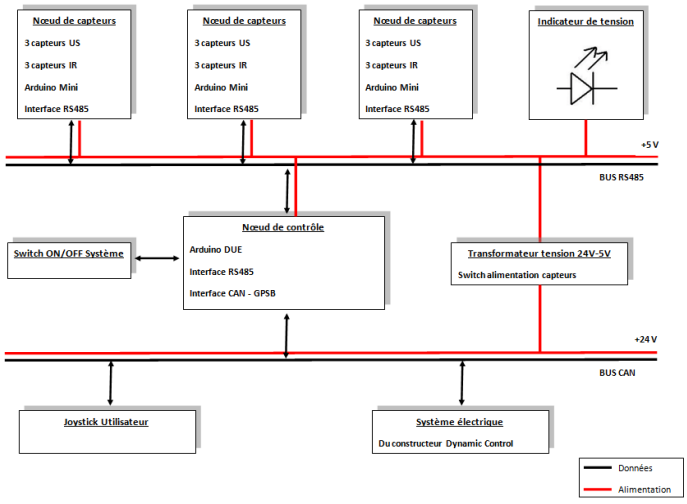


Fig. 1. Architecture hardware du système d'aide à la conduite

Le nœud de capteurs permet de recevoir des informations sur l'environnement tout autour du fauteuil grâce aux capteurs ultrasons et infrarouges. Nous utilisons trois nœuds positionnés sur le fauteuil afin de couvrir toute la zone autour du celui-ci : le premier nœud est positionné à l'avant gauche, le deuxième à l'avant droit et le troisième à l'arrière (Fig. **2**). Cependant, grâce à la modularité du système, il est possible d'ajouter ou d'enlever un nœud en fonctions des besoins de l'utilisateur. Par exemple, si l'utilisateur a besoin d'une aide à la conduite uniquement pour reculer, il suffit de laisser uniquement le nœud de capteurs arrière.

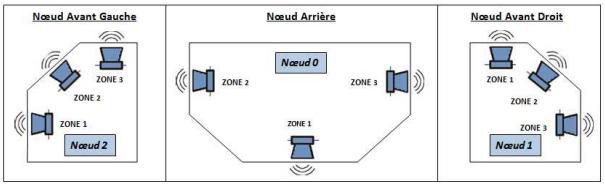


Fig. 2. Placement des capteurs pour les trois nœuds

Chaque nœud de capteurs est composé de trois capteurs Ultrason SRF01 (http://www.robot-electronics.com), de trois capteurs Infrarouge GP2Y0A02YK (Sharp Corporation ; Osaka, Japon, http://www.sharp-world.com), d'une carte Arduino Mini et d'une interface pour un bus de communication RS485. Les capteurs ultrasons permettent de détecter un obstacle sur une distance allant de 16 cm à 600 cm sur un cône de détection de 55°. Chaque capteur renvoie la distance de l'objet le plus proche de lui. Les capteurs sont espacés de 45°, de cette façon chacun des nœuds est donc capable de couvrir une zone de 90°. L'Arduino Mini appartenant à chaque nœud, contacte chacun des capteurs du nœud à tour de rôle afin de faire une nouvelle mesure et stocke la dernière valeur obtenue. En lançant des mesures de façon indépendante entre les capteurs on évite ainsi le phénomène de diaphonie. Il pourrait néanmoins apparaître car les mesures de capteurs appartenant à des nœuds différents sont lancées de façon asynchrone. Il est donc important de s'assurer que ce phénomène ne se produira pas. Afin de le vérifier, le fauteuil a été placé dans un cas de figure où il est totalement entouré par des obstacles situés entre 40 et 60 cm. Les données du capteur ultrason (capteur 2) du nœud 1 (seul) ont été comparées à celles obtenues lorsque le nœud 1 et le nœud 2 sont activés simultanément (Fig. **3**). On constate ainsi que l'effet de diaphonie est donc négligeable pour cette étude, car sur une période de 2 minutes, des interférences n'ont été constatées qu'a trois reprises (Fig. **3**).

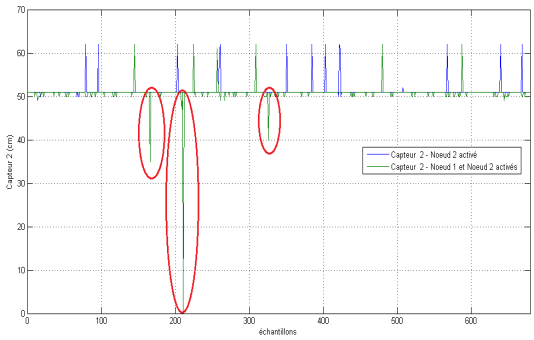


Fig. 3. Diaphonie du capteur 2 du nœud 2

Les capteurs Infrarouges permettent, quant à eux, de détecter les obstacles dans une plage allant de 20 cm à 150cm. Contrairement aux capteurs ultrasons, les capteurs infrarouges ont une très grande directivité, ce qui permet d'avoir une plus grande précision lorsque le fauteuil est en train de longer un

mur ou lorsqu'il est dans un corridor. Dans ces cas-là, le système utilisera les données des capteurs situés sur les côtés.

L'alimentation des nœuds est réalisée avec un transformateur de tension de 24V issue du bus CAN à 5 V stabilisé. Cette alimentation est mise sur le même câble où transite le bus RS485.

Le nœud de communication permet d'assurer la liaison entre les informations reçues du joystick (traduisant la volonté de mouvement de l'utilisateur), le système électronique de commande du fauteuil et la correction proposée par le module d'aide à la conduite. Cette correction prend en compte l'environnement autour du fauteuil et la direction de déplacement de celui-ci. Pour les fauteuils équipés d'une l'électronique Dynamic Controls®, le module GPSB permet une connexion directe avec le bus de communication CAN. Pour le fauteuil possédant une autre électronique, nous avons développé une carte qui peut être insérée dans le joystick, qui permet de lire les données du joystick et de les corriger via le système d'aide à la conduite, si nécessaire.

Les données du joystick utilisateur qui transitent par le bus CAN sont sous un format de deux octets signés allant de -127 à 127, 0 représentant la position neutre, 127 le maximum en positif et -127 le maximum en négatif. Le premier octet est l'image de la vitesse souhaitée, le second est la direction désirée.

Le nœud de contrôle permet de centraliser toutes les informations du système : les informations des nœuds de capteurs (nœud actif ou non, pouvant aller jusqu'à cinq), les informations des capteurs (dernière valeur acquise), activation de la correction et les données de vitesse et de direction du joystick. Ces informations sont utilisées par l'algorithme de correction de trajectoire qui est présenté dans la section suivante qui renvoie sur le bus CAN la vitesse et la direction corrigées.

Le module d'aide à la conduite agit comme un joystick principal et prend donc la main sur le joystick utilisateur. L'usager peut choisir à tout moment d'activer ou non le système de correction via un bouton situé près du joystick du fauteuil. Dans ce cas, le module de communication renvoie tout simplement les données reçues du joystick sur le bus CAN, sans aucune correction. Dans le cas contraire, les données sont alors envoyées au nœud de correction, qui renvoie les nouvelles valeurs sur le bus CAN.

B. Algorithme de correction de trajectoire

Cet algorithme, basé sur la méthode de champ de potentiels, est embarqué directement dans le nœud de contrôle, à l'intérieur de l'Arduino DUE. A chaque boucle de calcul, le system demande aux nœuds de capteurs de lui donner son état (nœud actif ou inactif), et, dans le cas où le nœud est actif, de lui envoyer les dernières valeurs des trois binômes de capteurs (soit trois valeurs ultrason et trois infrarouges). Le système étant initialement conçu pour 5 nœuds de capteurs, nous obtenons ainsi une matrice de données de 30 valeurs.

Ces valeurs sont comparées avec les distances minimales autorisées, d_s. Si elles sont plus petites, cela signifie que le fauteuil se trouve à une distance inférieure au seuil de sécurité par rapport à un obstacle. Le système envoie alors au nœud de communication une valeur neutre afin de stopper le fauteuil roulant.

Si l'étape de vérification de la sécurité est validée, l'algorithme calculera alors la correction à apporter en fonction des données obtenues du joystick et celles des capteurs. Le système de correction utilisera des capteurs différents en fonction de deux situations : le fauteuil se trouve dans un couloir (mode 1) et lorsque le fauteuil se trouve dans tous les autres cas (mode 2).

Les données issues du nœud de communication (vitesse et direction du joystick) permettent de distinguer plusieurs mouvements souhaités (Fig. **4**).

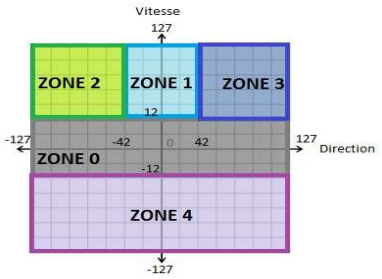


Fig. 4. Zone de fonctionnement du système en fonction du joystick

Dans cette application, 5 zones ont été définies et l'algorithme calcule la résultante des forces répulsives en utilisant les données des capteurs pertinents :

- ***Zone 0*** : zone morte ou il n'y a pas de correction. Dans cette zone de fonctionnement, l'utilisateur peut agir librement. Cela permet d'éviter qu'il se sente frustré par une correction lorsqu'il ne veut faire que de petits mouvements.
- ***Zone 1*** : l'usager souhaite aller vers l'avant avec un très faible changement de direction. Le champ de potentiel va donc être évalué à partir des deux capteurs frontaux et le capteur 2 des nœuds 1 et 2.
- ***Zone 2*** : L'usager souhaite aller vers la gauche. Dans ce cas-là ci l'algorithme utilise les capteurs du nœud 2 ainsi que le capteur 1 du nœud 1.
- ***Zone 3*** : L'usager souhaite aller vers la droite. Dans ce cas-ci là l'algorithme prend en compte les données des capteurs du nœud 1 ainsi que le capteur 3 du nœud 2.
- ***Zone 4*** : L'usager souhaite reculer, l'algorithme utilise les capteurs du nœud 0 situés à l'arrière du système.

Une fois que l'algorithme identifie le mouvement souhaité par l'utilisateur et les capteurs US et IR à utiliser, il calcule la norme de la force répulsive pour chaque capteur j utilisé, de son nœud i en utilisant l'équation (1) :

$$\left\|\vec{F}_{O_{i,j}}\right\| = 1 - \frac{log(d_{i,j} - d_s)}{log(d_{max} - d_s)} \qquad (1)$$

où $d_{i,j}$ est la distance donnée par le capteur j du nœud i, d_S est la distance de sécurité et d_{max} est la distance maximale de

portée du capteur j. Les paramètres de cette fonction (les distances de portée et de sécurité) sont à modifier de façon heuristique, en fonction de fauteuil et des capteurs utilisés. La force de répulsion résultante $\vec{F}_O$ est la somme des forces de répulsion calculées pour chaque capteur nécessaire :

$$\vec{F}_O = \sum_{i,j} \vec{F}_{O_{i,j}} \quad (2)$$

La correction apportée est au final la somme vectorielle de la force d'attraction $\vec{F}_J$ (vitesse et direction du joystick) et de la force de répulsion $\vec{F}_O$ projetée sur l'axe de vitesse et de direction (Fig. 5) :

$$v = \beta * (v_j - \alpha_1 * v_O^1 - \alpha_2 * v_O^2) \quad (3)$$
$$d = \beta * (d_j - \alpha_1 * d_O^1 - \alpha_2 * d_O^2) \quad (4)$$

où v_O^i , i=1 ou i=2 en fonction du mode utilisé, représente la projection de la force de répulsion $\vec{F}_O$ sur l'axe vitesse et où d_O^i , i=1 ou i=2, représente sa projection sur l'axe direction. Les valeurs des coefficients α_1, α_2, β sont choisies en fonction du mode utilisé.

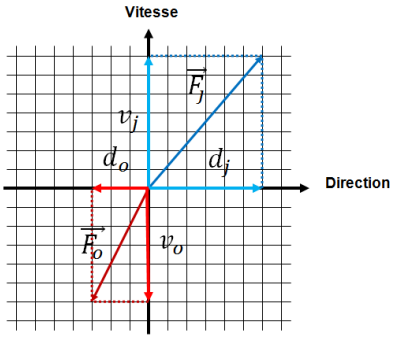


Fig. 5. Décomposition vectorielle des Forces présentées

Si le fauteuil se trouve dans un couloir, les capteurs utilisés sont les capteurs infrarouges situés sur les cotés : capteur 2 et 3 du nœud 0, capteur 3 du nœud 1 et capteur 1 du nœud 2. On suppose que ce mode n'est utile que lorsque l'usager souhaite aller vers l'avant (zone 1 du joystick de la Fig. 4) lorsqu'il est dans un couloir ou lorsqu'il longe un mur. Si le joystick se trouve dans d'autres zones, ce mode ne sera pas activé et le coefficient de confiance associé α_1 vaudra 0. Le système estime que le fauteuil se trouve dans un couloir si au moins deux des valeurs des distances des capteurs testés sont inférieures à 70 cm au cours de deux acquisitions successives. Dans ce cas, les coefficients $\alpha_1 = 1$ et $\alpha_2 = 0$. L'algorithme détermine la force de répulsion $\vec{F}_O$ en utilisant les données de ces quatre capteurs.

Dans le cas où le système détecte que le fauteuil pourrait se trouver dans un couloir (si au moins deux de ces distances sont inférieurs à 70 cm, mais pas au cours de l'acquisition précédente), on a : $\alpha_1+\alpha_2=1$. L'algorithme détermine la force de répulsion $\vec{F}_O^1$ en utilisant les données de ces quatre capteurs infrarouges et la force de répulsion $\vec{F}_O^2$ en utilisant les données des capteurs ultrasons frontaux des et les capteurs 2 des nœuds 1 et 2.

Dans tous les autres cas, les coefficients $\alpha_1 = 0$ et $\alpha_2 = 1$. L'algorithme détermine la force de répulsion $\vec{F}_O$ en utilisant les données des capteurs ultrasons nécessaires.

III. EVALUATION ET RESULTATS DE TESTS

Le fauteuil utilisé pour les tests est de la marque Invacare Storm 4 équipé avec une électronique Dynamic Controls® et le système d'aide à la conduite.

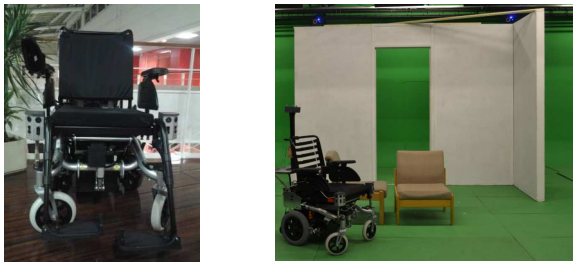


Fig. 6. Fauteuil équipé du système d'aide à la conduite et salle de tests monitorisée.

A. *Paramètres des Expérimentations*

Les tests ont été réalisés dans une salle de 13m^2 de l'université de Kent à Canterbury (UK) possédant un système VICON (http://www.vicon.com) (Fig. 6). Les quatre volontaires qui ont réalisé les tests sont des personnes sans handicaps et ayant des aptitudes différentes à la conduite en fauteuil roulant. La Fig. 7 montre la trajectoire proposée pour les tests.

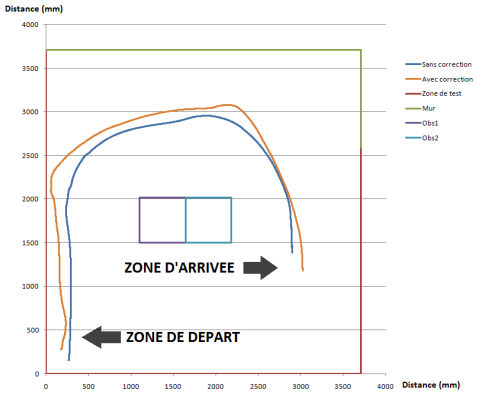


Fig. 7. Trajectoire du volontaire numéro 3

Les volontaires se déplacent de la zone de départ vers la zone d'arrivé en évitant les deux obstacles centraux et le mur. Les valeurs des paramètres utilisés par l'algorithme dans les tests sont données dans le TABLEAU 1.

L'expérience consiste, pour chacun des volontaires, à réaliser le trajet défini précédemment 4 fois en alternant entre un trajet sans assistance et un trajet avec le système activé.

TABLEAU 1 VALEURS DES PARAMETRES DE L'ALGORITHME

Paramètres	Valeurs
d_s Nœud 1 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.55, 0.30, 0.30}[m]
d_{max} Nœud 1 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{2.20, 0.70, 0.60}[m]
d_s Nœud 2 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.30, 0.30, 0.50}[m]
d_{max} Nœud 2 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.60, 0.70, 2.20}[m]
d_s Nœud 0 = {capteur1, capteur2, capteur3}	{0.60, 0.30, 0.30}[m]
d_{max} Nœud 0= {capteur1, capteur2, capteur3}	{1.80, 0.60, 0.60}[m]
α_1	0, 1 ou 0.5
α_2	1, 0 ou 0.5
β	0.4

La Fig. **8** montre la trajectoire réalisée par le volontaire numéro 3 avec et sans assistance. Pour chacun des tests réalisés, aucun des volontaires n'a heurté les obstacles centraux ou le mur du fond.

Afin de mesurer les performances du système, plusieurs indicateurs utilisés dans Urdiales et al.[16], sont évalués : la courbure du mouvement, la frustration de l'utilisateur, le temps nécessaire à l'exercice, la distance parcourue.

- ***La courbure du mouvement*** : représente l'habilité de conduite du fauteuil roulant. Plus cet indicateur est petit est plus la conduite sera souple. Il est estimé à chaque instant par l'angle entre la correction du mouvement par le système et la direction du mouvement du fauteuil.
- ***Le niveau d'intervention*** : représente le pourcentage de temps où l'utilisateur bouge le joystick sur toute la durée de l'exercice. On cherche ici à avoir un indicateur le plus grand possible afin de garder un contrôle actif de l'utilisateur.
- ***La frustration*** : représente le désagrément ressenti par l'utilisateur. Cet indicateur est calculé comme une distance euclidienne de la différence entre la volonté de mouvement de l'utilisateur et le mouvement réel du fauteuil. Plus cet indicateur est petit est plus il est estimé que le fauteuil soit facile à manœuvrer. En règle générale une valeur située entre 8 et 10% est recherchée. Au-delà de cette valeur, le désagrément pourrait se traduire par un rejet de l'assistance [16].

B. Résultats et discussions

En analysant les données obtenues lors de l'expérimentation du volontaire 3 on constate dans la Fig. **8** que le système d'aide à la conduite force le fauteuil à s'écarter du mur (zone encerclée en rouge). Alors que l'utilisateur souhaite aller en direction du mur (correspondant à une valeur de -5 de la donnée joystick), le système corrige en tournant vers la droite (correspondant à une valeur de 60 de la donnée joystick corrigée) (Fig. **9**).

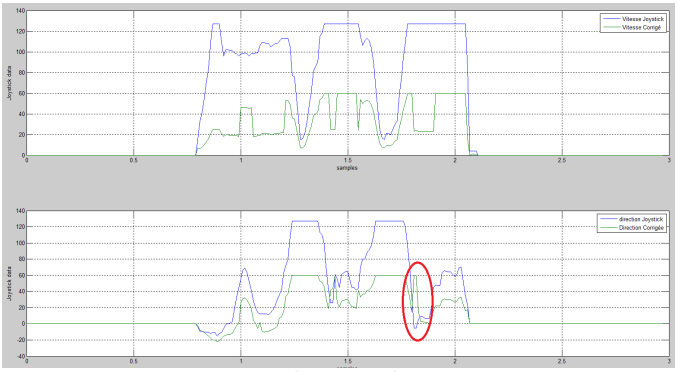


Fig. 8. Données de l'expérimentation

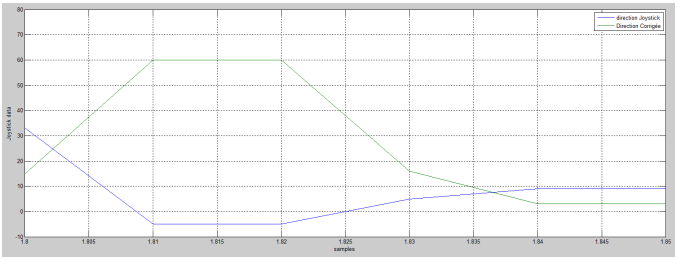


Fig. 9. Zoom sur la correction

Afin de comprendre le phénomène, il faut analyser les données des capteurs ultrasons des nœuds un et deux (Fig. **10**). On constate que les distances envoyées par les capteurs du nœud 1 sont supérieures à une valeur de 90 cm tandis que la distance perçue par le capteur de la zone 3 du nœud 2 est de 50 cm, indiquant qu'un obstacle se trouve sur sa trajectoire à cette distance. Il est donc normal que le système ait corrigé la direction du fauteuil afin que celui-ci tourne vers la droite et évite de s'approcher trop près du mur.

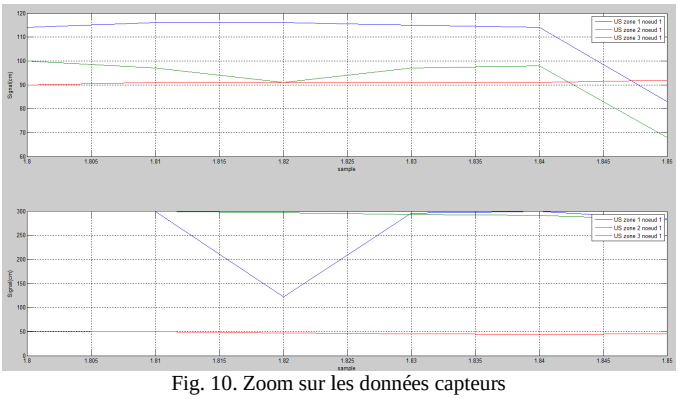


Fig. 10. Zoom sur les données capteurs

Les indicateurs de performance du système d'aide à la conduite sont donnés dans le Tableau 2 pour chacun des quatre volontaires. On constate que malgré une distance et une durée d'exercice plus grande avec le système, les sujets testés ont des trajectoires plus douces durant leur trajet. Concernant la courbure du mouvement, le système rend la trajectoire plus douce de 17° dans le meilleur des cas (33.7° sans correction et 16.44° avec correction). Le niveau d'intervention reste globalement élevé pour les sujet 3 et 4 (91.5% et 100%) mais diminue avec les sujet 1 et 2 avec une réduction de 16.4% et

8%. Néanmoins, on remarque une augmentation de la frustration d'environ 11 à 12 entre l'utilisation avec et sans le système. Cela permet de dire que les utilisateurs ne se sentent pas encore suffisamment à l'aise avec ce système par rapport aux préconisations d'Urdiales et al. [16]. Il est donc nécessaire d'affiner les valeurs des paramètres de l'algorithme avant les prochains tests, afin de réduire la sensibilité du système tout en gardant les paramètres de sécurités intacts.

IV. CONCLUSION

Cet article a proposé un système d'aide à la conduite. L'utilisateur reste maître du fauteuil, le système l'aidant uniquement à garder une trajectoire sans collision. L'architecture hardware est modulaire, ce qui a comme avantage la possibilité d'ajouter ou d'enlever des capteurs, en fonction des besoins de l'utilisateur. L'équipement utilisé permet de proposer une solution à faible coût, ce qui rend le système économiquement pertinent. L'utilisation d'une carte qui interface le joystick avec le système d'aide à la conduite, permet son utilisation sur la plupart des fauteuils présents sur le marché.

Le système a été évalué par des utilisateurs sains à l'université de Kent. Les premiers tests mettent en évidence l'utilité d'une aide technique de suppléance. Par ailleurs, ils ont permis de voir quels sont les améliorations futures à apporter. Dans les prochains mois, après l'amélioration du système, il sera testé à l'hôpital de Canterbury par des personnes en situation de handicap.

REMERCIEMENT

Nous remercions la société Dynamics control pour leur support technique ainsi que leur aide quand à la réalisation du module GPSB permettant la modularité de notre système. Nous remercions également les participants de cette étude.

REFERENCES

[1] B. Poletti, Rapport sur les apports de la science et de la technologie à la compensation du handicap, Juillet 2008.

[2] I. Pettersson, G. Ahlström, and K. Törnquist, "The value of an outdoor powered wheelchair with regard to the quality of life of persons with stroke: a follow-up study", Assist Technology, vol. 19(3), pp. 143-153, 2007.

[3] A. Davies, L.H. De Souza and A.O. Frank, "Changes in the quality of life in severely disabled people following provision of powered indoor/outdoor chairs", Disabil Rehabil, vol. 25(6), pp. 286-290. March 2003.

[4] C.S. Richard, "Smart wheelchairs: a literature review", Journal of Rehabilitation Research & Development, vol. 42(4), pp. 423-436, July/August 2005.

[5] M. Razali Tomari, Y. Kobayashi, Y. Kuno, « Development of smart wheelchair system for a user with sever motor impairment », Procedia Engineering, vol. 4, pp 538-546, 2012.

[6] E.F. LoPresti, V. Sharma, R.C. Simpson and C. Mostowy, "Performance testing of collision-avoidance system for power wheelchairs", JRDD, vol. 48(5), pp. 529-544, 2011.

[7] S.P. Parickh, V. Grassi Jr, V. Kumar and J. Okamoto Jr, "Usability study of a control framework for an intelligent wheelchair", Proceedings of the 2005 IEEE ICRA, Barcelona, Spain, April 2005.

[8] A. Kokosy, T. Floquet, G. Howells, H. Hu, M. Pepper and C. Donzé, "SYSIASS – an intelligent powered wheelchair", 1st International Conference on Systems and Computer Science (ICSCS'2012), Lille, France, August 29-31, 2012.

[9] N. Ragot, A. Kokosy, O. Labbani-Igbida, P. Sajous, E. Niyonsaba, D. Reguer, H. Hu, K. McDonald-Maier, K. Sirlantzis, G. Howells, M. Pepper and M. Sakel, "Enhancing the autonomy of disabled persons: Assistive technologies directed by user feedback" , 4th International conference on Emerging Security Technology, Cambridge UK, September 2013

[10] C. Urdiales, B. Fernandez-Espejo, R. Annicchiaricco, F. Sandoval and C. Caltagirone, « Biometrically modulated collaborative control for an assistive wheelchair », IEEE T on Neural Systems and Rehabilitation engineering, vol. 18(4), pp 398-408, August 2010.

[11] D. Vanhooydonck, E. Demeester, A. Hüntemann, J. Philips, G. Vanacker, H. Van Brussel and M. Nuttin, "Adaptable navigational assistance for intelligent wheelchairs by means of an implicit personalized user model", Robotics and Autonomous Systems, vol. 58, pp. 963-977, 2010.

[12] A. Escobedo, A. Spalanzan and C. Laugier, "Experimental setup for human aware navigation", Conference Control Architecture of Robots, Nancy, Mai 2012.

[13] F. Leishman, O. Horn, G. Bourhis, "Smart wheelchair control through a deictic approach", Robotics and Autonomous Systems, vol 58, pp. 1149-1158, 2010.

[14] C. Donzé, MA Guyot, L Malapel, A Baillet, T Danigo, S Bouillant and AM Kokosy, « Enquête NOMAD: Nouvelle Mobilité Adaptée: évaluation des besoins », Congrès de l'AMPAN (Association Médicale de Perfectionnement en Appareillage Nationale), Rennes, France, 18th June 2012.

[15] MA Guyot, A. Kokosy, B Lenne, L Malapel and C Donzé, "Technological needs and expectations of powered wheelchairs users", Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, vol. 56, page27, Octobre 2013.

[16] C. Urdiales, M. Fdez-Carmona, G. Peinado and F. Sandoval, "Metrics and benchmarking for assisted wheelchair navigation", ICORR 2013

TABLEAU 2 INDICATEURS DE PERFORMANCES DU SYSTEME

	Distance parcourue (m)		Temps réalisé (s)		Courbure du mouvement (°)		Frustration			Niveau d'intervention (%)	
	Sans module	Avec module	Sans module	Avec module	Sans module	Avec module	Sans module	Avec module	Différence	Sans module	Avec module
Sujet 1	6.348	7.183	12.5	21.5	32.5	31.41	48.3	59.9	11.69	98.9	82.5
Sujet 2	6.370	7.037	15	27.5	10.7	3.74	27.3	38.5	11.2	80.2	71.2
Sujet 3	6.268	6.728	22	24.5	33.7	16.44	22.3	34.1	11.8	76.5	91.5
Sujet 4	6.494	6.546	19.5	20.5	23.75	13.35	23.8	36.6	12.7	95	100

FreeMove : un fauteuil roulant automatisé de nouvelle génération,

K. Brahim, A. Chemori, C. Desvaux de Marigny

FreeMove : un fauteuil roulant automatisé de nouvelle génération

Khaoula Brahim
ENIT, BP 37, LE BELVEDERE
1002 Tunis, Tunisie
brahimkawla_85@yahoo.fr

Ahmed Chemori
LIRMM, Univ. Montpellier 2 - CNRS
161, rue Ada, 34392 Montpellier, France
Ahmed.Chemori@lirmm.fr

Christopher Desvaux de Marigny
la société EVOM, 186, rue des Cedres
34980 Montpellier, France
christo_taina@yahoo.fr

***Résumé*—Vue le nombre important de personnes à mobilité réduite (PMR) dans le monde, plusieurs applications technologiques dans le domaine de la robotique ont été développées dans le but d'améliorer la qualité de la vie quotidienne des membres de cette population.**
Dans ce contexte, cet article propose une nouvelle technologie concernant les fauteuils roulants automatisés présentée sous le nom de FreeMove succeptible d'assurer à une personne à mobilité réduite l'autonomie, la rééducation et le confort tout en respectant les normes de sécurité.

I. Introduction

Cet article traite la situation des personnes souffrant d'un handicap moteur : Ce sont les personnes qui, à la suite d'un accident se retrouvent brusquement paralysées, soit des membres inférieurs (paraplégie) ou des quatres membres (tétraplégie).
Parmi les techniques développées pour ce type d'handicap, on distingue deux :
La première est en relation indirecte avec l'utilisateur et son environnement. Elle est basée sur l'implantation de systèmes précis pour la restauration de mouvement, tels que les stimulateurs, les interfaces entre le cerveau et les prothèses articulaires.
La deuxième est plus classique, elle est utilisée directement par la personne dans son espace personnel comme les orthèses et les fauteuils roulants.
Dans la population des personnes à mobilité réduite, 10% nécessite un fauteuil roulant, soit près de 65 millions de personnes à travers le monde [21], ce qui explique l'importance du nombre de sociétés surtout américaines et canadiennes qui essaient de maximiser les performances de cet appareil dans le but de réduire la dépendance de l'utilisateur à autrui et lui offrir une meilleure qualité de vie [13].
Parmi les sociétés Françaises qui investissent dans ce domaine, on note la naissance d'une jeune entreprise nommée EVOM qui est en phase de création et qui s'intéresse au développement d'un nouveau fauteuil roulant automatisé qui portera le nom de FreeMove et qui, grâce à sa nouvelle technologie, vise à assurer à son utilisateur un confort nettement meilleur que les fauteuils classiques dans sa vie quotidienne [21] [13].
Dans cet article, on va commencer par présenter quelques exemples de fauteuils roulants existants ce qui nous amène par la suite à introduire l'idée de FreeMove et décrire son aspect mécanique et ses principales fonctionnalités. Dans la deuxième partie, sa modélisation géométrique et dynamique sera présentée. Enfin, l'idée de la commande appliquée pour le contrôle du système sera présentée ainsi que quelques résultats des simulations des approches de commandes proposées afin de montrer sa faisabilité.

II. FreeMove : fauteuil roulant de nouvelle génération

Etant donné l'hétérogénéité des personnes à mobilité réduite (type d'handicap, taille, poids, situation sociale,...), aucun modèle de fauteuils roulants actuels ne peut répondre aux besoins de tous les utilisateurs. D'où la nécessité d'avoir plusieurs types de fauteuils roulants [7] [1].

A. Les fauteuils roulants existants

Les fauteuils roulants, actuellement commercialisés, sont répartis en trois classes :
- *les fauteuils roulants manuels* :
Dans cette classe, on distingue trois catégories différentes, à savoir les fauteuils pliants classiques (cf. FIGURE 1 (a)), les fauteuils pliants de haut de gamme (cf. FIGURE 1 (b)) et les fauteuils verticalisateurs (cf. FIGURE 1 (c)).

(a) (b) (c)



FIGURE 1. (a) : PRIMEO [10], (b) : EASY 300 [10], (c) : LS " Vivre-Debout" [10]

- *Les fauteuils roulants électriques* :
Les fauteuils de cette classe sont actionnés par des moteurs et peuvent être utilisés à l'intérieur ou à l'extérieur [3]. On distingue, dans cette classe, trois catégories différentes, à savoir les fauteuils électriques à châssis fixe (cf. FIGURE 2 (a)), les fauteuils électriques à châssis pliant (cf. FIGURE 2 (b)) et les fauteuils à verticalisation électrique (cf. FIGURE 2 (c)).



FIGURE 2. (a) : ZEPHYR [10], (b) : MIRAGE [10], (c) : DRAGON VERTIC [10]

- *Les fauteuils roulants automatisés* :
Tous les fauteuils roulants cités auparavant demeurent incapables d'assurer à la fois confort et autonomie parfaite à l'utilisateur surtout dans certaines situations : déplacement debout, passage d'obstacles, etc.
Pour surmonter ces limitations, plusieurs idées sont émergées ces dernières années mais qui n'ont pas dépassé le stade de prototype à cause de leur manque d'efficacité. Le seul fauteuil automatisé qui a pu être commercialisé grace à sa nouvelle technologie était l'IBOT (cf. FIGURE 3). Ce fauteuil roulant a été développé par l'inventeur américain Dean Kamen et commercialisé par " Johnson & Johnson " [2]. Il est équipé d'un certain nombre de dispositifs qui le distingue de la plupart des fauteuils roulants actionnés, à savoir :

- Il permet à l'utilisateur d'être à la même hauteur que son interlocuteur.
- Il assure un déplacement sur différents types de terrains (trottoirs, escaliers, sable, gravier, etc).
- Il fonctionne à piles.

Cependant il présente quelques limitations telles que :

- Il n'est pas adapté aux enfants, ni aux personnes trop fortes.
- Il ne permet pas la verticalisation.
- Il est très encombrant : trop volumineux pour entrer dans une voiture par exemple.
- Il coûte relativement cher (environ 18000 Euros) et il n'est pas remboursé par les assurances.



FIGURE 3. (a) : IBOT en position de deux roues [18], (b) : IBOT en position de descente d'escaliers [17]

B. Idée de FreeMove

En France, une cinquantaine de fabricants proposent dans leurs catalogues plusieurs modèles de fauteuils roulants manuels et électriques qui peuvent assurer à l'utilisateur une position assise et parfois une position verticale également.
Cependant, la plupart de ces fauteuils commercialisés reposent sur quatres roues, deux grandes roues motrices et deux petites roues stabilisatrices. Cet aspect mécanique peut engendrer des inconvénients remarquables tels que :
Les vibrations
Lors d'un déplacement sur un sol irrégulier et vue leur petit diamètre, les deux petites roues peuvent provoquer des vibrations et des à-coups. Par conséquent, ce phénomène constitue un véritable inconfort pour l'utilisateur.
Limitation de mobilité
Ces fauteuils sont incapables de se déplacer sur différents types de terrains (trottoirs, graviers, escaliers, etc).
La verticalisation inconfortable
A l'exception de quelques modèles (Permobile, Dragon), pendant la phase de la verticalisation, les fauteuils existants ne respectent pas l'alignement hanche-genou-cheville et ne parviennent pas à assurer une position debout parfaite à 90^o (mais seulement à 86^o).
Tous ces inconvénients peuvent être la source de différents problèmes physiologiques pour les PMR tels que :
Les jambes lourdes
Une position assise trop longue fait gonfler les jambes, ceci est du à la lymphe qui descend par gravité et qui ne remonte pas à cause du manque de pression aux talons et de l'absence de contractions des mollets et des muscles jambiers.
Les problèmes de dos
Dans leurs conception actuelle, les fauteuils roulants d'aujourd'hui proposent des dossiers et des assises souvent droits, ce qui peut générer à long terme des douleurs au niveau du dos.
Les rougeurs sur les points d'appui
Lors du passage de la position assise à la position verticale, la quasi-totalité du poids du corps sera supportée par les genoux et les ligaments. Par conséquent, lors de cette transition, si l'alignement hanche-genou-cheville n'est pas respecté, le poids du corps ne sera pas équi-réparti sur le pied, ce qui provoquera des rougeurs sur les points d'appui les plus sollicités.
Les problèmes psychologiques
Le manque d'autonomie, que peut sentir une personne à mobilité réduite utilisant ces fauteuils, peut lui créer un sentiment d'infériorité dans sa relation avec les membres de son entourage et l'empêcher de participer à la vie quotidienne sociale et professionnelle.
Face à cette situation, la société EVOM a eu l'idée de concevoir, réaliser et commercialiser le fauteuil roulant automatisé FreeMove (cf. FIGURE 4) qui permettra de surmonter les problèmes des fauteuils classiques [8] cités auparavant.

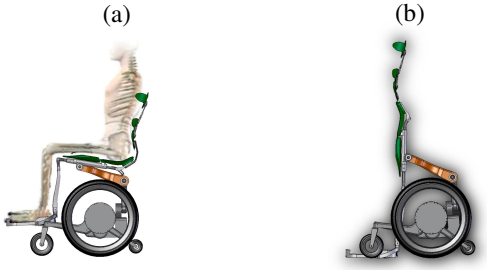


FIGURE 4. (a) : FreeMove en position assise, (b) : en position verticale

C. Description de FreeMove

Afin d'étudier le fauteuil roulant automatisé FreeMove, il serait judicieux de connaître au premier lieu ses caractéristiques mécaniques ainsi que ses fonctionnalités.

1) Aspect mécanique: La structure mécanique de FreeMove (cf. FIGURE 5) se compose de deux parties principales :

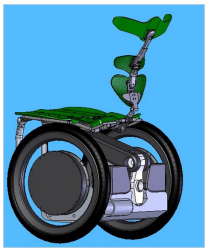


FIGURE 5. Vue du schéma CAO du fauteuil FreeMove

Le siège biomécanique : Il est constitué d'articulations pivot-glissières permettant un réel suivi entre les surfaces que constitue le siège et le corps qui s'y repose. Il peut être décomposé en trois sous-parties mécaniques (illustrées sur la FIGURE 6), à savoir : le dossier, l'assise et les deux repose jambe (cf. FIGURE 6).

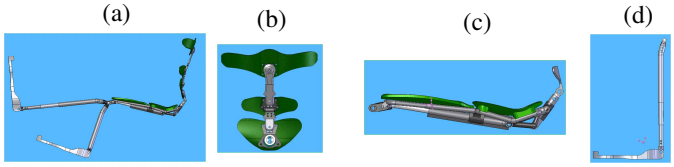


FIGURE 6. (a) : le siège biomécanique , (b) : le dossier, (c) : l'assise, (d) : repose jambe

La base mobile : C'est la partie la plus importante pour la mobilité sur laquelle se repose le siège biomécanique. Elle comporte principalement trois sous-parties mécaniques (illustrées sur la FIGURE 7) :
- L'ensemble embase-essieux-batteries.
- Le pilier : c'est le corps qui permet d'assurer le changement de la position du siège.
- Le bras central : c'est un vérin qui permet la modification de la position du fauteuil (assise, réhaussée, verticale).

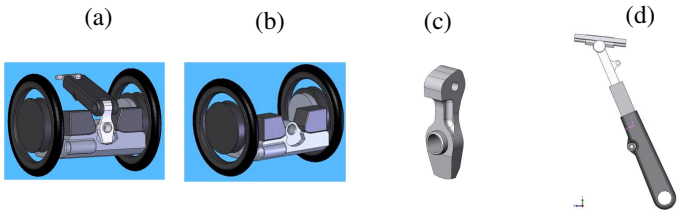


FIGURE 7. (a) : la base mobile, (b) : l'ensemble embase-essieux-batteries, (c) : le pilier, (d) : le bras central

2) Fonctionnalités: Etant donné sa structure mécanique exceptionnelle, basée sur la technologie du pendule inversé [15] [12] [9] [19] améliorée par un équilibre latéral, FreeMove est capable d'offrir des fonctions qui peuvent rendre la vie de l'utilisateur plus facile et confortable tout en respectant les normes de sécurité.
Parmi les fonctions qui distinguent le fauteuil FreeMove des autres fauteuils existants, on peut citer :

La position assise

C'est une position assise classique sur quatre roues mais avec plus de confort.

La position réhaussée

Cette position est très pratique pour les personnes à mobilité réduite vue qu'elle puisse leur permettre d'être à la même hauteur d'une personne debout.

Le relèvement des jambes

Cette position est nécessaire pour les PMR vue qu'elle aide à améliorer la rétention du sang dans les jambes lors d'une position assise prolongée. Elle est possible pour une configuration assise classique ou réhaussée (cf. FIGURE 8).

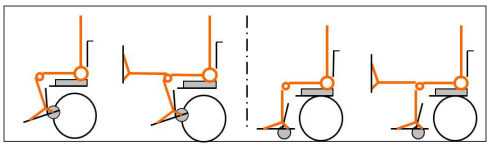


FIGURE 8. Le relèvement des jambes en position réhaussée et assise

La verticalisation

C'est le passage d'une position assise à une position verticale. La verticalisation sur quatre roues peut assurer à l'utilisateur une position debout fixe, alors que la verticalisation sur deux roues peut lui assurer le déplacement en position debout (cf. FIGURE 9).

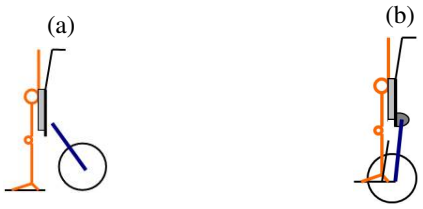


FIGURE 9. (a) : Une position verticale (fixe), (b) : Une position verticale (mobile)

Le franchissement d'obstacles

Afin d'augmenter l'adaptation d'une PMR à son environnement, la version finale du fauteuil FreeMove comportera une option (à base de technologie de pendule inversé sur deux roues utilisée dans les segways) permettant le passage d'obstacles que ce soit en position assise ou bien en position debout.

III. MODÉLISATION DU SYSTÈME

La modélisation du système est une étape indispensable dans l'établissement des modèles géométriques [16] permettant d'exprimer les positions cartésiennes en fonction des positions articulaires et vice versa. Elle permet également l'établissement de modèles dynamiques [20] [22] permettant de décrire sous forme mathématique l'évolution de la dynamique du système prenant en compte les effets de gravité, de Coriolis, d'inertie ainsi que les efforts externes appliqués au système.

A. Modélisation géométrique

Le modèle géométrique est basé sur la connaissance de la cinématique du système. Pour cette raison, le fauteuil FreeMove est illustré par un modèle MBS (multibody systems) tel que le montre la FIGURE 10. Le modèle permet de représenter le système en considérant toutes les parties qui le composent comme étant des corps rigides (sans déformation).
D'après la FIGURE 10, le système est composé de 8 articulations rotoïdes (au niveau des roues et des corps 2, 3, 4, 7, 8, et 9) et 2 glissières (au niveau des corps 4 et 6).
Le point de départ de la modélisation géométrique consiste à positionner les repères locaux qui définissent la position et l'orientation de chaque corps du fauteuil, puis en se basant sur ces repères, les positions des centres du masse de tous les corps sont calculées.

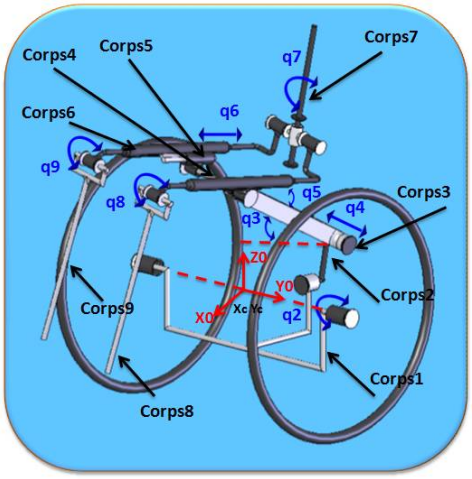


FIGURE 10. Le modèle MBS du fauteuil roulant FreeMove

B. Modélisation dynamique

Afin d'établir les équations dynamiques permettant de mettre en relation les positions, vitesses et accélérations du système, le formalisme de Lagrange est utilisé, il est basé sur l'équation suivante :

$$\frac{d}{dt}(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i}) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \tag{1}$$

où q_i sont les coordonnées généralisées du système, $\dot{q}_i$ sont les vitesses généralisées, L est le Lagrangien du système et $Q_i(i = 1...N)$ sont les couples ou forces généralisés.
Le vecteur de coordonnées généralisées s'écrit :

$$q = \begin{bmatrix} x_c & y_c & \phi & q_2 & q_3 & q_4 & q_5 & q_6 & q_7 & q_8 & q_9 & \theta_r & \theta_l \end{bmatrix}^T$$

Le Lagrangien est décrit comme étant la différence entre l'énergie cinétique et l'énergie potentielle :

$$L = T - V \tag{2}$$

avec :

$$T = T_w + \sum_{i=1}^{9} T_i \tag{3}$$

où T_i et T_w représentent respectivement l'énergie cinétique du corps i et l'énergie cinétique des roues

$$T_i = \frac{1}{2} m_i V_i^T V_i + \frac{1}{2} \Omega_i^T I_i \Omega_i \tag{4}$$

où m_i est la masse du corps i, V_i est le vecteur de sa vitesse linéaire, Ω_i est sa vitesse angulaire et I_i est son moment d'inertie.
L'énergie potentielle du système s'écrit :

$$P = P_w + \sum_{i=1}^{9} P_i \tag{5}$$

où P_i et P_w sont respectivement l'énergie potentielle du corps i et l'énergie potentielle des roues qui est nulle. Il est nécessaire de mettre les équations dynamiques obtenues par l'application du formalisme de Lagrange, basé sur la formule (1), sous une forme matricielle compacte d'où l'expression du modèle dynamique [20] :

$$M(q)\ddot{q} + N(q,\dot{q})\dot{q} + G(q) = Eu \tag{6}$$

où $M(q) \in \mathbb{R}^{13\times13}$ est la matrice d'inertie, $N(q,\dot{q}) \in \mathbb{R}^{13\times13}$ est la matrice de Coriolis, $G(q) \in \mathbb{R}^{13}$ est le vecteur de Gravité et Eu est le vecteur d'entrées de commande.
Pour plus de détails sur le modèle dynamique, le lecteur est invité à voir le rapport de Mastère dont la référence est [4].

IV. COMMANDE ET VALIDATION EN SIMULATION

Pour stabiliser le fauteuil complet, la solution qu'on propose consiste à décomposer la commande en deux parties : La première sert à stabiliser le centre de masse COM (Center Of Mass) du fauteuil pour garantir et maintenir son équilibre. Cette phase de stabilisation est basée sur l'utilisation d'un modèle simplifié du fauteuil assimilé à un pendule inversé sur deux roues (modèle de segway) (cf. FIGURE 11) [6]. La deuxième, quant à elle, sert à stabiliser la structure mécanique articulée du fauteuil autour des trajectoires de référence.

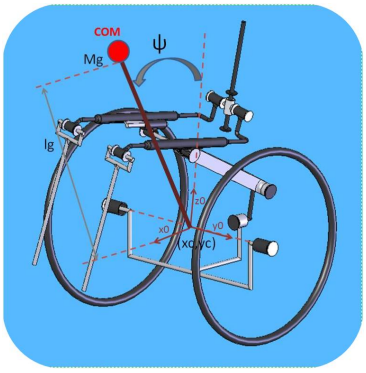


FIGURE 11. Modèle simplifié du fauteuil FreeMove : un pendule inversé sur 2 roues [11]

A. *Approches de commande proposées*

Etant donné que le fauteuil FreeMove complet représente un système très complexe, on se propose de le stabiliser en appliquant une commande prédictive non linéaire (NMPC : Nonlinear Model Predictive Control) et une commande dynamique.

La commande prédictive non linéaire : c'est une technique de commande avancée proposée pour stabiliser le centre du masse de fauteuil autour de la verticale [14]. Elle est considérée comme une commande très adaptée à ce système vue qu'elle permet de prendre en compte l'aspect non linéaire des systèmes dynamiques tout en garantissant les contraintes [5]. Le principe de cette commande peut être illustré par un exemple des problématiques de la vie quotidienne : un véhiculé veut atteindre un endroit désiré dans un temps minimum. A l'instant initial k, il choisit le chemin le plus approprié et il le suit jusqu'à l'instant $k+1$ où il réévalue les données actuelles de son trajet (état des routes, changement de climat, bouchons, etc) et il choisit à nouveau le chemin le plus approprié tenant compte de ces données et il le suit jusqu'à l'instant $k+2$. Il répète le même raisonnement jusqu'au point d'arrivée.

Le chemin optimale suivi n'est que l'ensemble des chemins choisis aux instants de décision $k, k+1, k+2, etc$

La commande dynamique : Pour stabiliser l'architecture globale du fauteuil à une posture désirée (position assise, position réhaussée, etc), on propose d'appliquer une commande dynamique qui, grâce aux trajectoires de référence à suivre, permet aux articulations du système d'aller d'une certaine configuration initiale à une certaine configuration finale.

B. *Commande 1 : stabilisation du centre de masse*

Le contrôleur proposé a été implémenté dans un simulateur du système afin d'évaluer ses performances. Les résultats de simulation montrent que la commande NMPC appliquée au niveau des roues (cf. FIGURE 12) assure une stabilisation du centre de masse autour de la verticale (cf. FIGURE 13 (a)).

Si le système est assimilé à un pendule inversé sur deux roues comme le montre la FIGURE 11, la position stable du centre de masse est définie par la valeur nulle de l'angle d'inclinaison ψ par rapport à la verticale (cf. FIGURE 13 (b)).

C. *Commande 2 : stabilisation de toute l'architecture*

Le scénario consiste à garder le centre de masse du fauteuil dans une position stable tout en stabilisant le fauteuil à une position assise durant toute la simulation. Les résultats obtenus (cf. FIGURE 14 et 15) montrent que la commande dynamique appliquée aux différentes articulations assure leur convergence vers les consignes (cf. FIGURE 16 et 17).

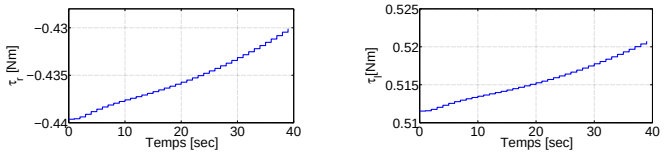


FIGURE 12. Variation des deux commandes τ_r et τ_l

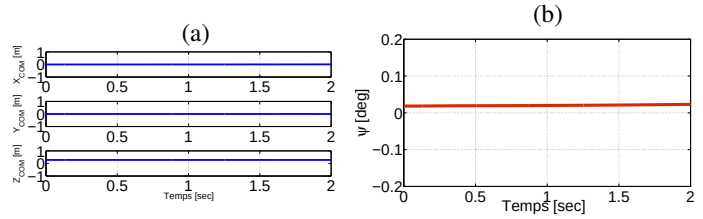


FIGURE 13. (a) : variation de la position du centre de masse, (b) : variation de l'angle ψ

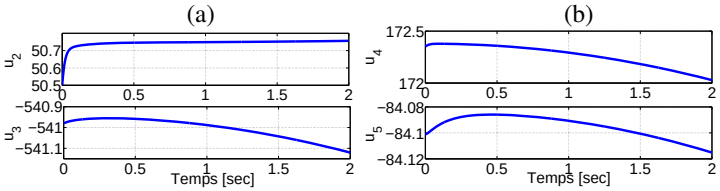


FIGURE 14. (a) : évolution des commandes u_2 et u_3, (b) : évolution des commandes u_4 et u_5

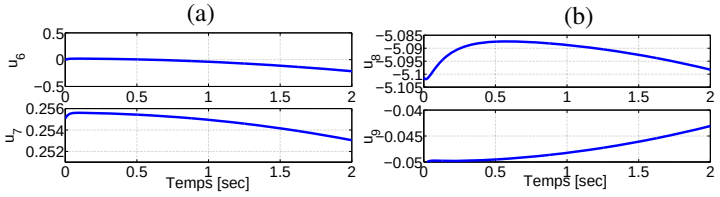


FIGURE 15. (a) : évolution des commandes u_6 et u_7, (b) : évolution des commandes u_8 et u_9

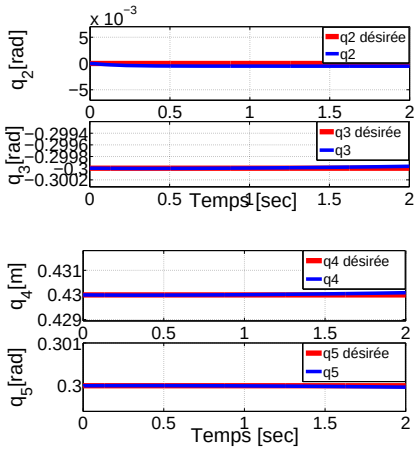


FIGURE 16. Evolution des positions articulaires de q_2, q_3, q_4 et q_5

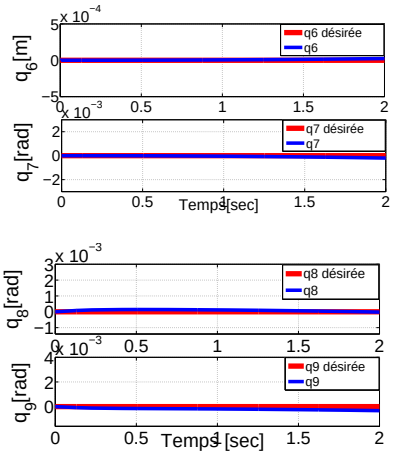


FIGURE 17. Evolution des positions articulaires de q_6, q_7, q_8 et q_9

D. Combinaison des deux commandes

L'idée de la commande appliquée sur le fauteuil complet s'appui sur la combinaison des deux approches de commandes 1 et 2 présentées précédement. La première sert à asservir le centre du masse de tout le système à une position stable (définie par la position de consigne autour de la verticale) et la deuxième permettra d'assurer la stabilisation de la configuration du fauteuil autour d'une posture désirée. Les lois de commande proposées sont basées sur le modèle dynamique III.B. Pour le scénario qui consiste à stabiliser le système autour d'une position assise stable, le comportement du système obtenu par simulation est illustré sur les images de la FIGURE 18. En effet, à t=0s, l'initialisation des coordonnées généralisées décrites précédemment assurent un état initiale du système similaire à l'état final désiré.
A la fin de la simulation (t=2s), le fauteuil trouve sa position équilibrée assise et son centre de masse garde une position stable.

(a) (b) (c)

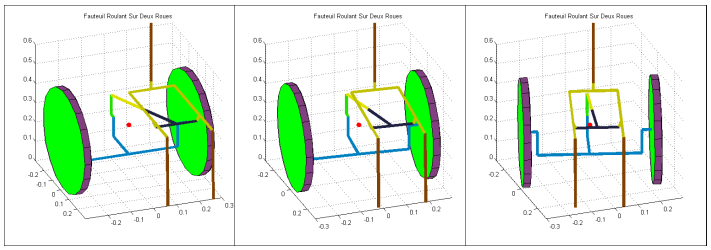


FIGURE 18. Le comportement du fauteuil FreeMove (a) : à t=0 s, (b) : à t=1.2 s, (c) : à t=2 s

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le sujet principal de cet article a porté sur la présentation d'un nouveau fauteuil roulant automatisé appelé FreeMove de la société EVOM visant à surmonter les problèmes des fauteuils roulants classiques grâce à sa structure mécanique exceptionnelle, qui utilise la technologie du pendule inversé améliorée par une stabilisation latérale.
En effet, deux problématiques ont été abordés. La première concerne la modélisation du fauteuil FreeMove comme étant un système mécanique polyarticulé sur deux roues. La solution proposée à cette problématique consiste à appliquer le principe de Lagrange afin de calculer le modèle dynamique du système en question et qui servira par la suite dans la commande.
La deuxième problématique, quant à elle, concerne la synthèse de lois de commande pour l'asservissement du système. Pour résoudre une telle problématique, deux approches de commande ont été proposées : la première utilise un modèle simplifié pour stabiliser le COM du système et la deuxième consiste à stabiliser le fauteuil complet.
Les perspectives de ce travail comprennent l'implementation en temps-réel des approches de commande proposées sur le prototype du fauteuil FreeMove. Les expérimentations seront validées sur d'autres scénarios de situations réelles.

RÉFÉRENCES

[1] S. Smith A. Hazel, A. Peacock and H. Wintermute. Initial report on wheelesley : A robotic wheelchair system. In *In Proceedings of the Workshop on Developing AI Applications for the Disabled*, 1995.

[2] No authors listed. Independence(tm) ibot(tm) 3000 mobility system : a stair-climbing wheelchair. In *Issues Emerg Health Technol*, 2004.

[3] E. Teodorski D. Ding B. Salatin, I. Rice and R.Cooper. A survey of outdoor electric powered wheelchair driving. In *Proc 33th RESNA Int Conf. Las Vegas, USA*, 2010.

[4] K. Brahim. *Analyse et modélisation : du pendule inversé sur deux roues au fauteuil roulant automatisé FreeMove*. Master, LIRMM, Université Montpellier II, 2011.

[5] E. Camacho and C. Alba. *Model Predictive Control*. Number 405. Springer, 2004.

[6] D. Choi and J.H. Oh. Human-friendly motion control of a wheeled inverted pendulum by reduced-order disturbance observer. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Pasadena, CA, USA, 2008.

[7] LE JOURNAL DES RESIDENTS de l'A.P.E.I de e Kerchêne/Le Fourniller. histoire du fauteuil roulant. *unblog.fr/2009/05/29/lhistoire-du-fauteuil-roulant/*, 2009.

[8] R. Cooper S. Fitzgerald D. Gray E. Chaves, M. Boninger and R. Cooper. Assessing the influence of wheelchair technology on perception of participation in spinal cord injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 85(11) :1854–1858, 2004.

[9] S. Colombi F. Grasser, A. D'Arrigo and A. Rufer. Joe : A mobile, inverted pendulum. *IEEE Trans. Ind. Electron*, 49(1) :107–114, 2002.

[10] La Fondation Garches. Toutes les catégories de fauteuils. *http ://www.handicap.org/*, 2010.

[11] S.H. Jeong and T. Takahashi. Wheeled inverted pendulum type assistant robot : Inverted mobile, standing, and sitting motions. In *Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, San Diego, CA, USA, 2007.

[12] T.M. Guerra H. Rago-Tirmant L. Vermeiren, A. Dequidt and M. Parent. Modeling, control and experimental verification on a two-wheeled vehicle with free inclination : an urban transportation system. *Control Engineering Practice*, 19(7) :744–756, 2011.

[13] A. Lankenau and T. Röfer. Smart wheelchairs, state of the art in an emerging market. In *Zeitschrift Kunstliche Intelligenz 4/00.Autonome Mobile Systeme*, 2000.

[14] K. Pathak and S.K. Agrawal. Band-limited trajectory planning and tracking for certain dynamically stabilized mobile systems. *Dynamic Systems, Measurement and Control, Transactions of the ASME*, 128(1) :104–111, 2006.

[15] H. Rago-Tirmant. *Control laws for Takagi-Sugeno fuzzy models (application to a two wheeled vehicle prototype)*. PhD thesis, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2004.

[16] N. De Saint Remy. *Modélisation et détermination des paramètres biomécaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel*. PhD thesis, Université Blaise Pascal-Clermont-Ferrand II, 2005.

[17] R. Samuels. Ibot update : The future beckons. *http ://www.newmobility.com/*, 2001.

[18] L. Scott. Keeping an eye on the va because somebody has to ! *http ://www.vawatchdog.org/*, 2006.

[19] Silicon Sensing. Segway. *http ://www.siliconsensing.com/segway*.

[20] M.W. Spong and M. Vidyasagar. *Robot Dynamics And Control*. Number 336 in ASIN. John Wiley and Sons, 1989.

[21] M. Krizack A. Lindsley-K. Mines J. Pearlman K. Reisinger W. Armstrong, J. Borg and S. Sheldo. *Guide pour les services de fauteuils roulants manuels dans les régions à faibles revenus*. l'Organisation mondiale de la Santé, 20 avenue Appia, 1211 Genève 27 (Suisse).

[22] D. Wells. *Lagrangian Dynamics*. Number 354. Mc Graw Hill, 1970.

Simulateur de conduite en fauteuil électrique : application à des personnes atteintes de sclérose en plaques,

Y. Morère, C. Fritsch, S. Remy, B. Maertens de Noordhout, G. Bourhis

Simulateur de conduite en fauteuil électrique : application à des personnes atteintes de sclérose en plaques

Y. Morère*, C. Fritsch**, S. Remy**, B. Maertens de Noordhout** et G. Bourhis*
*Université de Lorraine
LCOMS, 7 rue Marconi, 57070 METZ, France,
yann.morere@univ-lorraine.fr
**CNRF de Fraiture
Champ des Alouettes, 30, B4557 Fraiture-en-Condroz, Belgique

***Résumé*—Cette étude présente les premiers résultats sur l'analyse de la conduite en fauteuil roulant électrique (FRE) par des personnes atteintes de sclérose en plaque à l'aide d'un simulateur (ViEW). Afin de garantir la sécurité du patient et de son entourage dans l'utilisation d'un FRE, il est important d'évaluer ses capacités de pilotage. Le simulateur permet la mesure simple de données de conduite en environnement sécurisé. Elles sont ensuite analysées pour extraire des paramètres objectifs d'évaluation. Après l'étude d'indicateurs élémentaires comme le temps de parcours et les nombre de collisions, l'étude de la commande du joystick va nous permettre de définir d'autres indices temporels et fréquentiels. Le but est de savoir si l'utilisation du simulateur ViEW peut permettre de repérer des difficultés ou une impossibilité de conduire un FRE de façon sécurisée du fait de troubles cognitifs ou moteurs.**

Mots clés—simulateur; fauteuil électrique; sclérose en plaques

I. INTRODUCTION

Le fauteuil roulant électrique (FRE) s'est imposé comme une aide technique à la mobilité indispensable pour des personnes atteintes de déficiences motrices sévères. Il peut cependant s'avérer dangereux pour soi-même ou pour les autres en cas de mauvais contrôle. Son utilisation suppose donc d'évaluer les capacités de pilotage de la personne, initialement lors de la prescription médicale du fauteuil ou, dans le cas d'une pathologie évolutive, à diverses étapes de l'évolution de la maladie. Elle suppose également une personnalisation du fauteuil, choix du capteur d'interface humain-machine et réglage des paramètres de conduite notamment.

Cependant des tests de conduite sur fauteuil réel peuvent poser des problèmes de sécurité et il est difficile techniquement d'en extraire des paramètres quantitatifs non triviaux comme par exemple l'écart par rapport à une trajectoire idéale. Pour ces raisons depuis le début des années 90 un certain nombre d'études ont porté sur la conception de simulateurs de pilotage de FRE permettant d'expérimenter et d'évaluer simplement diverses situations de conduite en fauteuil [1], [2], [6], [7], [8]. Ils ne sont pas pour autant devenus d'usage courant en réhabilitation. Initialement en 2D, les environnements sont à l'heure actuelle, du fait de l'évolution des technologies informatiques, essentiellement développés en 3D. Le retour d'information visuel peut s'effectuer sur un ou plusieurs écrans [3] ou encore via un casque de réalité virtuelle [5]. Pour accroitre l'immersion dans l'environnement virtuel on peut envisager la conception d'une plateforme pour permettre un retour d'information kinesthésique [3], [4].

Un intérêt majeur de la simulation est de pouvoir mesurer de façon simple des indices de performance de conduite : durée de réalisation d'une tâche de mobilité, nombre de mouvements sur le joystick [7], analyse spectrale de ces mouvements [9], vitesse moyenne, écart moyen par rapport à la trajectoire de référence [10] ou par rapport à une trajectoire jugée optimale [9], longueur d'un parcours, nombre de collisions [11].

Dans ce cadre général de l'évaluation en simulation des performances de conduite en FRE, la présente étude porte sur des personnes atteintes de sclérose en plaques (SEP). Cette maladie est évolutive (succession de phases d'aggravation et de rémission) et présente des tableaux cliniques très variés. Des troubles de la marche sont fréquents et peuvent nécessiter l'utilisation de fauteuils roulants manuels ou électriques. Cependant la conduite de fauteuil électrique peut être perturbé par des problèmes de faiblesse ou de tremblement du membre qui commande le joystick ou des troubles cognitifs, notamment des difficultés attentionnelles (attention soutenue et attention divisée) et des difficultés de planification. Il apparait alors important pour des raisons de sécurité d'évaluer régulièrement les capacités de pilotage de la personne atteinte de SEP. Un simulateur de conduite en fauteuil peut être dans ce contexte un outil d'une grande utilité en facilitant la réalisation d'expérimentations sûres, reproductibles et aux performances quantifiables de façon simple. L'objectif de cette étude est alors, à partir de la réalisation de parcours imposés en simulation, d'extraire des paramètres permettant d'évaluer la qualité de conduite de la personne.

Dans ce qui suit, après une description du simulateur ViEW utilisée dans notre étude, on présentera la méthodologie expérimentale adoptée et les résultats obtenus sur un panel de 21 personnes atteintes de SEP.

II. MÉTHODOLOGIE

A. Simulateur ViEW

Le simulateur 3D de conduite en fauteuil électrique ViEW (Virtual Electrical Wheelchair) vise plusieurs objectifs: apprentissage sécurisé à la conduite, test des capacités de

conduite, aide au paramétrage personnalisé du fauteuil, expérimentations de fonctionnalités nouvelles [12], [13]. Pour faciliter la diffusion et les expérimentations du simulateur dans divers centres de réadaptation nous avons choisi de le réaliser de façon uniquement logicielle (sans plateforme). Il a été développé à l'aide des logiciels 3DViaVirtools™ pour la partie simulation temps réel et 3DStudioMax™ pour la partie modélisation. L'interface de commande humain-machine utilisé dans le présent travail est un joystick classique de contrôle de fauteuil électrique (Figure 1).



Fig. 1. Simulateur ViEW

Un environnement test reproduisant une partie du CNRF (Centre Neurologique et de Réadaptation Fonctionnelle de Fraiture-en-Condroz, Belgique) où ont eu lieu les expérimentations a été développé spécifiquement pour cette étude (Figure 2). Durant les expérimentations on enregistre le temps écoulé depuis le début de la simulation, les positions successives du fauteuil virtuel, les actions de commande sur le joystick, les collisions et la gamme de vitesse sélectionnée.



Fig. 2. Environnement simulé du CNRF

B. Procédure expérimentale

Les expérimentations ont porté sur un échantillon de 21 personnes, 11 hommes et 10 femmes, atteintes de SEP réparties en 2 groupes. Le groupe 1 est constitué de personnes utilisant déjà un FRE depuis au moins 6 mois, le groupe 2 de personnes n'ayant jamais utilisé de FRE. Chacun de ces groupes est divisé en 2 sous-groupes : le sous-groupe A est constitué de patients ne souffrant pas de troubles cognitifs, le sous-groupe B de patients souffrant de troubles cognitifs. Le critère d'inclusion dans le sous-groupe B est d'avoir au moins 4 domaines déficitaires dans les Tests d'Evaluation de l'Attention (TEA [14]) sur 6 items testés : attention divisée, flexibilité, alerte phasique, balayage visuel, négligence, incompatibilité, champ visuel.

La répartition de l'échantillon de personnes dans les sous-groupes est alors la suivante :

- Groupe 1 sous-groupe A: 6 patients
- Groupe 1 sous-groupe B: 4 patients
- Groupe 2 sous-groupe A: 6 patients
- Groupe 2 sous-groupe B: 5 patients

Chaque personne de l'échantillon suit 6 séances d'expérimentation de 45 minutes au maximum, 3 en conduite réelle et 3 en conduite simulée. Chaque séance (fauteuil réel ou virtuel) est constituée d'une phase initiale de 5 minutes de familiarisation avec la conduite du véhicule, d'un « parcours de slalom » entre des cônes (uniquement pour les séances 1 et 3 en réel et virtuel) et d'un « parcours complet » comprenant : un slalom entre 7 cônes, 2 virages à droite, 3 virages à gauche, 4 passages de porte (2 de 90 cm de large, 2 de 80 cm, largeur du fauteuil : 67cm), 2 demi-tours à droite et 2 à gauche, 4 demi-tours libres, une entrée et une sortie dans un ascenseur sur la droite et sur la gauche, 2 marches arrière et 2 lignes droites. Le slalom initial suivi du 1er virage à droite (« parcours 1 ») est identique en réel et en virtuel. La suite du parcours est constituée des mêmes difficultés dans les deux environnements mais les distances à parcourir sont différentes. En réel l'encombrement humain et matériel y est variable selon les séances contrairement au parcours 1 réservé aux expérimentations.

Plusieurs biais expérimentaux sont à signaler avant d'analyser les résultats. En premier lieu le simulateur ViEW étant constitué d'un seul écran on ne peut donner à l'utilisateur une vision latérale aussi efficace qu'en pilotage réel, ce qui induit un nombre de collisions plus conséquent en virtuel qu'en réel. D'autre part les personnes du groupe 1 utilisant leur FRE depuis plus de 6 mois ont un apprentissage important de la conduite en fauteuil, niveau d'apprentissage qu'il n'était pas possible de reproduire en virtuel dans le temps de l'étude. Enfin la vitesse 1 (vitesse minimale) a été imposée en conduites réelle et simulée de façon à pouvoir comparer les parcours des différentes personnes du panel. Ce choix a contrario a pu biaiser certains comportements de conduite notamment pour les utilisateurs expérimentés de FRE habitués à des vitesses plus importantes.

III. RESULTATS

A. Paramètres élémentaires : temps et collisions

Deux paramètres élémentaires ont tout d'abord été mesurés lors de chaque parcours, révélateurs de la performance globale de la personne : la durée globale du trajet et le nombre de collisions avec l'environnement. Ces résultats sont présentés dans le Tableau 1 pour le parcours 1 et dans le Tableau 2 pour

le parcours complet sous forme de moyennes en réel et en virtuel calculées sur les 3 parcours réalisés par toutes les personnes d'un même sous-groupe. Pour le sous-groupe 2B des personnes ont échoué à réaliser certains parcours dans le délai imparti. Dans ce cas les performances correspondantes n'ont pas été comptabilisées.

TABLEAU I. MOYENNES DES TEMPS ET NOMBRE DE COLLISIONS POUR LE PARCOURS 1

Sous-groupes	Temps (parcours réel)	Temps (parcours virtuel)	Collisions (parcours réel)	Collisions (parcours virtuel)
1A	38 s	89 s	0.06	3.3
1B	46 s	115 s	0.22	2.4
2A	74 s	68 s	0.33	3.1
2B	84 s	207 s	0.53	7.4

TABLEAU II. MOYENNES DES TEMPS ET NOMBRE DE COLLISIONS POUR LE PARCOURS COMPLET

Sous-groupes	Temps (parcours réel)	Temps (parcours virtuel)	Collisions (parcours réel)	Collisions (parcours virtuel)
1A	378 s	926 s	0.3	19
1B	504 s	1099 s	1	35
2A	753 s	890 s	1.8	31
2B	1102 s	1430 s	4.5	51

En environnement réel, parcours 1, le temps moyen du sous-groupe 1A (conducteurs expérimentés avec peu de troubles cognitifs) est, sans surprise, le plus faible et le sous-groupe 2B (non-utilisateurs de FRE avec troubles cognitifs) le plus important. Le sous-groupe 1B (conducteurs expérimentés avec troubles cognitifs) s'avère plus performant que le sous-groupe 2A (non-utilisateurs de FRE avec peu de troubles cognitifs). On retrouve cette même hiérarchie de performance si on considère le paramètre nombre de collisions.

En environnement virtuel les meilleures performances en temps sont obtenues par le sous-groupe 2A suivi par le sous-groupe 1A. Cette hiérarchie inattendue est due à deux valeurs aberrantes de personnes du sous-groupe 1A lors de leur premier test, probablement dues à un défaut d'apprentissage. Les troubles cognitifs des personnes du groupe B se reflètent dans des temps plus importants que ceux du groupe A (1A versus 1B et 2A versus 2B). Ce n'est pas le cas pour le nombre de collisions de 1A vs 1B pour les mêmes raisons que précédemment.

Pour le parcours complet en environnement réel les valeurs obtenues ne sont qu'indicatives du fait de l'encombrement variable des trajets. On retrouve toutefois les mêmes tendances générales que pour le parcours 1, notamment une différenciation nette entre les sous-groupes de personnes avec ou sans troubles cognitifs (1A vs 1B, 2A vs 2B) que ce soit en temps de parcours ou en nombre de collisions. En environnement virtuel toujours pour le parcours complet, on constate également cette différenciation avec un nombre bien plus important de collisions dues pour l'essentiel au manque de vision latérale.

B. Analyse de la commande du joystick

L'étude de la commande du joystick va nous permettre de définir des indicateurs quantitatifs de la conduite des utilisateurs. Dans cette partie nous sommes seulement intéressés à l'étude du parcours 1 (cf. figure 3) et nous utiliserons des indicateurs temporels et fréquentiels basés sur les données acquises lors de la simulation:

- l'angle et l'amplitude de la commande du joystick en calculant l'écart type et la moyenne sur les différents trajets effectués. Ces deux paramètres permettent de mettre en valeur les variations (oscillations) de la commande.
- une analyse fréquentielle des données d'angle pour détecter des modes de conduite différents et différencier des groupes d'utilisateurs. Ce type de méthode a été utilisé dans [15]. L'étude spectrale de l'angle du joystick mesuré quantifie la fluidité de l'action d'un utilisateur sur le joystick.

L'ensemble des données récoltées sur le simulateur représente plus de 400Mo. L'analyse a été réalisée à l'aide de Matlab.

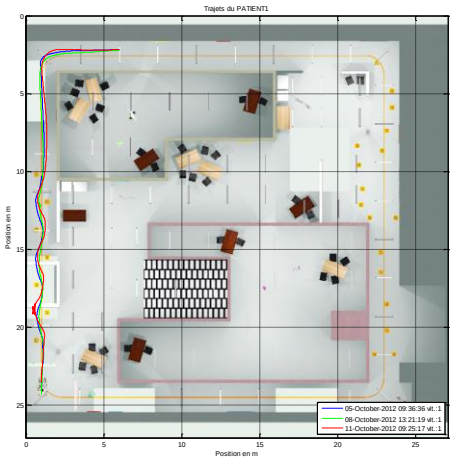


Fig. 3. Parcours 1 du patient 1

1) Amplitude et écart type

Les données d'angle et d'amplitude imposées au joystick peuvent être représentées de manière temporelle comme décrit dans la figure 4.

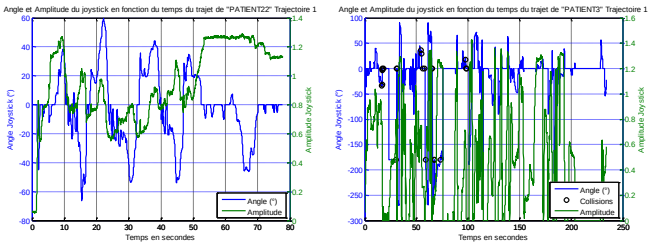


Fig. 4. Angle et amplitude du joystick pour le parcours1 des patients 22 (Groupe 1A) et 3 (Groupe 2B)

Ces deux premières figures montrent clairement, pour un même parcours des actions très différentes sur le joystick. Ceci est en partie dû à l'effet des collisions, mais pour le patient 3, sur la seconde partie du parcours qui ne compte pas de collision, le mode de conduite reste identique.

Afin de synthétiser les données des 22 patients, nous avons réalisé des moyennes sur l'ensemble des trajectoires de chaque utilisateur, puis sur chaque groupe d'utilisateurs pour les paramètres suivants : moyenne et écart-type de l'amplitude, moyenne et écart-type de l'angle. L'ensemble des résultats est donné en figure 5 pour l'amplitude du joystick et en figure 6 pour l'angle.

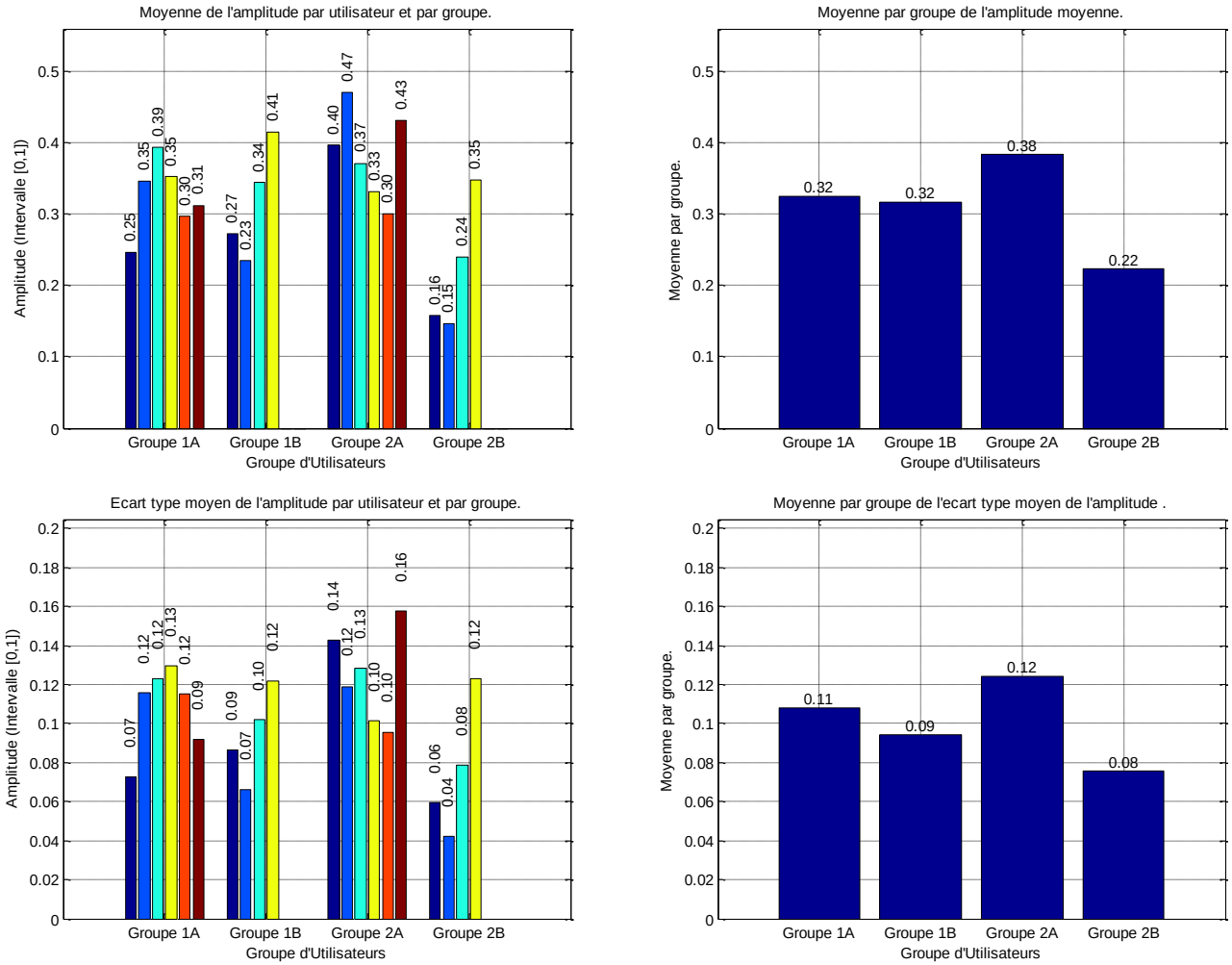


Fig. 5. Moyenne et écart-type de l'amplitude du joystick sur l'ensemble des parcours utilisateurs

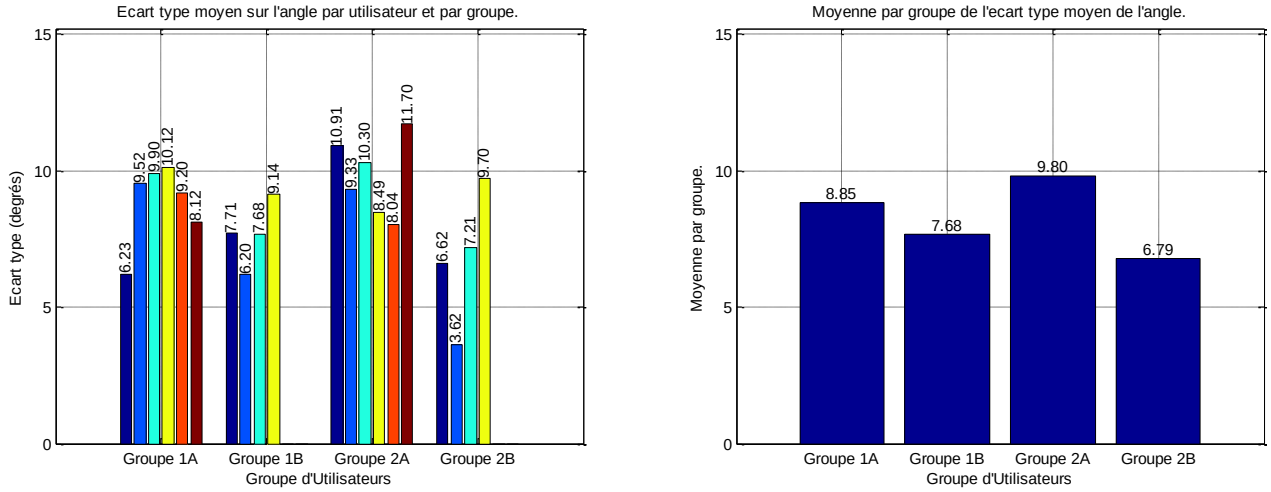


Fig. 6. Ecart-type de l'angle du joystick sur l'ensemble des parcours utilisateurs

La première chose remarquable est la forte disparité interindividuelle dans les groupes d'utilisateurs. Nous avons cependant cherché à dégager une tendance en réalisant des moyennes par groupe sur chaque paramètre. En ce qui concerne l'amplitude imposée au joystick, on remarque peu de différence entre le groupe 1A (patients sans troubles cognitifs) et 1B (patients avec troubles cognitifs) en possession d'un FRE depuis au moins 6 mois. Cette différence est plus marquée sur le groupe 2 : il semble que les patients atteints de troubles cognitifs effectuent des amplitudes d'utilisation du joystick moins importantes que ceux qui n'en présentent pas. En ce qui concerne l'interprétation de l'écart type, il semble que les patients des groupes B opèrent sur le joystick des déplacements plus faibles autour de la valeur moyenne (elle aussi plus faible) que les patients des groupes A. Cela occasionne une vitesse de déplacement plus faible et des temps de parcours plus longs.

Les figures affichant les moyennes sur les angles montrent des résultats similaires pour l'ensemble des groupes. En effet, pour un parcours identique, l'angle moyen du joystick est quasiment identique. Pour l'écart-type de l'angle, les conclusions sont à les mêmes que celles de l'amplitude. Les patients des groupes B ont tendance à réaliser des changements de direction moins importants autour de la position moyenne que ceux du groupe A.

2) Analyse Spectrale de l'angle

La transformation dans le domaine fréquentiel de nos données pose un problème : nous avons un échantillonnage non régulier des données. Lorsqu'un ralentissement du « framerate » survient (scène très chargée), les acquisitions ne sont plus régulières. Il n'est plus possible d'utiliser la transformée de Fourier standard. Pour pallier ce problème on réalise une analyse spectrale de données échantillonnées non uniformément grâce à la méthode de Lomb et son implémentation Matlab FastLomb [16, 17].

La figure 7, montre à titre d'exemple les spectres fréquentiels de parcours 1 des patients 22 (groupe 1A) et 3 (groupe 2B).De nombreuses différences entre ces deux courbes sont à noter. Pour l'utilisateur issu du groupe 1A, la courbe est lissée et ne présente que quelques pics fréquentiels, un principal en basse fréquence et trois beaucoup moins importants dans les fréquences supérieures. Le spectre de l'utilisateur du groupe 2B possède un maximum en basse fréquence mais aussi de nombreux pics d'amplitudes importantes dans les fréquences supérieures.

Afin de synthétiser ces résultats, nous calculons une intégrale sur le périodogramme de la manière suivante :

$$I_{freq_max} = \int_0^{freq_max} P_N(f)df$$

La fréquence $freq_max$ a été déterminée empiriquement à 0.04 Hz. Ceci peut permettre de mettre en évidence un mode de contrôle du joystick. Une énergie importante dans cette bande de faibles fréquences montre que l'utilisateur ne réalise pas de changement de direction rapide sur le joystick.

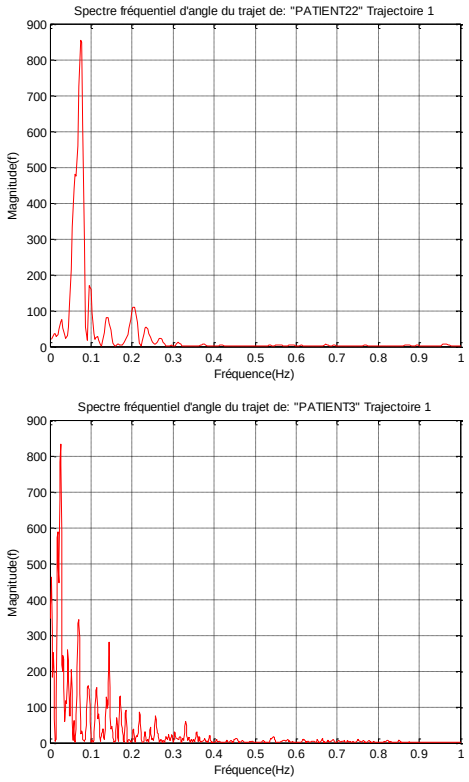


Fig. 7. Spectres fréquentiels sur l'intervalle [0Hz-1Hz] des parcours 1 des patients 22 (groupe 1A) et 3 (Groupe 2B)

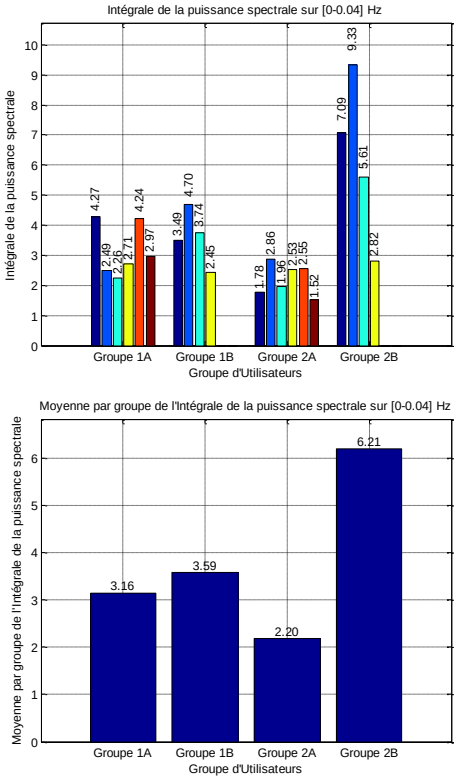


Fig. 8. Intégrale de la puissance spectrale de l'angle du joystick sur l'intervalle [0Hz-0.4Hz] pour l'ensemble de utilisateurs des parcours 1

Cette valeur peut être utilisée comme un indicateur de conduite sans à-coup. La figure 8 supérieure présente l'intégrale de la puissance spectrale entre 0 et 0.04Hz sur l'ensemble des parcours de chaque utilisateur. La figure 8 inférieure présente ces mêmes données mais moyennées par groupe d'utilisateurs.

Sur cette bande de fréquence, les disparités interindividuelles sont toujours présentes dans chaque groupe. L'indicateur permet toutefois de différencier très nettement le sous-groupe 2B des autres.

IV. Discussion

La question essentielle à laquelle cherche à répondre cette étude est de savoir si l'utilisation du simulateur ViEW peut permettre de repérer de façon objective des difficultés ou une impossibilité de conduire un FRE de façon sécurisée du fait de troubles cognitifs. On peut tout d'abord constater qu'une analyse des stratégies de conduite est tout-à-fait envisageable en simulation. Ainsi un comportement facilement observable, le demi-tour, s'est avéré similaire, quel que soit le groupe, en réel et en virtuel.

Par ailleurs un certain nombre de données quantitatives ont été extraites des expérimentations. D'après les résultats présentés, il semblerait que, outre les paramètres élémentaires de temps de parcours et nombre de collisions, les écarts-types sur l'amplitude et l'angle de la commande joystick soient utilisables pour différencier les groupes A et B.

On notera que les collisions engendrent des comportements parasites de la part de l'utilisateur et biaisent ainsi les analyses temporelles et fréquentielles. Cependant elles restent un très bon indicateur de la capacité de conduite. On pourrait alors reprendre l'ensemble de l'étude en n'incluant que les parcours sans collisions.

Concernant l'analyse spectrale, le choix de la plage de fréquence a été réalisé empiriquement. Les patients atteints de troubles cognitifs concentre une plus grande puissance dans cette bande de fréquence que les patients des groupes A. Leurs mouvements principaux semblent être plus lents.

V. Conclusion

L'objectif de cette communication était de présenter nos premiers résultats sur l'analyse de la conduite en fauteuil roulant électrique virtuel par des personnes atteintes de sclérose en plaques. Il semble qu'on puisse d'ores et déjà conclure qu'il s'avère possible d'évaluer quantitativement les capacités de pilotage de ces personnes à l'aide d'un simulateur simple, uniquement logiciel. Différents paramètres ont été proposés à cet effet. Ils devront être validés par d'autres séries d'expérimentations.

References

[1] Pithon, Weiss, Richir, Klinger, "Wheelchairs simulators: a review", Technology and Disability, 21, 2009, 1-10.

[2] Erren-Wolters et al, "Virtual reality for mobility devices: training applications and clinical results: a review", int journ of rehab res, 2007, 30:91-96.

[3] Ito, Shino, Takenobu Inoue and al, "Development of a powered wheelchair driving simulator for research and development use", Journal of mechanical systems for transportation and logistics, vol 2, n°2, 2009.

[4] F. Goncalves, A. Gacem, O. Rabreau, E. Monacelli, A. Schmid, B. Malafosse, AccesSim : outil d'évaluation d'accessibilité. Application pour le développement de FRE, Handicap 2012 conference, Paris, juin 2012.

[5] M. J.A. Jannink, C. V. Erren-Wolters, P.T., Alexander C. de Kort, and H. van der Kooij, "An Electric Scooter Simulation Program for Training the Driving Skills of Stroke Patients with Mobility Problems: A Pilot Study", Cyberpsychology & Behavior , Volume 11, Number 6, 2008.

[6] I.A. Adelola, S.L Cox, and A. Rahman, "Virtual environments for powered to wheelchair learner drivers: case studies", Technology and Disability, vol. 21, pp. 97-106, 2009.

[7] P.S. Archambault et al, "Driving performance in a power wheelchair simulator", Disability and Rehabilitation: Assistive technology, 7(3), 226-233, 2012.

[8] S. Dir, O. Habert, A. Pruski, « Using virtual reality to dynamically setting an electrical wheelchair, CISA08, AIP Conference Proceedings 1019, 2008, 156-161.

[9] H. Niniss and T. Inoue, "Assessment of driving skills using virtual reality : comparative survey on experts and unskilled users of electric wheelchairs", Technology and Disability, 18, 2006, 217-226.

[10] D.M. Spaeth et al, "Development of a wheelchair virtual driving environment: trials with subject with traumatic brain injury", Arch Phys Med Rehab, vol 89, 2008, 996-1003.

[11] J S. Webster et al, "Computer-assisted training for improving to wheelchair mobility in unilateral neglect patient", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 82, pp. 769-775, june 2001.

[12] Y. Morère, M. A. Hadj Abdelkader, S. M. Meliani, and G Bourhis, "Powered wheelchair driving analysis on a simulator", AAATE2011, August-September 2011, 679-685.

[13] Y. Morere et al., « ViEW : a simulator for the training and the evaluation of the control of an electric wheelchair », AMSE Journals, Series Modelling C, vol. 73, issue 3, p.71-82, 2012.

[14] P. Zimmermann, B. Fimm, "Test d'Evaluation de l'Attention" (Psytest Vera Fimm), Herzogenrath, Psychologische testsysteme, 2009, n°2.1, pp 1-7.

[15] F. Gabrielli, J. Schiro, P. Pudlo, S. Bouilland, A. Thévenon, M. Djemaï et F. Barbier, « Indicateur pour différencier les conducteurs automobiles durant des manœuvres à basse vitesse », Université de Valenciennes – Le Mont Houy, presented at the Handicap 2012, Paris, 2012, p.98 – 103.

[16] William H. Press, Saul A. Teukolsky, William T. Vetterling, Brian P. Flannery, Numerical Recipes in Fortran 77, The Art of Scientific Computing, Second Edition, Volume 1 of Fortran Numerical Recipes, ISBN 0 521 43064 X, Section 13.8. pp.569-577, 1997

[17] Lomb normalized periodogram, Christos Saragiotis, 22 Nov 2008, http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/22215-lomb-normalized-periodogram/content/fastlomb

Session 4 : Accessibilité

La plateforme technique "Le Bâtim'Handicap",

F. Jamin, C. Campagne

La plateforme technique "Le Bâtim'Handicap"

Formation , sensibilisation et recherche appliquée dans le cadre bâti

Frédéric JAMIN
Laboratoire de Mécanique et Génie Civil
UMR UM2-CNRS 5508
Université Montpellier 2 – Place Eugène Bataillon
34095 Montpellier Cedex 5 - France
frederic.jamin@univ-montp2.fr

Claude CAMPAGNE
Institut Universitaire de Technologie de Nîmes
Département Génie Civil
8, rue Jules Raimu
30907 Nîmes Cedex 2 - France
claude.campagne@iut-nimes.fr

***Résumé* — Cet article présente la plateforme technique dédiée à la problématique du handicap (physique, sensoriel et cognitif) dans le cadre bâti. Implanté à l'IUT de Nîmes, cet outil nous permet de proposer des mises en situation de handicap concrètes dans le cadre de la formation d'étudiants et de professionnels de la construction ou de sensibilisation du grand public. Nous abordons également l'intérêt de l'installation domotique, outil incontournable pour pallier les handicaps et permettre le maintien à domicile des personnes âgées. Enfin, cette plateforme est conçue également pour contribuer à la recherche appliquée sur le contraste visuel restant une notion mal définie réglementairement pour fournir des outils aux concepteurs afin d'évaluer en amont le caractère contrasté de certains éléments.**

Mots Clefs — cadre bâti, formation, contraste visuel

I. INTRODUCTION

Le 30 juin 1975, le gouvernement français adopte la première loi [1] d'orientation en faveur des personnes handicapées. Pour le cadre bâti, l'article 49 précise : « Les dispositions architecturales et aménagements des locaux d'habitation et des installations ouvertes au public, notamment les locaux scolaires, universitaires et de formation doivent être tels que ces locaux et installations soient accessibles aux personnes handicapées ». Les décrets n°78-109 [2] et n°80-637 [3] suivis des arrêtés du 25 janvier 1979 [4] pour les installations neuves ouvertes au public et du 24 décembre 1980 [5] modifié par l'arrêté du 21 septembre 1982 [6] pour les bâtiments d'habitation collectifs ont établi les premières règles de construction à prendre en considération pour l'accessibilité du cadre bâti.

Le 13 juillet 1991, une seconde loi [7] renforce les dispositions déjà mises en œuvre en matière d'aménagement du cadre bâti notamment en l'étendant au cas des lieux de travail et en prévoyant des sanctions pénales en cas de non respect des dispositions prévues à l'article L.111-7 du code de la construction et de l'habitation. Les décrets n°92-332 [8] et n°94-86 [9] suivis des arrêtés du 31 mai 1994 [10] pour les établissement recevant du public et les installations ouvertes au public puis du 27 juin 1994 [11] pour les lieux de travail précisent les nouvelles règles de construction à prendre en considération ; les règles de l'arrêté du 24 décembre 1980 [5] pour les bâtiments d'habitation collectifs restant en vigueur.

Néanmoins, malgré ces textes législatifs et réglementaires, trop peu d'établissements recevant du public, d'installations ouvertes au public, de bâtiments d'habitation et de lieux de travail respectent en totalité les dispositions relatives à l'accessibilité des personnes handicapées dans leur conception et leur réalisation. Devant ce constat, le 11 février 2005, une troisième loi [12] est alors promulguée qui, à l'inverse des deux précédentes dictant des « faveurs offertes aux personnes handicapées », impose l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées. Pour le cadre bâti, outre le fait que dorénavant les constructions neuves devront être contrôlées systématiquement pour vérifier le respect des dispositions prévues à l'article L.111-7 du code de la construction et de l'habitation, cette nouvelle loi associée au décret n°2006-55 [13] modifié par le décret n°2007-1327 [14] et les arrêtés du 1er août 2006 [15] et [16] modifiés par les arrêtés du 30 novembre 2007 [17] et [18] donnent aussi une définition des mots « handicap » et « accessible » :

- Handicap [12] : incapacité temporaire ou permanente physique, sensorielle, cognitive, mentale ou psychique,
- Accessible [13] : circuler, accéder, utiliser, se repérer et communiquer avec la plus grande autonomie possible.

Malheureusement, certaines règles dictées par cette « nouvelle » réglementation en vigueur depuis le 1er janvier 2007 restent encore mal connues par les acteurs du cadre bâti et par conséquent, sont appliquées de façon hasardeuse. Nicolas Boileau a écrit en 1674 : « Ce que l'on conçoit bien s'énonce clairement, et les mots pour le dire arrivent aisément ». Cette citation illustre bien une des problématiques sur l'application des réglementations successives à savoir le manque de formation et de sensibilisation autour du handicap et des mesures à mettre en œuvre pour faciliter l'accessibilité des bâtiments ce que veut également pallier la loi n°2005-102.

Après une brève synthèse des textes réglementaires concernant l'obligation de formation sur le handicap, nous présentons la plateforme technique pour la mise en situation de handicap. Nous détaillons chaque élément constitutif de cette plateforme et nous précisons les objectifs visés dont la domotique ; un outil incontournable dans l'aide à la personne en situation de handicap. Nous terminons par nos ambitions en termes de recherche appliquée sur le contraste visuel dans le cadre bâti en apportant quelques pistes d'investigation.

En collaboration avec l'I2ML, l'APF - LR, la FAF – LR et l'ARIEDA.

II. LES TEXTES SUR LA FORMATION OBLIGATOIRE

La loi n°2005-102 rend obligatoire la formation sur le handicap. D'une part, l'article 22 modifiant l'article L.312-15 du code de l'éducation spécifie que l'enseignement d'éducation civique comporte également, à l'école primaire et au collège, une formation consacrée à la connaissance et au respect des problèmes des personnes handicapées et à leur intégration dans la société. Les établissements scolaires s'associent avec les centres accueillant des personnes handicapées afin de favoriser les échanges et les rencontres avec les élèves. D'autre part, l'article 41-V précise que la formation à l'accessibilité du cadre bâti aux personnes handicapées est obligatoire dans la formation initiale des architectes et des professionnels de la construction. Dans ce contexte, le décret n°2007-436 [19] précise les diplômes préparant à des professions dont l'objet est la conception ou la réalisation des bâtiments. Le contenu de cette formation qui est donné dans l'arrêté du 22 janvier 2009 [20] doit s'articuler autour des principaux thèmes suivants :

- Le concept de handicap,
- La politique du handicap,
- Le cadre réglementaire,
- La notion d'accessibilité et de qualité d'usage,
- L'implication des différents acteurs, les aides et les procédures,
- Le principe d'accessibilité décliné en fonction du domaine et du niveau de formation.

A l'heure actuelle, peu d'établissements répondent à ces exigences législatives et réglementaires dont la date d'application est pourtant le 1er janvier 2009 (même si quelques actions de sensibilisation sont menées de façons éparses au sein des universités et des grandes écoles). Néanmoins, il ne faut pas confondre « sensibilisation » qui est l'action de rendre quelqu'un réceptif à une problématique donnée et « formation » dont l'objectif est d'acquérir les connaissances nécessaires à l'exercice d'une activité professionnelle. Par conséquent, il semble important, pour une formation de qualité, de pouvoir dispenser un enseignement décomposé en trois volets :

- Cours magistraux : connaître et maîtriser la réglementation,
- Etudes de cas : appliquer la réglementation,
- Mise en situation de handicap : comprendre la réglementation.

Dans cet objectif, nous avons voulu concevoir et réaliser une plateforme technique permettant aux étudiants et aux professionnels de mieux appréhender la notion de handicap et les problèmes quotidiens auxquels sont confrontés les personnes en situation de handicap. Pour cela, il nous est apparu important de montrer des conditions répondant aux règles élémentaires des textes en vigueur [15] et [16] et aux guides de bonnes pratiques mais également de présenter des situations inadaptées pour les personnes en situation de handicap physique, sensoriel, cognitif, mental ou psychique.

III. LA PLATEFORME TECHNIQUE

La plateforme technique est dédiée à la problématique du handicap de façon globale pour mieux comprendre les difficultés rencontrées par les personnes en situation de handicap. Pour notre part, nous souhaitons un lieu qui présente des exemples concrets de mise en situation avec des aménagements adaptés ou non afin d'obtenir un lieu :

- de formation pratique pour les professionnels de la construction qui sont mis en situation de handicap et peuvent ainsi s'approprier des techniques contribuant au confort et à la sécurité des personnes handicapées ou dépendantes mais également comprendre les minimas réglementaires,
- de ressources où est regroupée une série d'outils portant sur les équipements, la réglementation, les différents acteurs du domaine, etc.,
- de promotion des savoir-faire en servant de vitrine sur les techniques et les équipements mis en œuvre dans un projet d'adaptation d'un bâtiment à la fois à destination des professionnels mais aussi du grand public.

La figure 1 présente la plateforme technique dans son ensemble qui est constituée de deux entrées dont une pourvue d'un sas de 4 m^2, un séjour de 16 m^2, une cuisine ouverte de 9 m^2, une chambre de 12 m^2, une salle d'eau avec cabinet d'aisances de 8 m^2.



Fig. 1. Illustration 3D de la plateforme technique

Des aménagements extérieurs sont également prévus avec des pentes avec différents dénivelés, des ressauts, des revêtements de sol de différentes natures, une place de parking adaptée. Pour les besoins d'accès aux équipements techniques situés en faux plafond, un escalier est également réalisé à l'extérieur de cet espace de 49 m^2.

Dans la suite, nous présentons chaque élément constitutif de ce projet en mettant l'accent sur les objectifs visés.

A. *Les aménagements*

En matière d'aménagements, la plateforme technique propose pour chaque type de handicap :

- Physique : poignées de tirage ergonomiques, commande des points d'eau à manette rallongée, équipements à hauteur variable dans la cuisine, porte d'accès coulissante pour la chambre ainsi que bac à douche ultra plat, WC suspendu, lavabo ergonomique et miroir inclinable dans la salle d'eau avec cabinet d'aisances,
- Visuel : contraste visuel marqué par changement de couleurs au niveau du sol de chaque pièce, des cadres de portes, des équipements de la salle d'eau et du cabinet d'aisances,
- Auditif : voyants lumineux dans chaque pièce visibles en toute circonstance connectés au visiophone (voyants verts) et au détecteur de fumées (voyants rouges),
- Cognitif : installation de pictogrammes normalisés pour l'aide à l'orientation et aux tâches quotidiennes, détecteurs d'ouvertures de portes et de fenêtres, dispositifs de coupure sur les équipements électroménagers et la distribution d'eau potable.

B. *Les extérieurs*

Des rampes d'accès extérieures avec paliers intermédiaires présentent des pentes de 5%, 8%, 10% et plus afin d'appréhender les difficultés pour franchir les dénivellations en fauteuil roulant. Au niveau des paliers de porte, des grilles gratte pied sont prévues avec des fentes de 2 cm et au-delà pour comprendre l'obstacle occasionné pour des roues de fauteuil roulant. Un bac à sable permet de simuler le franchissement d'un sol meuble et les difficultés pour la personne en situation de handicap de se déplacer. Une place de parking adaptée montre la nécessité des dimensions imposées par la réglementation pour sortir d'un véhicule et rejoindre le cheminement menant à la plateforme technique.

C. *Les entrées*

Deux entrées sont prévues dans le projet permettant l'accès par l'intérieur et l'extérieur des locaux. La porte d'entrée donnant à l'intérieur des locaux présente des caractéristiques ne répondant pas à la réglementation à savoir, distance de l'extrémité de la poignée et de la serrure par rapport à la cloison, largeur de passage de porte insuffisante, poignée de porte non préhensible, espace de manœuvre de porte inadéquate et tapis de sol meuble en fibre de coco. La porte d'entrée donnant sur l'extérieur répond à la totalité de la réglementation mais un sas existe à l'intérieur de la plateforme pour appréhender la notion de gêne occasionnée lors de l'utilisation de cet espace par différentes personnes.

D. *Le séjour*

Le séjour permet d'aborder la problématique des valeurs d'éclairement au sol imposées par la réglementation en vigueur concernant les cheminements extérieur et intérieur des bâtiments, les parcs de stationnement, les locaux et les escaliers. Le séjour sert pour l'étude physique et psycho-physique sur le contraste visuel que nous développons dans la partie recherche appliquée.

E. *La cuisine*

La cuisine (Fig. 2) est pensée pour montrer les bonnes pratiques à mettre en place pour une utilisation aisée des équipements (table à manger, évier, four, rangements, plan de travail à hauteur variable, etc.) par des personnes en fauteuil roulant, de petite taille, âgées, mal ou non-voyantes. Nous abordons des situations de non conformités avec une largeur réduite de 1,20 mètre au lieu de 1,50 mètre, plan de travail, équipements et rangements surélevés.

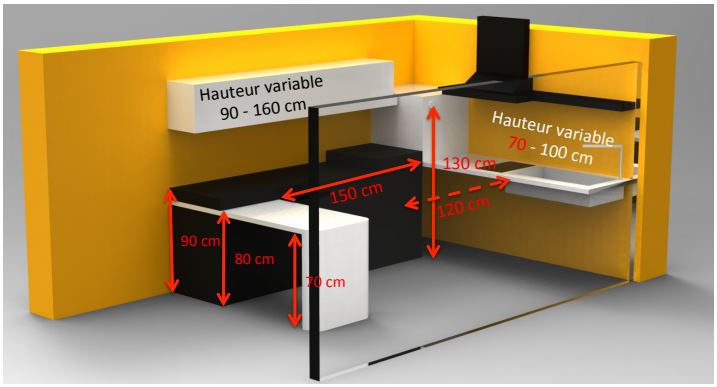


Fig. 2. Illustration 3D de la cuisine

F. *La chambre*

La chambre montre les espaces nécessaires pour circuler autour d'un lit de 1,40 m de largeur par 1,90 m de longueur afin de prendre conscience que les caractéristiques imposées par la réglementation, qui ne représente que des minimas, ne sont pas des caractéristiques de confort mais d'usage comme les largeurs de passage de porte de 77 cm, l'utilisation des fenêtres dont le dispositif de manœuvre doit se situer à 130 cm du sol fini maximum ou bien encore la hauteur du plan de couchage située entre 40 cm et 50 cm du sol fini.

G. *La salle d'eau avec cabinet d'aisances*

La salle d'eau avec cabinet d'aisances est réfléchie pour montrer les bonnes pratiques à mettre en œuvre pour une utilisation confortable de cet espace sanitaire. La norme NF P99-611 [21] pour les sanitaires publics et deux guides du CSTB ([22] et [23]) sur les salles d'eau accessibles et les douches de plain-pied ont été appliquées. Toutes les caractéristiques techniques décrites dans ces textes sont scrupuleusement respectées en termes d'espaces d'usage, de rotation et de distances de mise en place des différents équipements sanitaires (lavabo, cuvette WC, douche et leurs équipements).

H. *L'escalier*

Un escalier extérieur au logement est construit en répondant à la réglementation concernant les escaliers des circulations verticales des bâtiments d'habitation collectifs et les escaliers intérieurs au logement selon l'arrêté du 1er août 2006 [15]. Toutes les caractéristiques dimensionnelles sont respectées sur la largeur entre mains courantes, la hauteur et le giron des marches. Plusieurs dispositions sont prévues pour mettre en évidence les besoins en termes de sécurité d'usage comme les bandes d'éveil de vigilance, les nez de marches, les première et dernière contremarches, etc.

I. La domotique

Afin de tester « grandeur nature » des services, des outils ou des usages nouveaux, un ensemble de « Living Lab » regroupant des acteurs publics, privés, des entreprises, des associations, des acteurs individuels voient le jour. De manière générale, le principe consiste à mettre en situation réelle une ou plusieurs personnes dans les conditions d'utilisation d'un logement et, par le biais de l'observation, de tirer des leçons sur les pratiques quotidiennes de vie des occupants en situation de handicap afin d'apporter une réponse technologique, culturelle et environnementale à leurs besoins ou à leurs exigences.

L'approche de notre plateforme technique est différente mais complémentaire dans le sens où il s'agit de bénéficier d'un lieu permettant de tester en amont les différents outils ou équipements en vue de les mettre en œuvre ensuite dans un living lab. Les technologies numériques au sein du domicile permettent à la personne en perte d'autonomie ou en situation de handicap de continuer de vivre dans son logement dans des conditions de sécurité et/ou de confort acceptables en gardant le contrôle de son environnement, tout en facilitant les interventions des professionnels de santé l'accompagnant au quotidien. Bien qu'un produit puisse être multifonctionnel, ces technologies se classent globalement en quatre catégories de besoins :

- Confort : gestion de l'énergie, contrôle de la lumière, gestion des appareils ménagers,
- Sécurité : téléalarme, télésurveillance, alerte de chute, téléassistance, contrôle d'accès, capteurs de fenêtre, détection de gaz, fumée et inondation,
- Santé : outils de mesure de poids, du taux de glucose, de la pression sanguine, fauteuil roulant de télémédecine ou téléphones portables dotés de fonction monitoring cardiaque. Agenda électronique au service des médecins, des cabinets médicaux et de leurs patients,
- Communication : planning partagé, aide-mémoire, services web, calendrier et livre de bord personnel commun, horodatage et paiement des intervenants.

Dans notre projet, tous ces éléments doivent être pensés dans le cadre d'un logement existant. En effet, il est difficilement concevable que chaque personne étant ou devenant handicapée soit obligée d'acquérir un logement neuf pour répondre à ses besoins immédiats. De plus, il faut que l'acquisition de tels systèmes reste bien entendu abordable au sens économique.

IV. RECHERCHE APPLIQUÉE SUR LE CONTRASTE VISUEL

A la lecture des textes en vigueur, il subsiste de nombreuses zones d'ombre qui rendent difficilement applicable la réglementation actuelle par manque de définitions claires et précises compliquant le travail des concepteurs, des contrôleurs et des exécutants. Les arrêtés [15] et [16] imposent la mise en œuvre d'éléments contrastés visuellement (mains courantes, bande d'éveil de la vigilance, nez de marches, première et dernière contremarches, informations et signalisations). Toute la difficulté de l'architecte et de l'ingénieur réside dans la notion de contraste visuel où les arrêtés ne donnent aucune définition concernant le calcul d'un contraste visuel.

Pour avoir quelques précisions sur les objectifs à atteindre, l'arrêté du 15 janvier 2007 [24] concernant la voirie et les espaces publics précisent : « Un contraste en luminance est mesuré entre les quantités de lumières réfléchies par l'objet et par son support direct ou son environnement immédiat, ou entre deux éléments de l'objet. Si cet objet est moins lumineux, la valeur de 70% doit être recherchée lors de la mise en œuvre en réalisant les mesures sur les revêtements neufs. Une solution technique permettant d'obtenir de manière durable un contraste de luminance de 40% peut se substituer à cet objectif. Ces valeurs deviennent 2,3 et 0,6 respectivement dans le cas où l'objet est plus lumineux que son environnement. Un contraste équivalent peut également être recherché d'une manière chromatique, au moyen d'une différence de couleur entre les deux surfaces. Le choix des matériaux mis en œuvre et des dispositifs d'éclairage éventuels tient compte de leur capacité à maintenir des niveaux de contraste suffisants, en luminance ou en couleur ».

Pour le cadre bâti, quelques guides circulent, sans impact réel, comme le guide des bonnes pratiques de mise en couleur [25] ou le guide sur le contraste visuel appliquée aux bandes d'éveil de vigilance [26]. Par conséquent, sans outil efficace permettant d'appréhender en amont les valeurs de contraste entre un équipement et son support ou son environnement et sans moyen pour mesurer in-situ les valeurs de contraste réelles une fois l'ouvrage réalisé, l'ensemble de ces critères est évalué de façon subjective par des personnes ayant chacune leurs appréciations en fonction de leurs handicaps respectifs.

A. Le contraste en luminance

La définition du contraste en luminance présentée dans l'arrêté du 15 janvier 2007 [24] est celle du contraste de Weber C_W [27] :

$$C_W = \frac{|L_{support} - L_{objet}|}{L_{support}} \quad (1)$$

où $L_{support}$ est la luminance du support (ou background) et L_{objet} est la luminance de l'objet (ou foreground).

D'autres définitions du contraste en luminance existent dans la littérature dont une des plus connues est celle du contraste de Michelson C_M [27] :

$$C_M = \frac{|L_{support} - L_{objet}|}{L_{support} + L_{objet}} \quad (2)$$

Néanmoins, pour ces deux définitions, des problèmes subsistent au niveau des valeurs prises. En effet, le contraste de Weber varie de zéro à l'unité pour un contraste négatif (objet plus sombre que le support) et de zéro à l'infini pour un contraste positif (objet plus clair que le support). Le contraste de Michelson est toujours égal à l'unité si le support prévu est complétement noir ($L_{support}$ = 0 cd/m^2) quelque soit la luminance de l'objet L_{objet}.

Pour ces raisons, il semble judicieux de proposer une autre définition du contraste en luminance qui nous permette de nous affranchir de ces problèmes. De plus, ces définitions ne prennent pas en compte les déficiences visuelles notamment liées à l'âge comme le préconise la norme NF EN ISO 24502 [28].

B. *Le contraste en couleur*

La définition du contraste en couleur cité dans l'arrêté du 15 janvier 2007 [24] est celle du contraste présentée par Arthur et Passini C_C [29] :

$$C_C = \frac{|\rho_{claire} - \rho_{foncée}|}{\rho_{claire}} \quad (3)$$

où ρ_{claire} et $\rho_{foncée}$ sont respectivement les indices de réflexion de la lumière de la couleur claire et de la couleur foncée.

Des valeurs des indices de réflexion de la lumière des couleurs sont proposées par Arthur et Passini [29] mais restent trop limitatives. De plus, en considérant la loi de Lambert, en supposant que la réflexion de la lumière soit orthotrope sur une surface diffusante, on peut montrer une relation entre l'indice de réflexion ρ_i de la lumière et la luminance réfléchie L_i de la surface considérée de la forme :

$$\rho_i E = \pi L_i \quad (4)$$

où E est la valeur d'éclairement. De ce fait, en tenant compte de la relation (4), la relation (3) devient :

$$C_C = \frac{|L_{claire} - L_{foncée}|}{L_{claire}} \quad (5)$$

Par conséquent, la relation (5) n'est autre que la définition du contraste de Weber présentée à la relation (1) et nous en concluons que la relation (3) n'est qu'une déclinaison de la définition d'un contraste en luminance.

D'autres auteurs [30] proposent de déterminer le contraste de couleur C_{RVB} par la relation suivante :

$$C_{RVB} = \frac{|R_{support} - R_{objet}| + |V_{support} - V_{objet}| + |B_{support} - B_{objet}|}{500} \quad (6)$$

où (R_i, V_i, B_i) désignent les composantes trichromatiques (Rouge, Vert, Bleu) des couleurs considérées pour le support et l'objet. Pour cette définition, si C_{RVB} est supérieur ou égal à l'unité alors le contraste de couleur est jugé satisfaisant mais cela nécessite de connaître les composantes RVB de chaque couleur utilisée.

C. *Le contraste visuel dans le cadre bâti*

Dans le cadre bâti, les architectes et les designers d'intérieur ont besoin d'une palette de couleur importante. En général, ils utilisent le RAL Designer qui correspond approximativement au modèle TSL (acronyme de Teinte, Saturation, Luminance) ; le passage du modèle TSL aux composantes RVB étant possible mathématiquement.

En codage informatique des couleurs [31], il est possible de déterminer la luminance L en fonction des composantes RVB de la couleur considérée sous la forme :

$$L = aR + bV + cB \quad (7)$$

où a, b et c des coefficients de pondération fonction des composantes trichromatiques choisies. Dès lors, si la relation (7) est valable dans un cadre général, nous pourrions en déduire directement la luminance à partir des composantes trichromatiques et calculer un contraste de luminance aisément.

D. *Perspectives*

A partir de ces constats, nous souhaitons valider par mesures physiques et études psychophysiques, deux nouvelles définitions de contraste en luminance (8) et en couleur (9) :

$$C_L = \frac{c_a}{c_{20}} \times \frac{|L_{support} - L_{objet}|}{L_{max}} \quad (8)$$

où c_a et c_{20} sont respectivement des coefficients liés à l'âge a et à 20 ans [28], L_{max} est la luminance du blanc parfait.

$$C_C = \frac{\alpha|R_{support} - R_{objet}| + \beta|V_{support} - V_{objet}| + \chi|B_{support} - B_{objet}|}{R_{max} + V_{max} + B_{max}} \quad (9)$$

où R_{max}, V_{max} et B_{max} sont les composantes trichromatiques du blanc parfait et α, β et χ des coefficients de pondération fonction de la sensibilité aux couleurs rouge, vert et bleu de l'œil humain avec ou sans déficience visuelle.

Pour nos études de recherche appliquée, l'éclairage de la partie séjour de notre plateforme technique a été conçu pour nous permettre d'étudier l'influence de l'éclairement, du type de luminaire et du type d'illuminant (lampe à incandescence, lampe halogène, lampe fluo-compacte, diode électroluminescente, etc.) sur les contrastes visuels achromatique et chromatique. Pour chaque situation étudiée à l'aide de panneaux « références » (Fig. 3), nous pourrons réaliser parallèlement des mesures physiques via des équipements spécifiques (caméra photométrique et spectrophotomètre) afin de déterminer les luminances et les couleurs du fond (1) et de la forme (2), ainsi que des séries de tests psychophysiques in-situ pour connaître le ressenti de personnes sur les panneaux « références ».

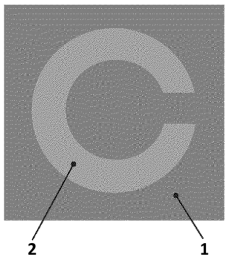


Fig. 3. Exemple de panneaux "références" selon [28]

V. CONCLUSION

Après un rapide historique sur la réglementation concernant l'accessibilité des personnes handicapées dans le cadre bâti, nous avons insisté sur les textes réglementaires liés à l'obligation de formation. Ces derniers demandent notamment une mise en situation de handicap dans le cadre des formations obligatoires et nous avons alors conçu et réalisé une plateforme technique « Le Bâtim'Handicap » permettant aux étudiants et aux professionnels de mieux appréhender la notion de handicap et les problèmes quotidiens auxquels sont confrontés les personnes en situation de handicap. Cette plateforme technique a été décrite en insistant sur son caractère pédagogique tant dans la présentation des éléments conformes que des dispositions non conformes à la réglementation. Dans le cadre du maintien à domicile, nous avons évoqué l'apport non négligeable de la domotique pour la sécurité et le confort des personnes en situation de handicap.

Cette plateforme technique sera aussi dédiée à la recherche appliquée sur le contraste visuel qui demeure une notion réglementaire mal définie. Il s'agit ici de pouvoir donner des outils simples et efficaces aux concepteurs, contrôleurs et exécutants du cadre bâti pour répondre à la réglementation en vigueur.

Remerciements

Nous tenons à remercier le département Génie Civil de l'IUT de Nîmes, Nîmes Métropole et la société Legrand pour leurs investissements financiers pour la réalisation de cette plateforme technique.

References

[1] Loi n°75-534 du 30 juin 1975 d'orientation en faveur des handicapés, JORF, 1er juillet 1975.

[2] Décret n°78-109 du 1er février 1978 fixant les mesures destinées à rendre accessibles aux personnes handicapées à mobilité réduite les installations neuves ouvertes au public, JORF, 2 février 1978.

[3] Décret n°80-637 du 4 août 1980 modifiant le code de la construction et de l'habitation en vue de rendre accessibles et adaptables aux personnes handicapées à mobilité réduite les bâtiments d'habitation collectifs neufs et les logements qu'ils contiennent, JORF, 10 août 1980.

[4] Arrêté du 25 janvier 1979 dispositions prises pour l'application des art. 5 et 6 du décret 78-109 du 1er février 1978 visant à rendre accessibles aux personnes handicapées les installations ouvertes au public, JORF, 27 mars 1979.

[5] Arrêté du 24 décembre 1980 portant dispositions relatives à l'application du décret n° 80-637 du 4 août 1980 modifiant le code de la construction et de l'habitation (partie Réglementaire) en vue de rendre accessibles et adaptables aux personnes handicapées à mobilité réduite les bâtiments d'habitation collectifs neufs et les logements qu'ils contiennent, JORF, 31 décembre 1980.

[6] Arrêté du 21 septembre 1982 modifiant l'arrêté du 24 décembre 1980 pris pour l'application du décret n°80-637 du 4 août 1980 relatif à l'accessibilité et l'adaptabilité des bâtiments d'habitation collectifs neufs et des logements qu'ils contiennent aux personnes handicapées à la mobilité réduite, JORF, 30 septembre 1982.

[7] Loi n°91-663 du 13 juillet 1991 portant diverses mesures destinées à favoriser l'accessibilité aux personnes handicapées des locaux d'habitation, des lieux de travail et des installations recevant du public, JORF, 19 juillet 1991.

[8] Décret n°92-332 du 31 mars 1992 modifiant le code du travail et relatif aux dispositions concernant la sécurité et la santé que doivent observer les maîtres d'ouvrage lors de la construction de lieux de travail ou lors de leurs modifications, extensions ou transformations, JORF n°78, 1er avril 1992.

[9] Décret n°94-86 du 26 janvier 1994 relatif à l'accessibilité aux personnes handicapées des locaux d'habitation, des établissements et installations recevant du public, modifiant et complétant le code de la construction et de l'habitation et le code de l'urbanisme, JORF n°23, 28 janvier 1994.

[10] Arrêté du 31 mai 1994 fixant les dispositions techniques destinées à rendre accessibles aux personnes handicapées les établissements recevant du public et les installations ouvertes au public lors de leur construction, leur création ou leur modification, pris en application de l'article R. 111-19-1 du code de la construction et de l'habitation, JORF n°143, 22 juin 1994.

[11] Arrêté du 27 juin 1994 relatif aux dispositions destinées à rendre accessibles les lieux de travail aux personnes handicapées en application de l'article R. 235-3-18 du code du travail, JORF n°163, 16 juillet 1994.

[12] Loi n°2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées, JORF n°36, 12 février 2005, NOR : SANX0300217L.

[13] Décret n°2006-555 du 17 mai 2006 relatif à l'accessibilté des établissements recevant du public, des installations ouvertes au public et des bâtiments d'habitation et modifiant le code de la construction et de l'habitation, JORF n°115, 18 mai 2006.

[14] Décret n°2007-1327 du 11 septembre 2007 relatif à la sécurité et à l'accessibilité des établissements recevant du public et des immeubles de grande hauteur, modifiant le code de la construction et de l'habitation et portant diverses dispositions relatives au code de l'urbanisme, JORF n°211, 12 septembre 2007.

[15] Arrêté du 1er août 2006 fixant les dispositions prises pour l'application des articles R. 111-18 à R. 111-18-7 du code de la construction et de l'habitation relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées des bâtiments d'habitation collectifs et des maisons individuelles lors de leur construction, JORF n°195, 24 août 2006.

[16] Arrêté du 1er août 2006 fixant les dispositions prises pour l'application des articles R. 111-19 à R. 111-19-3 et R. 111-19-6 du code de la construction et de l'habitation relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées des établissements recevant du public et des installations ouvertes au public lors de leur construction ou de leur création, JORF n°195, 24 août 2006.

[17] Arrêté du 30 novembre 2007 modifiant l'arrêté du 1er août 2006 fixant les dispositions prises pour l'application des articles R. 111-18 à R. 111-18-7 du code de la construction et de l'habitation relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées des bâtiments d'habitation collectifs et des maisons individuelles lors de leur construction, JORF n°0290, 14 décembre 2007.

[18] Arrêté du 30 novembre 2007 modifiant l'arrêté du 1er août 2006 fixant les dispositions prises pour l'application des articles R. 111-19 à R. 111-19-3 et R. 111-19-6 du code de la construction et de l'habitation relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées des établissements recevant du public et des installations ouvertes au public lors de leur construction ou de leur création, JORF n°0294, 19 décembre 2007.

[19] Décret n°2007-436 du 25 mars 2007 relatif à la formation à l'accessibilité du cadre bâti aux personnes handicapées pris en application de l'article 41-V de la loi n° 2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées et modifiant le code de l'éducation, JORF n°73, 27 mars 2007.

[20] Arrêté du 22 janvier 2009 fixant les références communes à la formation à l'accessibilité du cadre bâti aux personnes handicapées pris en application des articles R. 335-48 à R. 335-50 du code de l'éducation et du décret n° 2007-436 du 25 mars 2007 relatif à la formation à l'accessibilité du cadre bâti aux personnes handicapées, JORF n°0025, 30 janvier 2009.

[21] NF P 99-611, Mobilier urbain d'ambiance et de propreté – Sanitaires Publics, juillet 1992.

[22] Guide CSTB, Salles d'eau accessible à usage individuel dans les bâtiments d'habitation, 33 pages, 2012.

[23] Guide CSTB, Guide pour la mise en œuvre d'une douche de plain-pied dans les salles d'eau à usage individuel en travaux neufs, 37 pages, 2012.

[24] Arrêté du 15 janvier 2007 portant application du décret n°2006-1658 du 21 décembre 2006 relatif aux prescriptions techniques pour l'accessibilité de la voirie et des espaces publics, JORF n°29, 3 février 2007.

[25] Guide FFB, Guide de bonnes pratiques de mise en couleur, 16 pages, 2009.

[26] C. Chain, Le contraste visuel pour les personnes mal-voyantes appliqué aux bandes d'éveil de vigilance, CERTU, août 2010.

[27] E. Peli, Contrast in complex images, J. Opt. Soc. Am. A, Vol. 7, No. 10, pp. 2032-2040, 1990.

[28] NF EN ISO 24502, Spécification du contraste de luminance lié à l'âge pour la lumière colorée, février 2011.

[29] P. Arthur et R. Passini, Orientation et points de repère dans les édifices publics, Ontario, 1988.

[30] H. Brettel, F. Viénot et J. D. Mollon, Computerized simulation of color appearance for dichromats, J. Opt. Soc. Am. A, Vol 14, No. 10, pp. 2647-2655, 1997.

[31] X. Qian, Y. Wang et B. Wang, Fast color contrast enhancement method for color night vision, Infrared Physics & Technology, Vol. 55, pp. 122-129, 2012.

Wegoto : une application Smartphone pour évaluer l'accessibilité de la voirie et des espaces publics aux personnes à mobilité réduite - Etude de preuve de concept,

Q. Mourcou, A. Fleury, C. Franco, N. Vuillerme

Wegoto: une application Smartphone pour évaluer l'accessibilité de la voirie et des espaces publics aux personnes à mobilité réduite - Etude de preuve de concept

Quentin Mourcou
Univ. Grenoble-Alpes, FRE 3405 Laboratoire AGIM, CNRS-UJF-UPMF-EPHE, 38706 La Tronche, France
Univ. Lille Nord de France, F-59000 Lille
EMDouai, IA, F-59500 Douai, France
quentin.mourcou@agim.eu

Anthony Fleury
Univ. Lille Nord de France, F-59000 Lille
EMDouai, IA, F-59500 Douai, France
anthony.fleury@mines-douai.fr

Céline Franco
Univ. Grenoble-Alpes, FRE 3405 Laboratoire AGIM, CNRS-UJF-UPMF-EPHE, 38706 La Tronche
UJF-Grenoble1/CNRS/TIMC-IMAG UMR5525, 38041 Grenoble
IDS, 2 av. des Puits, 71300 Montceau-les-Mines, France
celine.franco@imag.fr

Nicolas Vuillerme
Univ. Grenoble-Alpes, FRE 3405 Laboratoire AGIM, CNRS-UJF-UPMF-EPHE, 38706 La Tronche, France
Institut Universitaire de France
nicolas.vuillerme@agim.eu

***Résumé*— Cet article propose une approche fondée sur l'utilisation d'une application Smartphone pour évaluer et améliorer l'accessibilité de la voirie et des espaces publics aux personnes à mobilité réduite. Cette application Smartphone dédiée, « Wegoto », enregistre les mesures de plusieurs capteurs complémentaires (accélération linéaire, vitesse angulaire, orientation, position GPS) et permet la désignation de points d'alertes. Par la suite, ces mesures sont interprétées et transformées en indice prenant en compte le profil de l'usager. Ces mesures sont répertoriées dans des cartes intégrées dans un système d'information géographique qui peut, par la suite, calculer l'itinéraire le plus accessible pour les utilisateurs. Une étude de cas a été conduite auprès de deux utilisateurs de fauteuil roulant manuel (respectivement paraplégique et tétraplégique) afin d'évaluer la faisabilité de notre approche. Bien que préliminaires, nos résultats suggèrent que le calcul d'indice personnalisé fonctionne pour ces deux profils. Nos résultats démontrent également l'importance de la prise en compte des différences inter-profils pour l'élaboration de trajets personnalisés. Ainsi, le système Wegoto pourrait être utilisé comme un système d'assistance à la navigation innovant pour personnes en fauteuil roulant et, plus généralement, pour les personnes à mobilité réduite et contribuer ainsi à améliorer leur autonomie et leur qualité de vie.**

Mots clés*— *Accessibilité, Fauteuil roulant, Smartphone, Unités de mesure de mouvement inertielles, Handicap, Personnes à mobilité réduite

I. INTRODUCTION

Être en mesure de se déplacer de manière autonome et sécurisée au travail, à l'école, pouvoir faire du shopping ou rendre visite à ses amis ou à sa famille est essentiel pour notre bien-être et notre vie sociale. La perte de mobilité et d'autonomie pour une personne accroît son isolement, son anxiété et peut mener jusqu'à la dépression [1]. Pour les personnes à mobilité réduite, par exemple, l'accessibilité de la voirie et des espaces publics est de première importance. Dans de nombreux pays, dont la France et les Etats-Unis, l'accessibilité d'un lieu pour les personnes à mobilité réduite doit être prise en compte lors de la construction ou la rénovation d'un bâtiment ou d'une voirie. Cependant, le chantier de l'accessibilité est un travail de longue haleine nécessitant l'implication d'un grand nombre d'acteurs : décideurs, urbanistes, mais aussi (et surtout) usagers. Dans le but d'indiquer l'itinéraire le plus adapté à une personne en fonction des capacités et des contraintes qui lui sont propres, il faut pouvoir, objectivement et quantitativement, évaluer l'accessibilité d'un lieu. De telles méthodes d'évaluation ont fait l'objet de plusieurs études [2-4]. Ces études ne sont pas toujours fondées sur des procédures homogènes et comparables. Church est le premier à suggérer que la mesure d'accessibilité doit tenir compte à la fois de l'accessibilité « absolue » (technique) et de l'accessibilité « relative » (perception utilisateur, temps de trajet) pour obtenir une mesure fiable [2]. La mesure technique s'effectue par comparaison aux standards des différentes lois, tandis que la mesure relative s'appuie sur des techniques d'évaluation de perception de l'utilisateur dans le but, par exemple, de pondérer la criticité d'une difficulté [4]. Cependant, cette méthode vise à obtenir un indice unique d'accessibilité qui ne tient pas compte du profil particulier de la personne en attente d'une réponse personnalisée au regard de ses capacités.

Par ailleurs, au cours des deux dernières décennies, les progrès dans la miniaturisation des capteurs et des technologies sans fil ont permis le développement de systèmes de suivi actimétrique par le biais de centrales inertielles [5]. Le développement de ces unités de mesure de mouvement inertielles (IMU) est tel qu'elles sont aujourd'hui embarquées dans de nombreux objets du quotidien tels que les Smartphones. Les Smartphones sont désormais utilisés par les personnes dans le cadre d'auto-mesure (mouvement du

« quantified-self »), mais aussi dans le cadre de recherches visant à l'évaluation et la rééducation des capacités de contrôle de la posture [6,7] et de la marche [8,9] ou des tests cliniques plus spécifiques telles que le Timed Up & Go [10]. L'objectif de notre travail est de mettre au point un système de relevé de l'accessibilité de la voirie permettant d'obtenir toutes les informations nécessaires pour proposer des parcours personnalisés en fonction des capacités intrinsèques de son utilisateur. Cet article présente le système de relevé « Wegoto » fondé sur l'utilisation de cet outil du quotidien, désormais disponible par le plus grand nombre, qu'est le Smartphone.

L'organisation de l'article est la suivante. La section II décrit les différentes situations de handicap intégrées par l'outil pour notre étude. La section III présente l'architecture et le fonctionnement du système « Wegoto ». La section IV illustre, à travers une étude de cas conduite sur deux personnes à mobilité réduite utilisatrices de fauteuil roulant manuel, la faisabilité de la méthode en conditions réelles. Les résultats obtenus sont discutés dans la section V.

II. CATÉGORIES D'UTILISATEURS ET SPECIFICITÉS

Chacun d'entre nous possède ses propres capacités de cheminement et de franchissement d'obstacles. Pour une personne à mobilité réduite, par exemple en fauteuil roulant, cela peut être sa capacité à franchir une hauteur de marche. Certaines personnes seront capables de franchir une différence de niveau de 2 cm quand d'autres pourront en franchir 6 cm ou, inversement, seulement 1 cm. Nous présentons dans cette partie (i) les profils génériques d'utilisateurs de fauteuils roulants, puis (ii) le profil d'un « expert de l'urbanisme » dont l'une des missions renvoie au diagnostic et à l'amélioration de l'accessibilité de la voirie.

A. Le profil utilisateur de fauteuil roulant

Chaque utilisateur de fauteuil roulant possède un « profil » qui lui est spécifique en fonction entre autre (i) de sa pathologie, (ii) des caractéristiques de son fauteuil roulant (électrique ou manuel, rendement mécanique, …), (iii) de l'usage de son fauteuil (style de propulsion, niveau d'expertise) [11]. En tenant compte de l'ensemble de ces paramètres, nous souhaitons créer un indice fiable, valide, utile et utilisable par le plus grand nombre d'utilisateurs de fauteuils roulants. C'est pourquoi nous distinguons, de prime abord, les fauteuils roulants électriques des fauteuils roulants manuels. Ces derniers relèvent ensuite de deux sous-catégories que sont les fauteuils « confort » (e.g., NETTI 4 U FA de Eureka médical, ACTION 3 NG CONFORT de Invacare), d'une part, et les fauteuils « actifs » (e.g., EXELLE de Progeo, EASY MAX de Sunrise Medical), d'autre part. Le coût énergétique et la dépense relative d'énergie de la propulsion sont calculés à partir de la mesure directe de la consommation d'oxygène [12]. A titre indicatif, la dépense énergétique d'un fauteuil roulant à propulsion manuelle, sur un sol lisse et régulier, sans aucune entrave, est d'environ 210 J/m [12], ce qui est proche de la marche dont la valeur est comprise entre 150 et 220 J/m [13]. Toutefois, lorsque les contraintes environnementales telles que la pente, l'irrégularité des sols ou les obstacles augmentent, le coût énergétique augmente de manière importante et dépasse celui de la marche. Afin de réduire l'effort à son minimum et de prévenir les troubles musculo-squelettiques ou blessures liés à l'usage du fauteuil roulant manuel, notre objectif est d'offrir les parcours les plus accessibles aux utilisateurs en fonction de leur profil, et ce, en créant un indice d'accessibilité qui leur est propre. Chesnay et Axelson ont développé une première méthode permettant de mesurer l'effort développé par une personne se déplaçant sur différents types de surface sur une courte distance [14]. Ils proposent une première technique de calcul d'indice sur longue distance en utilisant cette mesure d'effort comme référence. Par la suite, Kockelman et al. ont identifié, dans leur revue, les facteurs qui influent sur la perception de confort lors d'un déplacement sur un trottoir pour les personnes en fauteuil roulant, et plus particulièrement l'influence du degré des pentes et dévers (pente transversale) [15,16]. Ces facteurs sont : la longueur des trottoirs (en fonction de la pente), la proportion de route dépassant le seuil des 2% de pente transversale, le volume de trafic automobile adjacent à la route, l'état de la pente, la largeur ainsi que le revêtement du trottoir, la météo et enfin l'ensemble des aménagements spécifiques à l'accessibilité (e.g. bateaux de trottoirs, passage piéton). Ferreira et Sanches ont pour leur part utilisé une évaluation technique de la conception de l'infrastructure des trottoirs et des passages piétons, pondérée en fonction de l'importance relative de chacun des attributs de la voirie du point de vue des utilisateurs de fauteuil roulant pour créer également un indice d'accessibilité [4]. Le point de vue de l'utilisateur représente une perception de la difficulté qui a permis aux auteurs de valider leur indice. Dans le cadre d'un relevé d'accessibilité « Wegoto », les indicateurs pris en compte pour quantifier de manière objective et automatique l'accessibilité sont les suivants : le degré de pente et de dévers, le revêtement, les trous ou fentes au niveau du sol, la hauteur du trottoir, la présence d'escaliers, l'éclairage, les obstacles présents sur la voirie, ainsi que deux facteurs de pondération originaux que sont la résistance au roulement et la technicité/manipulation.

B. Le profil « expert en urbanisme »

Le profil « expert en urbanisme » a trait à toute personne dont le travail a un rapport avec l'accessibilité de la voirie. Cette personne peut être chargée des travaux publics ou encore élue politique. A ce jour, ces experts ne disposent d'aucun outil portable capable d'évaluer objectivement et quantitativement l'accessibilité de la voirie en fonction des différents profils de personnes à mobilité réduite. La prise en compte des besoins et des attentes de ces personnes s'inscrivant dans une démarche plus globale est aussi de première importance. L'application de relevé « Wegoto » devrait ainsi permettre d'effectuer des relevés d'accessibilité pour l'ensemble des profils pour la plupart des facteurs de pondération.

Dans le but de calculer l'indice d'accessibilité, un outil de mesure capable de relever des données propres au déplacement de chaque type de profil de personnes à mobilité réduite a alors été élaboré. Ces données seront par la suite utilisées pour fournir un service de guidage propre à chaque profil et proposer le parcours le plus approprié au profil de l'usager.

III. LE SYSTÈME DE RELEVE WEGOTO

Le système de relevé de parcours « Wegoto » est développé sous la forme d'une application Smartphone. Ce choix est justifié par le fait que ce dispositif est de petite taille, léger, communicant et qu'il est devenu un outil de notre quotidien disponible pour le plus grand nombre (accessibilité tarifaire). L'application permet d'enregistrer, en temps réel, la position GPS de l'utilisateur, sa direction, son accélération/décélération, sa vitesse instantanée et le cas échéant, les inclinaisons de son fauteuil dans les plans frontal et sagittal. De plus, le système permet l'identification et la spécification de différents points d'alertes, tels qu'un obstacle (caractérisé en catégorie), une bande d'éveil à la vigilance, un commentaire, et ce, dans différents formats (photo, audio et texte). Le GPS utilisé peut être celui du Smartphone ou, le cas échéant, un GPS de précision (SX Blue II) pouvant s'interfacer *via* une liaison sans fil Bluetooth. Dans les développements futurs, nous prévoyons d'utiliser le principe de map-matching afin d'améliorer la précision de nos relevés de position GPS [17]. Ces relevés sont ensuite utilisés pour calculer automatiquement un indice d'accessibilité pour une partie ciblée de la route. L'interprétation de cet indice nous permet d'éditer des cartes spécifiques à partir du service de cartographie libre OpenStreetMap fondé en 2004. Notre objectif est d'offrir, à terme, *via* une application Smartphone dédiée, une aide à la navigation pour les personnes à mobilité réduite, ainsi qu'un soutien pour la santé et le bien-être (détection de chute [18], appel d'assistance). Les cartes sont incluses dans un Système d'Information Géographique (SIG) qui permet de déterminer l'itinéraire le plus accessible en tenant compte du profil de l'utilisateur. Tous ces logiciels utilisent des géodonnées et des standards ouverts afin de ne pas entraver la libre distribution des données dont la communauté a besoin. Dans la suite de cette section, nous décrivons successivement (A) le matériel utilisé pour le système d'enregistrement, (B) l'algorithme de fusion de données et (C) le traitement des données.

A. *Matériel*

L'unité inertielle de relevé de mouvements utilisée est le Galaxy Nexus (Samsung, Seoul, South Corea). Il est équipé des trois capteurs tri-axes suivants :

- un gyroscope (InvenSense MPU-3050) mesurant la vitesse angulaire;
- un accéléromètre (Bosch BMA220) mesurant l'accélération linéaire;
- un magnétomètre mesurant le champ magnétique ambiant.

De plus, le Smartphone possède une fonction GPS (utilisant un module GPS SiRF SiRFstarIV GSD4t et le réseau GSM) pour le positionnement géographique, une caméra et un microphone qui peuvent être facilement utilisés pour les relevés d'obstacles et la création de points d'alertes.

B. *Algorithme de fusion des données*

La stabilité des mesures effectuées est permise par l'utilisation d'un algorithme de fusion des données issues des différents capteurs (accéléromètre, gyroscope, magnétomètre) basé sur un filtre de Kalman. L'exploitation de la redondance d'informations permet de corriger les biais propres aux différents types de capteurs, tels que les bruits de mesure, les dérives d'intégration, la latence des réponses… Les angles ainsi obtenus sont ensuite utilisés pour déterminer les mouvements de l'utilisateur.

C. *Traitement des données*

Toutes les données recueillies (Fig. 1, étape 1) sont dans un premier temps enregistrées dans la mémoire interne du Smartphone, puis, dans un second temps, extraites et interprétées par l'utilisateur qui a effectué le relevé et par un logiciel de traitement automatique des données sur un serveur sécurisé dédié aux données de santé. Ainsi, le traitement automatique propose sa propre interprétation de la route qui pourra être vérifiée et validée par l'instigateur du relevé.

Une classification hiérarchique des mouvements a ensuite été construite (Fig. 1, étape 2) tenant compte de ces différents profils. Le but est de classer les activités des utilisateurs à l'aide des signaux de capteurs inertiels et GPS intégrés dans le Smartphone, afin d'identifier le meilleur indice d'accessibilité d'une partie de l'itinéraire. Le premier niveau hiérarchique est utilisé pour déterminer s'il y a un mouvement. Le second niveau contient trois catégories de mouvements - (1) la chute, (2) la propulsion et (3) le changement de direction - pouvant conduire à des activités de réaction (alarme, tournant). Enfin, lorsque l'activité est caractérisée, les trois dernières catégories (vert, orange, rouge) représentent le niveau de l'indice qui peut être choisi lors du traitement des signaux (Fig. 1, étape 3). Un algorithme a été développé pour chaque nœud de décision. Il existe également un traitement de données effectuable en temps réel en utilisant le modèle pour détecter une chute et déclencher une alarme afin d'assurer la sécurité de l'utilisateur qui réalise le relevé. Les données permettant de calculer l'indice d'accessibilité sont ensuite traitées a posteriori du relevé. Deux des paramètres spécifiques qui permettent d'orienter le niveau d'accessibilité (Fig. 1, étape 2) pour les personnes utilisant un fauteuil roulant sont (i) la résistance au roulement et (ii) la technicité/manipulation.

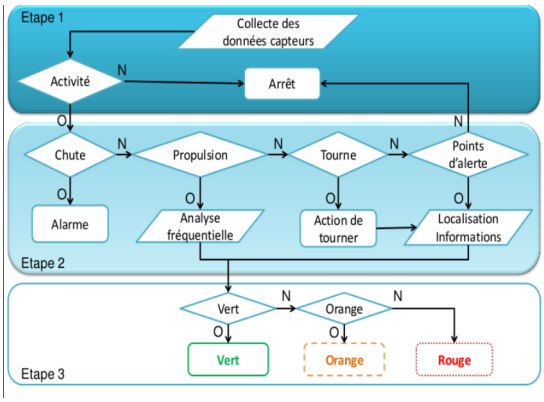


Fig. 1. Organigramme du processus de classification. Etape 1: Collecte des données ; étape 2: Analyse des données ; étape 3: Extraction de l'indice.

Ces paramètres ne peuvent être obtenus que par le relevé d'une personne en situation de handicap moteur. Cela nous permet, en outre, d'affiner l'indice au plus proche de la réalité en comparaison d'un relevé fait par une personne experte de

l'urbanisme. Pour le relevé, la démarche optimale serait donc d'effectuer un relevé par un expert de l'urbanisme, qui serait comparé de manière automatique au relevé de la personne utilisant un fauteuil roulant, ou de croiser les données d'accessibilité des services déjà existantes pour ensuite proposer amélioration du relevé de cartographie par l'usager au profil spécifique.

La résistance au roulement du fauteuil roulant, qui représente la force opposée au mouvement quand un corps (comme une balle, un pneu, ou une roue) roule sur une surface, est quantifiée par l'analyse des signaux d'accélération/décélération du fauteuil. Pour ce faire, nous utilisons un processus en trois étapes. Nous commençons tout d'abord par sélectionner la plage de temps à observer en fonction de l'activité. Pour cela, nous avons choisi de différencier les activités en effectuant une analyse de fréquence des pics de signaux accélérométriques (Fig. 1, étape 2). Une forte augmentation de la fréquence de ces pics est considérée comme représentative d'une partie de parcours simple, contrairement à une partie difficile où les cycles indiquant l'action de poussée de la personne sont plus longs. Après cette répartition, l'écart type et l'énergie moyenne sont déterminés selon [17]. L'énergie pour l'axe des y (axe antéropostérieur dans le sens de la poussée), notée E_y, est donnée par l'équation suivante :

$$E_y = \frac{\sum_{j=1}^{N} |f_y(j)|^2}{N} \quad (1)$$

où f_y est la transformée de Fourier du signal considéré et N le nombre d'échantillons. Elle nous permet de détecter 3 types de périodes: (i) ne contenant aucun mouvement, (ii) mouvement avec un rythme normal et (iii) mouvement avec un rythme soutenu (demandant plus d'effort). Il a été montré que l'utilisation de la moyenne, de l'écart type et de l'énergie d'accélération permet d'aboutir à la distinction entre les activités dynamiques [19]. L'écart type du signal d'accélération a été utilisé pour quantifier la variabilité due aux différentes activités exercées. Cependant, ce qui est le plus important, c'est l'observation de la périodicité qui se reflète dans le domaine des fréquences selon la valeur de l'énergie [19].

En ce qui concerne la technicité/manipulation, c'est la prise en compte des changements de positionnement, pour franchir un obstacle, combiné avec les mesures d'inclinaison, qui nous permet d'orienter le niveau de difficulté. Enfin, ces différentes observations sont combinées et mises en regard des valeurs de bonnes pratiques, pour définir la difficulté et donc l'indice final de la portion de parcours. Par exemple, un trottoir avec une pente transversale de moins de 2% est recommandé [20], ce qui sera pris en compte dans notre algorithme de décision d'indice. Si cette valeur dépasse 6%, et ce, quelque soit le résultat des autres observations, la portion de parcours est jugée comme « difficile d'accès » pour l'ensemble des profils prédéfinis. Cela donne finalement lieu à la construction d'un arbre de décision en fonction des différentes observations des signaux et indications caractérisant une situation identifiée.

IV. ETUDE DE CAS

Dans cette section, nous présentons une étude de cas visant à évaluer l'utilisation d'une application Smartphone pour mesurer et améliorer l'accessibilité de la voirie et des espaces publics. Deux personnes utilisatrices de fauteuil roulant manuel ont volontairement participé à cette étude.

Notre premier volontaire est un homme paraplégique (âge: 30, taille: 160 cm, poids: 60 kg, niveau lésionnel: scoliose de naissance). Il utilise son fauteuil roulant manuel quotidiennement depuis 20 ans. Son style de propulsion est le « *semi-circulaire* » [1].

Notre second volontaire est un homme tétraplégique (âge : 34, taille : 183 cm, poids : 70 kg, lésion : C5/C6 partielle). Il utilise pour ses déplacements quotidiens un fauteuil roulant manuel. Son style de propulsion est également le « *semi-circulaire* » [1] mais il possède des difficultés de préhension pour la main courante.

Ces deux personnes ont donné leurs consentements écrits à la procédure expérimentale, qui a reçu un avis favorable de la part du Comité d'Ethique pour les Recherches Non Interventionnelles (CERNI 2014-04-21-44) après que la nature de l'étude lui ait été clairement exposée.

Le Smartphone utilisé pour le relevé a été positionné horizontalement sur l'assise du fauteuil, la face de l'écran vers le haut et pointant vers l'avant (Fig. 2). La consigne de trajet était de se rendre d'un point A (arrêt de tramway face au Service Accueil Handicap de l'Université de Grenoble) à un point B (centre de vente de matériel médical) en passant par un point C (Centre de Santé Michel Zorman de l'Université de Grenoble), tous trois connus des usagers, en utilisant le chemin habituel. Le test a été réalisé l'après-midi par temps de pluie. La route ainsi empruntée (Fig. 3) présente dans sa première partie sélectionnée (1) un sol goudronné régulier et une légère pente descendante. Cette partie a été qualifiée "verte" après analyse (Tableau 1). La rupture d'indice avec la partie suivante (2) est le point d'alerte signalé par les deux usagers correspondant à une traversée de rails de tramway. Cette traversée est suivie d'une zone avec dévers non négligeable (7%), mais aussi de nombreuses surélévations de la route provoquée par les racines des arbres. Les cycles de poussée sur cette partie sont plus longs et moins fréquents (Fig. 4). Ainsi, les deux volontaires déploient plus de force sur cette portion de parcours. Cela est également confirmé par l'analyse dans le domaine fréquentiel en utilisant le calcul de l'énergie pour l'usager tétraplégique.



Fig. 2. Emplacement du Smartphone et axe de mesure.

L'usager paraplégique, du fait de sa bonne condition physique, n'a pas rencontré ce même niveau de difficulté. Ceci maintient donc l'indice en orange, pour l'usager tétraplégique, jusqu'à la jonction avec un trottoir d'une surface qui semble plus propice au roulement. Dans la partie (7), la traversée a été signalée comme difficile par le second volontaire à cause d'un bateau non-conforme. En revanche, ce bateau n'a pas posé de problème au volontaire paraplégique puisque qu'il est capable de descendre et monter des trottoirs d'une certaine hauteur, contrairement au volontaire tétraplégique ou aux utilisateurs de fauteuils roulants électriques. A partir de la partie (9), les deux volontaires n'ont pas emprunté le même chemin. La personne paraplégique a choisi de poursuivre son parcours, tandis que la personne tétraplégique a pris un virage sur sa gauche. Ainsi, le reste du parcours de la personne tétraplégique s'est déroulé sans encombre, au contraire de l'utilisateur paraplégique. Après expérimentation, il s'est avéré que la personne paraplégique ne connaissait pas le chemin emprunté. La suite de son parcours s'est d'ailleurs dégradée, notamment au niveau du revêtement du sol. Celui-ci est devenu moins lisse et plus résistant à l'avancement de son fauteuil, ce qui a été constaté sur les signaux accélérométriques. Une première difficulté a été rencontrée en partie (12) à cause d'un obstacle constitué par un bateau non conforme. En partie (13), l'usager a signalé un poteau situé en plein milieu du trottoir et empêchant le passage d'un fauteuil roulant. Il a ainsi été obligé de traverser par un passage piéton, par ailleurs conforme aux normes. Le revêtement du sol du trottoir sur lequel s'est ensuite retrouvé notre usager est devenu encore plus irrégulier. Le plus problématique fut surtout le fait que la continuité de ce passage n'était pas assurée par un bateau et que l'usager a dû descendre d'un trottoir d'une hauteur de 12 cm. Cela est visible *via* les signaux accélérométriques (non cyclique), constat d'une zone « technique ». L'usager paraplégique a ensuite poursuivi son chemin sur le bord de la route signalée comme « passante ». Il a ensuite traversé pour atteindre le prochain trottoir de son trajet en franchissant une hauteur de 6 cm. Toute cette portion a été classée rouge. La partie (14) lui a finalement permis d'atteindre sa destination. Ce sont les différentes mesures d'orientation, de pente et d'accélération/décélération qui ont permis la segmentation des portions. L'analyse des signaux de chacune des portions a ensuite permis de déterminer l'indice d'accessibilité propre à chacun des deux usagers. Les deux chemins empruntés par les deux usagers permettent d'obtenir un relevé de la zone d'arrivée plus étendu. Les résultats ont été présentés a posteriori aux deux usagers. Ceux-ci sont d'accord avec l'interprétation. L'usager tétraplégique nous a par ailleurs confirmé qu'il n'aurait pas pu franchir les obstacles de la partie (13).

TABLE I. DESCRIPTION DES CHOIX D'INDICES

Zones	Informations sur le niveau de l'indice	
	Usager paraplégique	***Usager tétraplégique***
1	Sol goudronné régulier, pente légèrement descendante (5%)	
2	Dévers (7%), 1 obstacle répertorié (rails de tramway)	
	Différence d'énergie : 0,10	Différence d'énergie : 0,41
3	Sol goudronné, trottoir récent, absence de dévers ou de pente significative	
4		
5	Dévers (environ 26%), sol en dalles irrégulières, un obstacle répertorié (rails de tramway)	
6	Sol goudronné, trottoir récent, absence de dévers ou pente significatif	
7	Pas de difficulté de traversée	Hauteur de bateau gênante à l'approche de la traversée
8	Route goudronnée, pente descendante (8-16%)	
9	Poursuite de la route 8	Dévers (13%), pente descendante (15%)
10	-	Route goudronnée, pente descendante (12%)
11	Poursuite de la route 9	-
12	Bateau non conforme, revêtement irrégulier	
13	Hauteur de tottoir (12 cm), traversée dangereuse (circulation, absence de bateau)	
14	Sol goudronné régulier	

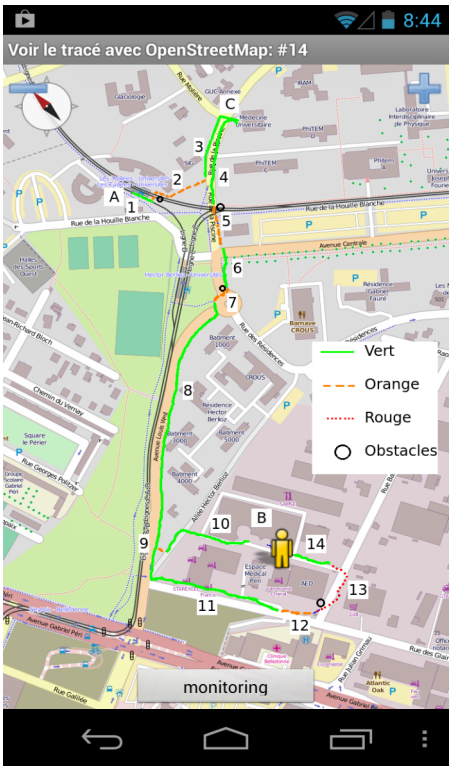


Fig. 3. Capture d'écran de la cartographie du trajet allant de A à B en passant par C avec découpage des parties de parcours de 1 à 14 pour les deux volontaires utilisateurs de fauteuil rouant manuel.

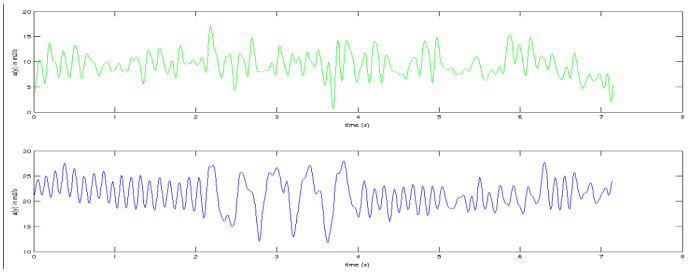


Fig. 4. Signaux accélérométriques (usager paraplégique en haut, tétraplégique en bas) selon l'axe antéropostérieur filtrés passe-bas, en m^2/s en fonction du temps. Ces signaux ont été acquis sur la portion de route (2) sur une distance 86 mètres.

V. Discussion et conclusion

Dans cet article, nous décrivons la possibilité d'indexer l'accessibilité des portions de route à l'aide de l'application Smartphone dédiée « Wegoto ». Les résultats de cette étude de cas confirment l'intérêt de notre approche pour déterminer de manière quantitative les indices d'accessibilité en combinant à la fois notre organigramme de processus de décision et l'algorithme de traitement de données. L'analyse de ce parcours a également permis de mettre en évidence l'importance des différences inter-profils qui doivent absolument être considérées pour l'élaboration d'un indice au plus proche des caractéristiques des usagers. Toutefois, la prise en compte des points d'alerte n'a pas encore été intégrée dans l'automatisation du calcul de notre indice. De plus, Holone et al. ont étudié la possibilité d'un feedback des indices de portion de route *via* un outil collaboratif [22]. Ils ont observé que les indices sur les segments de route ne font pas l'objet d'une collaboration explicite, à l'inverse de la dénonciation d'obstacles qui quant à elle est plébiscitée. Nos relevés avec les usagers vont dans ce sens, de même que les retours d'experts en urbanisme qui souhaiteraient une mise à jour régulière et rapide de la cartographie. C'est pourquoi nous pensons que nos relevés doivent être constamment enrichis par une collaboration de type crowdsourcing *via* une application transmise aux utilisateurs finaux, telle que l'application de guidage. Dès lors, les travaux à venir consisteront à classer ces obstacles afin d'être en mesure de les considérer dans la planification de l'itinéraire. De même que Ren et Karimi [17], nous avons également utilisé les données des capteurs pour identifier et classer les mouvements du fauteuil roulant. Nous avons ajouté à cela la prise en compte des données d'inclinaisons (frontale et sagittale), d'obstacles et les aménagements d'accessibilité. Pour confirmer les résultats préliminaires fournis par cette étude de cas et dans le but d'améliorer notre classification, une étude impliquant un plus grand nombre d'utilisateurs de fauteuils roulants manuels et électriques et des experts en urbanisme est en cours. Enfin, nous tenons à mentionner que le système de relevé de parcours « Wegoto » n'est pas un équipement dédié et spécialisé, mais est entièrement intégré dans un Smartphone, ce qui correspond aux souhaits et aux attentes des utilisateurs de fauteuil roulant que nous avions interrogés pour les besoins d'une étude de conception participative préalablement conduite. Les données interprétées sont insérées dans un SIG qui permet aux utilisateurs de planifier leurs itinéraires de navigation sur Smartphone ou ordinateur, puis de suivre cet itinéraire à l'aide d'un guidage spécifique au profil de l'usager.

References

[1] L.I. Lezzoni, E.P. McCarthy, R.B. Davis, et H. Siebens„"Mobility difficulties are not only a problem of old age", J. Gen. Intern. Med., vol. 16, no 4, pp. 235-243, 2001.

[2] R. Church, et J. Marston, "Measuring accessibility for people with a physical disability." Geogr. Anal. vol. 35, no 1, pp. 83-96, 2003.

[3] J. Rimmer, B. Riley, E. Wang, et A. Rauworth, "Accessibility of health clubs for people with mobility and visual disabilities." Am. J. Public. Health, vol. 95, no 11, 2005.

[4] S. Da Penha Sanches, et M.A. Ferreira. "Proposal of a sidewalk accessibility accessibility" J. U. E. E. , vol. 1, no 1, pp. 1-9, 2007.

[5] G. Fenu, et G. Steri, "IMU based post-traumatic rehabilitation assessment," 3rd ISABEL, pp.1-5, 7-10 Nov. 2010.

[6] C. Franco, A. Fleury, P.Y. Gumery, B. Diot, J. Demongeot, et N. Vuillerme, "iBalance-ABF: A Smartphone-Based Audio-Biofeedback Balance System," IEEE Trans. Biomed. Eng. , vol. 60:1, pp.211-5, 2013.

[7] B.C. Lee, J. Kim, S. Chen, et K.H. Sienko, "Cell phone based balance trainer." J. Neuroeng. Rehabil., vol. 9, no 10, 2012.

[8] H. Kashihara, et al. "A real-time gait improvement tool using a smartphone." Proceedings of the 4th Augmented Human International Conf., ACM, pp. 243-243, 2013.

[9] S. Nishiguchi, et al. "Reliability and validity of gait analysis by android-based smartphone."Telemed. J. E-health., vol. 18, no 4, pp. 292-296, 2012.

[10] S. Mellone, C. Tacconi, et L. Chiari. "Validity of a Smartphone-based instrumented Timed Up and Go." Gait Posture, vol. 36, no 1, pp. 163-165, 2012.

[11] J.D. Tomlinson, "Managing manoeuvrability and rear stability of adjustable manual wheelchairs: an update", Phys. Ther., vol. 80, no 9, pp. 904-911., 2000.

[12] C. Bazzi-Grossin, J.P. Fouillot, P. Charpentier, B. Audic, "Coût énergétique et rendement mécanique du déplacement en fauteuil roulant en fonction du niveau neurologique et du terrain." Le fauteuil roulant, Problèmes en médicine de rééducation, no.32, pp. 161-167, 1997.

[13] R.M. Glaser, M.N. Sawka, S.W Wilde, B.K. Woodrow, et A.G. Suryaprasad, "Energy cost and cardiopulmonary responses for wheelchair locomotion and walking on tile and on carpet." Spinal Cord, vol. 19, no 4, pp. 220-226, 1981.

[14] D.A. Chesney, et P.W. Axelson. "Preliminary test method for the determination of surface firmness [wheelchair propulsion]." IEEE Trans. Rehabil. Eng., vol. 4, no 3, pp. 182-187, 1996.

[15] K. Kockelman, Y. Zhao, L. Heard, D. Taylor, et B. Taylor, "The nature of ADA's sidewalk cross-slopes requirements: a review of the literature." Transport. Res. Rec. 1705, no 1705, pp. 53-60, 2000.

[16] K. Kockelman, L. Heard, Y.J. Kweon, et T.W. Rioux, "Sidewalk cross-slope design: Analysis of accessibility for persons with disabilities." Transportation Research Record: J. Transport. Res. Board vol. 1818, no 1, pp. 108-118, 2002.

[17] M. Ren, et H.A. Karimi, "Movement pattern recognition assisted map matching for pedestrian/wheelchair navigation", J. Navigation, no.65, pp.617-33, 2012.

[18] F. Sposaro, et G. Tyson, "iFall: An android application for fall monitoring and response," Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., vol., no., pp.6119-22, 3-6 Sept. 2009

[19] L. Bao, et S.S. Intille, "Activity Recognition from User-Annotated Acceleration Data" Pervasive Computing. Springer Berlin Heidelberg pp. 1-17, April 2004.

[20] French National Law journal, JORF n°36 du 12 février 2005 page 2353 : http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000809647&dateTexte=&categorieLien=id

[21] M.L. Boninger, A.L. Souza, R.A. Cooper, S.G. Fitzgerald, A.M. Fay, "Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion", Arch. Phys. Med. Rehabil., no.83, pp.718-23, 2002.

[22] H. Holone, G. Misund, H. Tolsby, et S. Kristoffersen. "Aspects of personal navigation with collaborative user feedback." Proc. NordiCHI, pp.182–191, 2008.

Simulation de conduite en fauteuil roulant avec une plateforme robotique dynamique,

F. Goncalves, L. Trénoras, E. Monacelli, A. Schmid

Simulation de conduite en fauteuil roulant avec une plateforme robotique dynamique

Frederic Goncalves[1], Lambert Trenoras[1], Eric Monacelli[1] et Alain Schmid[2]

***Résumé*—L'objectif du projet *AccesSim* est de concevoir un simulateur de fauteuil roulant utilisant la Réalité Virtuelle avec une plateforme robotique pour évaluer et sensibiliser aux problèmes d'accessibilité dans des environnements complexes. La plateforme robotique doit fournir des retours haptiques et vestibulaires à différents profils d'utilisateurs. Elle doit être modulable et adaptable. Dans ce papier, nous abordons plus précisément notre plateforme robotique qui doit être capable d'adapter sa configuration et ses rendus en fonction de l'utilisateur et de l'environnement virtuel. La conception de la plateforme est décrite. La capacité de la plateforme à reproduire les mouvements d'un fauteuil roulant dans un cas spécifique est ensuite testé expérimentalement. Enfin, la possibilité d'adapter le rendu en fonction de l'utilisateur et de l'environnement est présenté.**

***Keywords*—Accessibilité, Réalité Virtuelle, Plateforme robotique, Simulation, Évaluation, Immersion.**

I. INTRODUCTION

Avec la demande grandissante d'amélioration de l'accessibilité, plusieurs institutions ont développés des programmes afin d'aider les personnes à mobilité réduite (PMR)[1]. *AccesSim* est un projet financé par la région *Ile de France* qui vise à concevoir un simulateur utilisant les technologies de la Réalité Virtuelle (RV) pour diagnostiquer les problèmes d'accessibilité intérieur et extérieur. Le projet consiste en une application dans laquelle l'utilisateur est placé dans un Environnement Virtuel (EV) 3D combiné avec une plateforme robotique (Fig. 2).

La plateforme robotique, dédiée plus spécifiquement au déplacement en fauteuil roulant, possède plusieurs modules d'interaction. Dans la configuration actuelle, les interactions sont : l'Utilisateur de Fauteuil Roulant (UFR) pilote un avatar dans l'EV avec un joystick comme en fauteuil roulant électrique ou à partir des mains courantes pour un fauteuil roulant manuel. En retour, le module visuel et le module vestibulaire calculent les retours adéquats en fonction de l'état virtuel de l'utilisateur (Fig. 2).



FIGURE 1. La plateforme *AccesSim* testée par un utilisateur en fauteuil roulant (UFR)

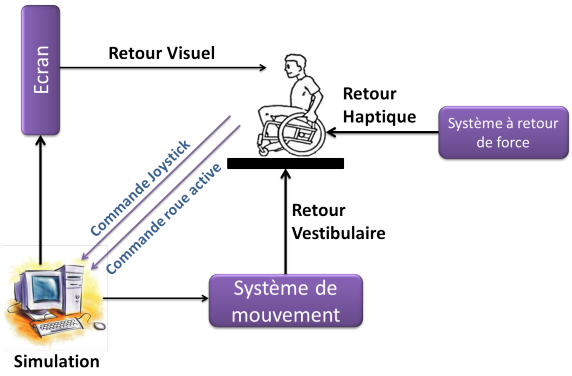


FIGURE 2. Modalités d'interaction pour la plateforme *AccesSim*

L'un des problèmes avec les systèmes de RV est comment évaluer le réalisme des retours (et particulièrement vestibulaires). Dans [2] et [3], les performances de conduite peuvent être affectées par un gain appliqué aux performances du simulateur. Dans [4], le mouvement d'un fauteuil roulant électrique en situation réel est également analysé pour paramétrer les mouvements de la plateforme de simulation.

Dans la plupart des cas, ces études se basent sur des utilisateurs expérimentés (en voiture ou en avion). Dans notre cas, les utilisateurs sont issus de différentes catégories allant de novice à utilisateur quotidien de fauteuil roulant. Le simulateur *AccesSim* est conçu pour être un outil d'aide au diagnostic d'accessibilité pour les urbanistes. Il permet également à des personnes valides d'apprendre la conduite d'un fauteuil roulant dans des EV spécifiques ou encore à procéder à une sensibilisation sur la conduite de fauteuil roulant. Le simulateur permet également d'entraîner sans risque à la conduite en fauteuil. La conception de la plateforme se plie à certaines contraintes. La plateforme doit être modulable et transportable : deux personnes doivent pouvoir déplacer la plateforme. Cette dernière doit être capable d'accueillir tout type de fauteuil roulant : un UFR doit être capable de monter sur la plateforme sans aide extérieur et utiliser les différentes interfaces mises à disposition.

Les simulateurs, sont utiles pour les conducteurs novices, en exerçant leur manœuvrabilité en fauteuil électrique. [5] montre qu'il y a une relation entre l'habileté de conduite en situation réelle et les performances en EV. Les EV peuvent aider à entraîner sans risque de blessures issues de chutes ou de collisions [6]. Le simulateur de [7] permet de configurer la

[1]Frederic Goncalves, Lambert Trenoras and Eric Monacelli sont membres du Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles, 10-12 avenue de l'Europe, 78140 Velizy, France frederic.goncalves@lisv.uvsq.fr

[2]Alain Schmid est chez Electricité de France, 1 avenue du Général de Gaulle 92140 Clamart, France alain-cc.schmid@edf.fr

dynamique d'un fauteuil à partir des résultats de la simulation.

A partir des profils des utilisateurs et des contraintes de conception, la plateforme a besoin d'une double adaptation. La première adaptation concerne la configuration de la plateforme en fonction des besoins de l'utilisateur. Par exemple, un simple ordinateur est suffisant pour un expert urbaniste afin de réaliser un diagnostic tandis que le système de mouvement est nécessaire si un UFR désire s'entraîner à la conduite. La seconde adaptation concerne les retours sensoriels. Tous les utilisateurs n'ont pas besoin du même comportement de la plateforme. Par exemple, l'amplitude du mouvement peut être "adaptée" pour une personne novice lorsqu'elle rencontre une difficulté tandis que le mouvement devra être le plus proche de la réalité possible pour une session d'entraînement.

Dans ce papier, nous montreront les résultats d'expérimentations indiquant que le retour vestibulaire peut et doit être adapté en fonction de l'utilisateur et de la tâche à réaliser[8]. La section II passe en revue des simulateurs de fauteuil roulant existants pour justifier les choix technologiques du projet. Dans la section III, un modèle de contrôle de mouvement est décrit. L'évaluation de l'immersion de notre système concernant la descente de marche est présentée en section III puis des résultats expérimentaux sont donnés en section IV. La section V introduit une adaptation du modèle de contrôle de mouvement. La section VI conclut ce papier en proposant un modèle d'adaptation des retours vestibulaires.

II. CONCEPTION DU SIMULATEUR

La conception d'un simulateur est spécifique à un profil d'utilisateur. Dans notre cas, nous utilisons principalement le système de mouvement afin d'exercer des retours vestibulaires sur l'utilisateur. Nous expliquons, dans un premier temps, nos besoins en analysant le mouvement d'un fauteuil roulant.

A. Mouvement d'un fauteuil roulant

Pour reproduire le mouvement d'un fauteuil roulant dans notre EV, nous devons analyser les composantes du mouvement qui sont impliquées. En se basant sur le Wheelchair Skill Training Program (WST-P)[4], nous pouvons énumérer les épreuves les plus courantes qu'un fauteuil roulant puisse rencontrer. En ce qui concerne le mouvement, nous pouvons citer les épreuves suivantes : pentes (plans inclinés et dévers), monter/descendre une marche, etc...

A partir de là, nous déduisons les translations et rotations impliquées dans le mouvement. Parmi toutes les épreuves listées dans le WST-P, "descendre une marche" est l'une des plus pertinentes à étudier dans le cadre de la reproduction de mouvement. "Descendre une marche" peut être difficile en terme d'accessibilité et de confort. Ce mouvement peut impliquer de grandes amplitudes et perturbations. Il nous servira d'épreuve de test pour nos expérimentations.

B. Simulateurs de fauteuil roulant

Il existe plusieurs plateformes fonctionnelles dédiées au fauteuil roulant. A partir de [9], nous nous concentrons sur quatre types de simulateur détaillés en Table I.

TABLE I. COMPARAISON DE PLATEFORMES

Type	Système de mvt	Transportable	Accessible	DdL
Static	Aucun	oui	oui	0
Dynamic	Stewart	non	non	6
Dynamic	Liaison rotule	non	oui	2
Dynamic	Quatre vérins	oui	oui	3

Structurellement, une simulation numérique simple telle qu'utilisée dans [10], ne possède pas de système de mouvement. Elle s'appuie sur le retour visuel pour fournir des informations. A l'inverse, une plateforme de Stewart est composés de six moteurs linéaires agissant en parallèle [11]. Une plateforme à liaison rotule tourne autour d'un point fixe [12]. Une plateforme à quatre vérins utilise quatre moteurs linéaires indépendants à chaque coin de la plateforme.

Un simulateur de fauteuil roulant sans retour de mouvement ne peut pas reproduire les perturbations du sol. Or, la nature et la configuration du sol sont des facteurs importants pour la conduite en fauteuil. La plateforme de Stewart ainsi que celle à liaison rotule peuvent reproduire ces perturbations. Cependant, elles s'appuient sur des moteurs encombrants pour actionner le mouvement. Il est donc difficile de déplacer ces systèmes. La hauteur de fonctionnement de ces systèmes a aussi un impact sur l'accessibilité. Ce type de plateforme nécessite des aménagements spécifiques pour effectuer le transfert d'un fauteuil sur le système.

C. La plateforme robotique AccesSim

AccesSim est un système de RV composé d'une plateforme robotique (Fig. 3) et d'une simulation 3D temps-réel. La plateforme robotique peut accueillir un fauteuil roulant. La plateforme robotique peut utiliser deux périphériques d'interaction : des rouleaux actifs et un système de mouvement à quatre vérins. Les rouleaux permettent de recréer le comportement d'un fauteuil en mesurant directement le mouvement des roues actives. De plus, un couple peut être généré pour aider ou contrer ce mouvement. Le système de mouvement respecte les contraintes de transportabilité et d'accessibilité du projet. Le système à quatre vérins est relativement léger et sa hauteur d'utilisation est basse (11 cm). Afin de maintenir une pression suffisante des roues sur les rouleaux quel que soit les mouvements de la plateforme, le fauteuil roulant est attaché en quatre points à la plateforme.

III. PROTOCOLE

Pour valider notre modèle dans un cas spécifique, nous considérons la tâche consistant à descendre une marche. L'objectif de cette étude est d'évaluer les performances de la plateforme à reproduire et moduler le mouvement d'un fauteuil roulant en situation réelle.

Premièrement, nous validons l'identification de phases composant le mouvement de descente de marche (Fig. 5). Nous disposons d'un système de capture de mouvement installé sur le fauteuil roulant. Nous reproduisons le mouvement sur la plateforme robotique. Ensuite, nous comparons les deux situations en analysant principalement les courbes d'accélération et de vitesse. Finalement, nous mettons ces résultats en relation avec les sensations des utilisateurs en comparant le test en virtuel et en réel.

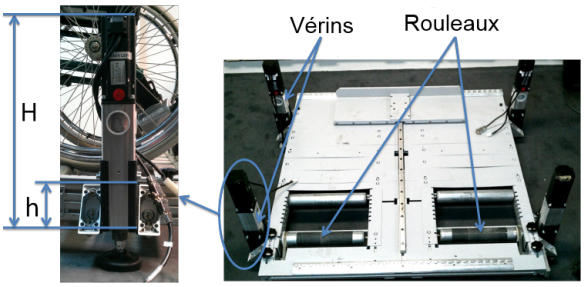


FIGURE 3. Un vérin et la plateforme à rouleaux et vérins. La hauteur d'un vérin est H = 31 cm et sa course est de h_{max} = 8 cm

Quatre personnes ont effectuées le test dans cette pré-étude :

- 2 personnes valides
- 1 ergonome (personne valide, habitué à la conduite en fauteuil)
- 1 UFR (personne avec une paraplégie)

Chaque personne correspond à un profil utilisateur spécifique du projet. Les deux personnes valides correspondent à l'objectif de sensibilisation, l'ergonome au diagnostic et l'UFR à l'entraînement. Notre objectif est de réaliser une première démonstration des caractéristiques de la plateforme.

A. *Le système de capture de mouvement*

Nous avons utilisé un système de capture de mouvement (de type centrale inertielle) développé au laboratoire LISV pour mesurer les mouvements du fauteuil. Ce système de capture utilise un couple de capteur accéléromètre/gyromètre. [13] et [14], montre que les accéléromètres et les gyromètres sont suffisants si les données sont correctement fusionnées. Pour chaque couple, l'accéléromètre donne l'accélération linéaire selon les trois axes (jusqu'à 3 g $\approx$ 29.4 m.s^{-2}) et le gyromètre donne la vitesse angulaire (jusqu'à 120°.s^{-1}). Dans cette expérimentation, nous nous concentrons sur l'accélération selon l'axe z (translation haut/bas) et sur la vitesse angulaire autour de l'axe y (rotation avant/arrière).

B. *Marche virtuelle et réelle*

Le test de marche en situation réelle a été réalisé sur une plateforme de test (Fig. 4). Elle est composée de deux panneaux horizontaux adjacents d'approximativement 2 m par 2 m chacun. Le panneau supérieur est fixe tandis que la hauteur du panneau inférieur peut être modifiée à l'aide d'une manivelle. Les sujets commencent le test sur le panneau supérieur (Fig. 4 gauche).

Le test de marche en situation virtuelle a été réalisé sur la plateforme sans usage de la visualisation. Nous avons demandé aux utilisateurs de prendre une position naturelle sur le fauteuil. Un assistant pousse le fauteuil vers le plan inférieur pour descendre la marche pour les tests en réel.

Les sujets ont passé le test avec les yeux fermés pour éviter toute prédiction et interprétations du mouvement à l'aide de la vision. Cela oblige les sujets à se reposer sur leurs sensations vestibulaires pour comparer les effets entre situation réelle et virtuelle. En environnement intérieur et extérieur, les marches ont une hauteur moyenne de 12 cm. De plus, plusieurs

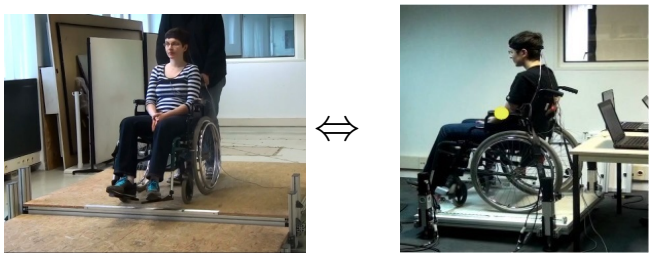


FIGURE 4. A gauche : Plateforme de test en situation réelle. A droite : Simulation de marche en virtuel.

programmes d'entraînement au fauteuil roulant incluent des exercices de franchissement de marche de 5, 10 et 15 cm. Les limitations mécaniques de la plateforme, dans sa version actuelle, nous empêchent de recréer une marche de 10 cm. Ainsi, les sujets ont descendu une marche de 3, 5, et 7 cm en situation réelle qu'ils ont comparés à 3 configurations de la plateforme virtuelle (Table II). Chaque sujet franchit 10 fois chaque hauteur de test.

TABLE II. CONFIGURATIONS DE MARCHE CHOISIES

Hauteur marche (reelle)	3 cm	5 cm	7 cm
Hauteur marche (platforme)	1.6 cm	3.1 cm	4 cm
Acceleration verticale normalisée	1	2.41	3.81
Iterations	10	10	10

La différence de hauteur de marche entre la situation réelle et virtuelle peut être compensée par l'inertie. L'objectif est de produire trois niveaux distincts. La différence de hauteur n'est pas pertinente car l'oreille interne et les autres mécanismes de perception associées sont sensibles aux accélérations et au jerk et non à la position.

C. *Contrôle de mouvement*

Pour le test des effets sur le fauteuil roulant, nous décomposons le mouvement en plusieurs phases successives. Ainsi, une phase est définie comme l'intervalle de temps durant lequel l'ordre (positif, négatif ou nul) de toutes les composantes du mouvement est constant. Le mouvement d'un fauteuil roulant descendant une marche peut être décomposé en trois phases (Fig. 5).

Dans ce cas précis, seules deux composantes sont reproductibles avec la plateforme : la rotation avant/arrière $\vec{\omega_y}$ et la translation haut/bas a_z. La phase A ne génère qu'une translation avant qui n'est pas pertinente de reproduire sur la plateforme. Nous avons donc reproduit seulement le mouvement des deux autres phases pour la translation et la rotation considérées. Nous écrivons la commande à l'aide de la matrice suivante :

$$C_{marche} = \begin{pmatrix} R_{1,1} & R_{1,2} \\ R_{2,1} & R_{2,2} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \vec{\omega_y} \\ \vec{a_z} \end{pmatrix} \quad (1)$$

Chaque élément du vecteur C_{marche} correspond à une phase du mouvement composée d'un translation et d'une rotation. La matrice R est la matrice des amplitudes du mouvement. $R_{1,1}$ et $R_{1,2}$ sont les vitesses angulaires et accélérations linéaires de la phase P_B. $R_{2,1}$ et $R_{2,2}$ sont les mêmes composantes durant la phase P_C.



FIGURE 5. Effets et décomposition de phases pour la descente de marche

L'intérêt de ce modèle est la modulation de chaque effet de deux façons différentes : globale et interne. Par exemple, modifier la hauteur de marche change le mouvement entier. Cela peut être traduit par un ajustement de la matrice R par un gain global. Pour chaque situation, les paramètres de la matrice peuvent être modifiés indépendamment. C'est l'adaptation interne. Les coefficients peuvent augmenter ou diminuer les effets du mouvement (ou une partie) en fonction de l'utilisateur et de la tâche. La commande devient adaptable. La longueur du fauteuil, la vitesse et l'interprétation des retours vestibulaires sont modifiées par les valeurs de la matrice R.

D'autres situations comme l'arrêt en butée (2) ou la montée verticale (3) peuvent aussi s'exprimer par cette matrice :

$$R_{arret} = \begin{pmatrix} R_{1,1} & 0 \\ R_{2,1} & 0 \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$R_{montee} = \begin{pmatrix} 0 & R_{1,2} \\ 0 & R_{2,2} \end{pmatrix} \quad (3)$$

IV. RESULTATS

Durant cette expérience, nous avons pris en compte trois différents types de données : l'accélération linéaire selon l'axe z (translation haut/bas), et la vitesse angulaire autour de l'axe y (rotation avant/arrière) ainsi que les sensations de sujets.

Nous comparons les données inertielles (accélération et vitesse) entre les situations réelles et virtuelles pour déterminer si la commande appliquée est pertinente. Le résultat de ces comparaisons est ensuite mis en relation avec les sensations des sujets (questionnaire).

A. Données inertielles

L'allure générale de la courbe est la même dans les deux situations (Fig. 6). Nous pouvons diviser la courbe d'accélération en trois phases : chacune correspondant à une des trois phases du mouvement :

- (A) Une portion plate : l'accélération initiale lors de la poussée de l'assistant.
- (B) Un pic négatif : les roues avant descendent la marche.
- (C) Un pic positif : les roue arrières et le sujet descendent la marche.

La courbe réelle (Fig. 6) montrent une phase amortie que la courbe virtuelle ne possède pas. Notre commande modélise implicitement le système fauteuil/utilisateur comme un système entier rigide. C'est une simplification car le fauteuil, les pneus et le corps humain ne sont pas entièrement rigides et constituent un corps complexe avec amortissement. Cela crée

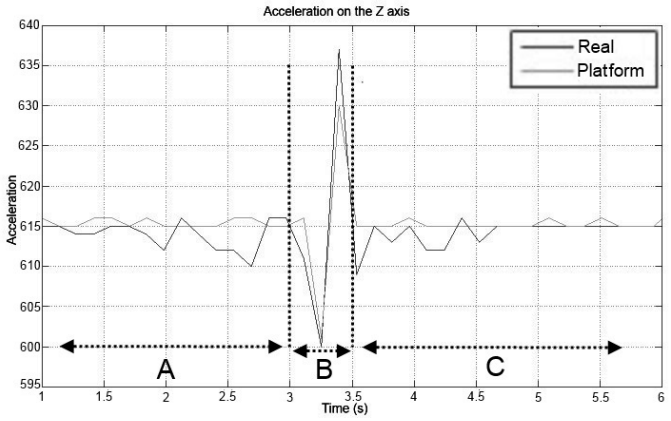


FIGURE 6. Accélération pour une marche de 3 cm : marche réelle et plateforme virtuelle (10 unités correspondent à 1.5 $m.s^{-2}$)

la phase d'amortissement observée lors du mouvement réel. En situation virtuelle, le fauteuil est fixé pour des raisons de sécurité. Cela réduit partiellement les mouvements relatifs du fauteuil par rapport à la plateforme.

Nous trouvons la même décomposition en trois phases : le plat (A), premier pic (B), second pic (C) sur les courbes de vitesses angulaires (Fig. 7). L'effet d'amortissement apparaît également pour les mêmes raisons que pour l'accélération.

Dans les courbes réelles, il y a toujours un à-coup négatif avant le premier pic. Il correspond à une légère montée des roues avant. Elle est due à l'accélération initiale et à la force appliquée par l'assistant en poussant le fauteuil. Les roues avant subissent une légère hausse par rapport au début du test. Le fait que l'amplitude des pics successifs est différente peut s'expliquer par la distribution de masse sur le fauteuil. La plupart de la masse du système est située vers l'arrière lorsque le sujet est assis. Les roues avants ont moins d'inertie que les roues arrières. De plus, les capteurs sont plus proches des roues arrières (Fig. 4). Ce qui explique que l'accélération est plus forte sur les roues arrières.

Les variations observées peuvent être expliquées par deux facteurs. Premièrement, l'assistant ne devait pas lâcher le fauteuil durant le test pour des raisons de sécurité. Cela a un effet en augmentant ou diminuant le mouvement. Ensuite, le sujet interagit avec le fauteuil durant le mouvement. En déplaçant son torse, le sujet change les caractéristiques inertielles du fauteuil. De plus, chaque sujet se comporte de manière différente suite aux perturbations du fauteuil.

Ces résultats montrent que notre plateforme est capable de "reproduire" le mouvement d'un fauteuil roulant descendant une marche. L'amplitude des courbes obtenues en situation réelle et virtuelle est semblable. Nous pouvons identifier, dans les deux cas, les différentes phases du mouvement à partir des courbes. D'un autre côté, nous avons compensé la différence de hauteur entre situation réelle et virtuelle. Les résultats indiquent que le modèle de contrôle que nous avons développé fonctionne. Malgré cela, le facteur déterminant pour évaluer la qualité d'immersion d'un système est le sujet lui-même. Nous devons analyser les perceptions de mouvement de l'utilisateur pour valider l'interprétation des sensations par le sujet.

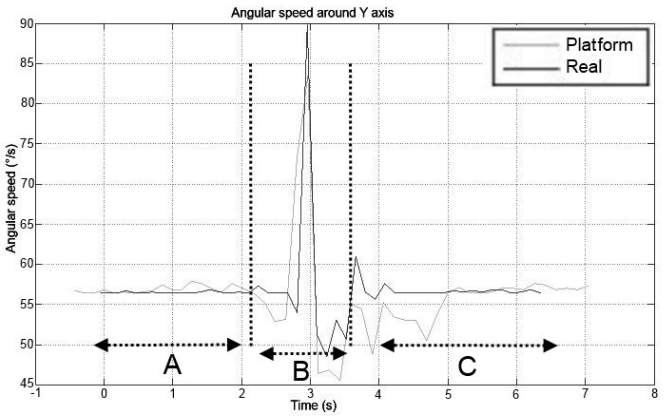


FIGURE 7. Vitesse angulaire pour une marche de 7 cm : marche réelle et plateforme virtuelle (en $^{\circ}.s^{-1}$)

B. Retours utilisateurs

Tous les sujets ont interprété le mouvement de la plateforme comme une simulation d'une descente de marche. Tous ont pu identifier trois niveaux différents correspondant aux trois hauteurs de marche proposées.

Malgré cela, l'amplitude du mouvement (du point de vue de l'accélération) pose problème. Tous les sujets ont estimé que le mouvement sur la plateforme est plus violent que le test réel associé. L'ergonome a senti un effet de surprise. En fait, l'assistant pousse le fauteuil roulant durant le test. Le sujet peut donc prédire quand il doit descendre la marche en se basant uniquement sur les mouvements du fauteuil. La plateforme ne reproduit pas cet effet de poussée. Elle ne reproduit que la descente de marche. Le sujet ne peut donc se préparer et l'effet de surprise peut donc accentuer l'effet de choc.

A la fin des tests, les sujets devaient classer les niveaux de simulation en fonction de leur réalisme en comparaison à la situation réelle associée. Le premier du classement est le niveau dont la situation virtuelle est la plus ressemblante à la situation réelle. Les résultats sont présentés dans le tableau suivant :

TABLE III. CLASSEMENT DES NIVEAUX

Classement	Valide 1	Valide 2	Ergonome	UFR
1	7 cm	7 cm	7 cm	**3 cm**
2	5 cm	5 cm	5 cm	**5 cm**
3	3 cm	3 cm	3 cm	**7 cm**

Le tableau III montre qu'il semble y avoir une différence dans l'évaluation des sujets. Les personnes valides ont senti que le niveau le plus pertinent est celui présentant les plus fortes réactions. Une des personnes valides a senti que la simulation de 3 cm équivaut à une marche réelle de 5 cm. Cette différence diminuant avec l'augmentation du niveau. Pour les personnes valides, la simulation de 7 cm est satisfaisante mais un peu trop violente. Un test est prévu avec un groupe plus important dans la suite du projet.

L'UFR a senti les choses différemment. Il a senti que la simulation de marche de 3 cm est vraiment réaliste. Plus le niveau augmente, plus la descente de marche paraissait devenir un choc plus qu'une marche.

V. MODELE D'ADAPTATION

Les retours sensoriels des sujets semblent montrer qu'il y a besoin d'adapter la loi de commande de la plateforme robotique en fonction de la personne. Il est nécessaire de moduler les effets du mouvement pour corriger les retours vestibulaires des sujets. La modulation du mouvement de la plateforme dépend également de la tâche à accomplir. Lors d'une session d'entraînement, nous pourrions viser une reproduction plus "exacte" du mouvement pour le sujet tandis qu'une expérience telle qu'un choc pourrait être suffisante pour une sensibilisation.

Cette adaptation correspond à une modulation globale des effets du mouvement car seule la hauteur de marche est modifiée dans notre expérimentation. La modulation peut être effectuée par l'application d'un coefficient global K au mouvement. A partir de l'équation (1), la commande du mouvement modulée peut s'écrire :

$$C_{marche} = K_{hauteur/sujet} * \begin{pmatrix} R_{1,1} & R_{1,2} \\ R_{2,1} & R_{2,2} \end{pmatrix} . \begin{pmatrix} \vec{\omega_y} \\ \vec{a_z} \end{pmatrix} \quad (4)$$

L'adaptation du coefficient K dépend de l'utilisateur et de la tâche à accomplir. Dans notre cas, les premiers retours des sujets ont été recueillis durant une session d'entraînement. La première étape d'identification est de définir le premier rang de hauteur de marche (rang 1 dans le tableau III) basée sur les sensations utilisateurs. Puis, une phase d'évaluation modifie les autres hauteurs afin d'obtenir trois niveau de marche différentes s'accordant avec la sensibilité de l'utilisateur. Pour les valides, la hauteur prédéfinie à modifier est une marche de 3 cm. Pour l'UFR, on modifie la marche de 7 cm. En fonction de ces références, l'objectif est de modifier la zone de sensibilité de C_{marche} en utilisant le coefficient K. En conséquence, Fig. 8 et Fig. 9 montre un exemple d'accélération modulée. A gauche se trouve l'effet de référence. A droite est présenté l'effet modulé. L'adaptation est basée sur une marche de 3 cm pour les personnes valides et de 7 cm pour l'UFR. Les zones de sensibilité sont modifiées de manière globale. Des études montrent qu'environ 70% de notre perception est visuelle. Les tests ont été réalisés avec des sujets ayant les yeux fermés pour éviter toute interprétation à l'aide de la vision et forcer le sujet à utiliser son système vestibulaire. Malgré la similarité du mouvement, les retours perçus sont globalement les mêmes pour tous les sujets. Les tests virtuels sont tous plus "violents" que les tests réels. Peut-être l'absence de vision a un effet. Se servir de son système vestibulaire seul pour une personne qui n'y est pas habituée doit créer un sentiment d'appréhension qui exagère les sensations. Le principal problème reste donc l'interprétation du mouvement par l'utilisateur.

VI. CONCLUSION

Le projet *AccesSim* propose une nouvelle plateforme robotique pour fauteuil roulant. Le projet vise à placer une personne (urbaniste, architecte ou autre usager) dans différentes situations de conduite de fauteuil ou entraîner des personnes nouvellement en situation de handicap. Nous avons détaillé

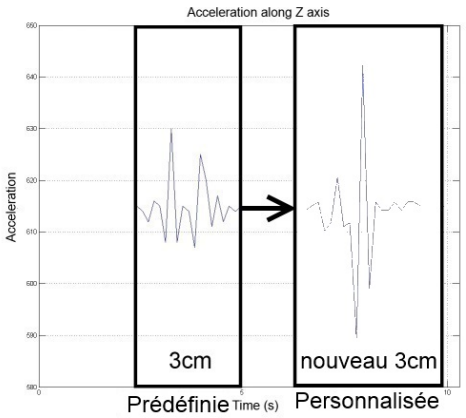


FIGURE 8. Exemple de modulation globale des effets (cas valide)

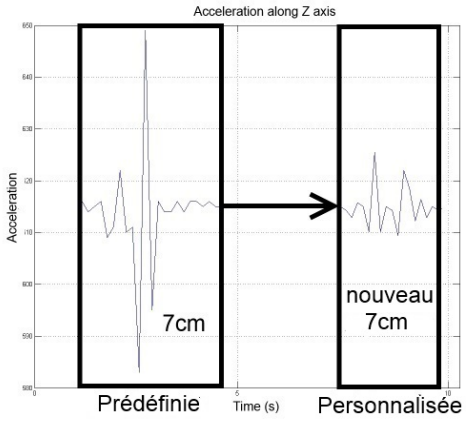


FIGURE 9. Exemple de modulation globale des effets (cas UFR)

tous les composants de la plateforme robotique. Nous avons comparé notre simulateur à ceux existants dans la littérature en notant que notre plateforme est modulable, accessible et transportable.

Pour évaluer la capacité de notre simulateur à reproduire les perturbations du sol, nous avons appliqué une commande basée sur un modèle de décomposition du mouvement en phases permettant de reproduire l'inertie d'un fauteuil descendant une marche à partir d'une centrale inertielle. Nous avons montré, avec les limites de l'étude, que notre commande peut reproduire qualitativement le mouvement d'un fauteuil descendant une marche. Même si les paramètres géométriques entre les situations réelles et virtuelles ne sont pas les mêmes, les sujets ont clairement identifié trois niveaux correspondant à trois hauteurs de marche. Même si le nombre de sujet est très faible, cette pré-étude est un point de départ pour évaluer la perception de mouvement de notre simulateur. L'estimation de la hauteur diffère d'un sujet à un autre. Un sujet interprète le mouvement uniquement à partir des capacités de son système vestibulaire. Même si l'amplitude n'est pas correcte, la commande est suffisamment réaliste pour donner l'illusion de descendre différentes hauteurs de marche. Cette partie de l'étude confirme la nécessité d'une modulation en fonction du sujet. La perception de l'utilisateur est sans nul doute modifiée par son environnement. Il serait intéressant d'étendre cette expérience en testant une plateforme plus immersive. Avec le système de mouvement seul, une modulation du mouvement dépendant de la tâche de l'utilisateur est envisagée. Une suite à cette étude consistera à intégrer d'autres interfaces de perception telle que la visualisation et à comparer les retours sensoriels. Peut-être que descendre une marche avec des informations visuelles "correctes" peut aider le sujet à adapter de lui-même son interprétation du mouvement. En allant plus loin, la même analyse peut être effectuée pour d'autres types de perturbations telles que les collisions ou bien des perturbations plus longues dans le temps telles que la conduite sur des pavés.

RÉFÉRENCES

[1] K. L. Best, R. L. Kirby, C. Smith, and D. A. MacLeod, "Wheelchair skills training for community-based manual wheelchair users : a randomized controlled trial," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 86, no. 12, pp. 2316–2323, 2005.

[2] A. Berthoz, W. Bles, H. Bulthoff, B. Correia Gracio, P. Feenstra, N. Filliard, R. Huhne, A. Kemeny, M. Mayrhofer, M. Mulder, H. Nusseck, P. Pretto, G. Reymond, R. Schlusselberger, J. Schwandtner, H. Teufel, B. Vailleau, M. van Paassen, M. Vidal, and M. Wentink, "Motion scaling for high-performance driving simulators," *Human-Machine Systems, IEEE Transactions on*, vol. 43, no. 3, pp. 265–276, 2013.

[3] P. R. Grant, M. Blommer, B. Artz, and J. Greenberg, "Analysing classes of motion drive algorithms based on paired comparison techniques," *Vehicle System Dynamics*, vol. 47, no. 9, pp. 1075–1093, 2009.

[4] P. Archambault, F. Routhier, M. Hamel, and P. Boissy, "Analysis of movement to develop a virtual reality powered-wheelchair simulator," in *Virtual Rehabilitation*, 2008, pp. 133–138.

[5] R. A. Cooper, D. M. Spaeth, D. K. Jones, M. L. Boninger, S. G. Fitzgerald, and S. Guo, "Comparison of virtual and real electric powered wheelchair driving using a position sensing joystick and an isometric joystick," *Medical engineering & physics*, vol. 24, no. 10, pp. 703–708, 2002.

[6] G. Bourhis and M. Sahnoun, "Assisted control mode for a smart wheelchair," in *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*. IEEE, 2007, pp. 158–163.

[7] S. Dir, O. Habert, and A. Pruski, "Criteria for dynamics setting of electric wheelchair by virtual reality," *AMSE Journals, Series Modelling C*, vol. 69, no. 3, pp. 154–164, 2008.

[8] C. Lu, W. Tsai, W. Sung, and J. Chen, "Effects of powered wheelchair virtual-reality system on powered-wheelchair driving skills in people with SCI," *Journal of biomechanics*, vol. 40, p. S716, Jan. 2007.

[9] T. Pithon, T. Weiss, S. Richir, and E. Klinger, "Wheelchair simulators : A review," *Technology and Disability*, vol. 21, no. 1, pp. 1–10, 2009.

[10] A. Alshaer, S. Hoermann, and H. Regenbrecht, "Influence of peripheral and stereoscopic vision on driving performance in a power wheelchair simulator system," in *Virtual Rehabilitation (ICVR), 2013 International Conference on*. IEEE, 2013, pp. 164–152.

[11] A. V. Sonar, K. D. Burdick, R. R. Begin, E. M. Resch, E. M. Thompson, E. Thacher, J. Searleman, G. Fulk, and J. J. Carroll, "Development of a virtual reality-based power wheel chair simulator," in *Mechatronics and Automation, 2005 IEEE International Conference*, vol. 1. IEEE, 2005, pp. 222–229.

[12] N. Steyn, Y. Hamam, E. Monacelli, and K. Djouani, "Virtual reality platform design," in *EUROSIM Congress on Modelling and Simulation*, 2010.

[13] K. Aminian and B. Najafi, "Capturing human motion using body-fixed sensors : outdoor measurement and clinical applications," *Computer Animation and Virtual Worlds*, vol. 15, no. 2, pp. 79–94, 2004.

[14] T. Sakaguchi, T. Kanamori, H. Katayose, K. Sato, and S. Inokuchi, "Human motion capture by integrating gyroscopes and accelerometers," in *Multisensor Fusion and Integration for Intelligent Systems, 1996. IEEE/SICE/RSJ International Conference on*. IEEE, 1996, pp. 470–475.

Session 5 : Physiologie et technologies d'assistance

Quantification de l'activité mentale à partir d'une webcam en utilisant les amplitudes du flux sanguin et la variabilité de la fréquence cardiaque,

F. Bousefsaf, C. Maaoui, A. Pruski

Quantification de l'activité mentale à partir d'une webcam en utilisant les amplitudes du flux sanguin et la variabilité de la fréquence cardiaque

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski
LCOMS
7 rue Marconi, 57070 Metz, France
{frederic.bousefsaf, choubeila.maaoui, alain.pruski}@univ-lorraine.fr

***Résumé*— Nous présentons dans cette étude une méthode qui permet de quantifier l'activité mentale d'une personne en utilisant une webcam bas coût. Les mesures sont réalisées spécifiquement sur le visage et les algorithmes que nous proposons ont été développés de manière à ce que l'application soit robuste aux bruits générés par les mouvements de la tête. Une version interactive du test de Stroop a été employée pour induire du stress chez les 12 candidats qui ont participé à cette étude. Parallèlement, nous avons enregistré la conductance de la peau que nous avons comparée à la courbe de l'activité mentale du participant, obtenue par une analyse sur les amplitudes du flux sanguin et sur la variabilité cardiaque. Les résultats apportent une nouvelle manière de quantifier l'activité mentale d'une personne en utilisant des moyens bas coûts, offrant ainsi une alternative aux techniques conventionnelles en contact.**

Mots-clés—photopléthysmographie; variabilité cardiaque; hors contact; activité mentale; webcam

I. INTRODUCTION

Dans le cadre des thérapies basées sur la Réalité Virtuelle (RV), il est particulièrement intéressant de reconnaître et quantifier l'état émotionnel du patient. Les émotions sont la boucle de retour qui permet de réguler l'intensité de l'environnement virtuel [1]. Ces scènes virtuelles basées sur la physiologie sont utilisées pour traiter des personnes atteintes de troubles anxieux et de phobies, comme les soldats ou les anciens combattants victimes de troubles post-traumatiques liés au stress [2]. Certains signaux physiologiques, comme le rythme cardiaque (RC) et la Variabilité de la Fréquence Cardiaque (VFC) sont reconnus pour être des paramètres fiables dans le domaine de la reconnaissance des émotions [3].

L'acquisition des signaux physiologiques se fait généralement en utilisant des capteurs en contact reliés par des fils à un ordinateur ou à une plateforme d'acquisition. Ces capteurs présentent des limites dans certains champs applicatifs où la pose et le contrôle de leur bon fonctionnement nécessitent la présence d'un spécialiste à proximité du patient. Les capteurs peuvent gêner l'utilisateur lors du déroulement d'une activité, comme par exemple en situation de réhabilitation motrice ou pendant l'utilisation de serious games. Ils peuvent aussi devenir un frein si le patient les considère comme intrusifs pour son intimité.

La mesure hors contact des signaux physiologiques peut être réalisée en utilisant des caméras thermiques infrarouges. Cette technologie, employée par Pavlidis et al., permet de mesurer des données physiologiques en se focalisant sur le visage [4]. De la même manière, les radars basés sur l'effet Doppler sont des capteurs hors contact qui permettent de détecter les battements du cœur [5] et la respiration [6] d'un individu. Plus récemment, les caméras numériques et les webcams ont été utilisées pour mesurer l'activité cardiaque [7], [8] sur des visages humains afin d'en extraire les rythmes cardiaque et respiratoire. Le principe, basé sur la PhotoPléthysmoGraphie (PPG) consiste à observer les variations de lumière sur la peau du visage pour en extraire le flux sanguin et ainsi délivrer une image de l'activité cardiaque. Sun et al. [8] ont comparé les performances en termes d'extraction du RC entre une caméra numérique haute sensibilité et une webcam bas coût. Leur conclusion indique que les caractéristiques de la webcam échantillonnée à 30 frames par seconde (fps) sont comparables à celles de la caméra échantillonnée à 200 fps après avoir interpolé les signaux pour améliorer la résolution temporelle [8].

La VFC est un paramètre de santé important, utilisé en informatique affective et en psychophysiologie pour obtenir une image de l'activité du Système Nerveux Autonome (SNA) afin de détecter des états de stress mental en temps réel [9]. L'analyse spectrale du SNA nous informe sur la balance sympatho-vagale qui reflète les variations mutuelles des systèmes nerveux sympathique et parasympathique [10]. La VFC est régulière et rythmée lorsque l'individu est au calme et suit la respiration par le phénomène d'arythmie sinusale respiratoire. Au contraire, sa forme et son allure deviennent chaotiques lorsque la personne endure un stress ou une anxiété intense. L'état donné par ces variations du rythme cardiaque est appelé cohérence cardiaque [11]. L'extraction des signaux physiologiques par des technologies hors-contact est particulièrement intéressante pour des applications qui cherchent à comprendre et synthétiser les émotions et sentiments d'un patient. L'état émotionnel peut faire office de boucle de retour et est employé dans des applications basées sur la réalité virtuelle, comme les thérapies d'exposition par RV [12]. Le contrôle en temps réel des signaux physiologiques permet au thérapeute qui supervise la session d'exposition de

paramétrer et d'optimiser les stimuli, situations et environnements virtuels. Durant ces séries de thérapies psychophysiologiques, les capteurs en contact peuvent générer un biais si le patient est mal à l'aise, ce qui se caractérise en pratique par une estimation erronée des émotions [4].

Les paramètres calculés à partir des signaux physiologiques bruts sont des entrées utilisées par des algorithmes basés sur les méthodes d'apprentissage automatique afin d'estimer l'état émotionnel [13] et spécifiquement pour quantifier l'activité mentale [14]. Des études ont montré que seuls des paramètres extraits de la VFC sont utilisables pour détecter des états de stress mental [9], [15], [16].

Dans cette étude, nous proposons une méthode originale qui permet d'extraire le RC instantané à partir de trames vidéo contenant des visages humains en utilisant une webcam Haute Définition (HD) bas coût. Nous avons utilisé les amplitudes du flux sanguin et la VFC pour quantifier l'activité mentale des 12 sujets qui ont participé à cette étude pendant qu'ils s'exerçaient à une version interactive et numérique du test de Stroop [15].

II. METHODES

A. *Extraction du flux sanguin à partir des trames vidéos*

La méthode présentée dans cette étude est composée d'opérations de traitement du signal et des images. Nous utilisons une caméra qui délivre des images HD afin d'augmenter le nombre de pixels qui composent le visage et qui contiennent l'information PPG. Dans un premier temps, l'algorithme modifie un ensemble de paramètres internes à la caméra afin d'obtenir une image de bonne qualité. L'algorithme va scruter les trames d'entrées et modifier les paramètres qui assurent le contrôle de la luminosité, de la saturation et de la balance des blancs pour respectivement obtenir une image éclairée (Fig. 1), saturée et dont la teinte soit acceptable.

L'acquisition et le traitement d'images HD vont parallèlement augmenter les temps de calcul. Pour respecter le temps réel, les paramètres Pan, Tilt et Zoom de la webcam sont contrôlés en vue de garantir un temps de rafraîchissement maximal en ne délivrant qu'une zone d'intérêt de l'image HD.



Fig. 1. *Modification de la luminosité de la caméra. L'image à gauche n'est pas assez éclairée, celle à droite est au contraire trop éclairée. L'algorithme régulera automatiquement le paramètre de luminosité pour obtenir l'image au centre.*

Le visage est automatiquement détecté en utilisant une cascade de classifieurs boostés sur chaque trame via la librairie OpenCV. Le Zoom est paramétré pour que le visage remplisse au maximum la trame d'entrée [Fig. 2 (a)] tandis que les paramètres Pan et Tilt sont calculés pour suivre la position du visage dans le temps.

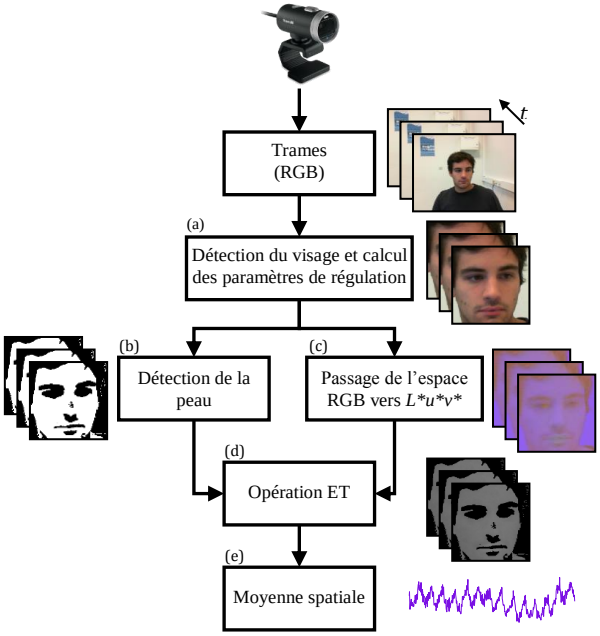


Fig. 2. *Vue d'ensemble de la méthode de détection du signal PPG. (a) Les paramètres de régulation sont calculés pour suivre le visage. (b) Les pixels qui contiennent l'information PPG sont isolés par un filtre qui détecte la peau. (c) L'espace RGB est converti vers l'espace CIE L*u*v*. (d) La trame u* de l'espace L*u*v* est combinée à la trame de la détection de la peau. (e) Une moyenne spatiale est employée pour transformer une série de trames en un signal brut.*

L'information PPG transite uniquement par la peau du visage. Pour isoler ces pixels utiles, un filtre qui détecte la teinte de la peau [Fig. 2 (b)] est utilisé [17]. Nous avons choisi l'espace colorimétrique CIE *L*u*v** [Fig. 2 (c)] pour atténuer les fluctuations dues aux artefacts de mouvement et de lumière [18], [19]. L'oxyhémoglobine et la désoxyhémoglobine ont un meilleur coefficient d'absorption en présence de lumière dont les longueurs d'onde sont comprises entre 540 et 577 nm, ce qui correspond globalement à la couleur jaune/verte [20]. L'information PPG est principalement influente sur la composante *u** de l'espace colorimétrique CIE *L*u*v** qui représente les couleurs comprises entre le rouge et le vert. Une moyenne spatiale est calculée sur les intensités des pixels de la composante *u** qui existent sur la trame de détection de la peau. Un ensemble de *n* trames donne un signal brut de *n* points souvent bruité [Fig. 2 (e)]. Un filtre a été développé [Fig. 3 (B)] pour supprimer les tendances basses fréquences et bruits hautes fréquences en utilisant la transformée en ondelettes continue du signal brut [Fig. 3 (A)] dans la bande fréquentielle 0.65–3 Hz. Ce filtre a été développé à partir du module de la transformée via l'ondelette de Morlet et est appliqué respectivement sur les parties réelle [Fig. 4 (A)] et imaginaire de la transformée.

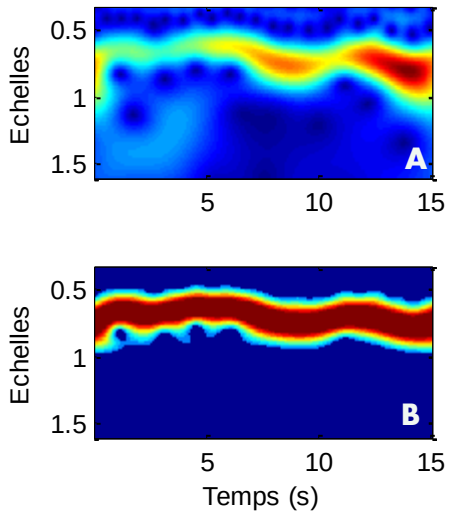


Fig. 3. *Le module de la transformée en ondelettes continue est utilisé (A) pour créer un filtre (B) qui permettra de suivre les évolutions fréquentielles du signal dans le temps.*

Les coefficients en ondelettes qui parasitent le signal sont supprimés [Fig. 4 (B)]. La transformée inverse de cette représentation donne un signal lissé et sans tendances, optimal pour détecter les maximums [Fig. 5 (B)] et calculer le RC instantané du participant.

B. Une application à la quantification de l'activité mentale

1) Procédure

Douze étudiants (2 femmes et 10 hommes d'âge moyen 25.3 ans et d'écart-type 0.65 ans) du laboratoire ont participé à cette expérience qui dure en moyenne 6 minutes. Tous les participants nous ont donné leur consentement avant le démarrage de l'expérience.

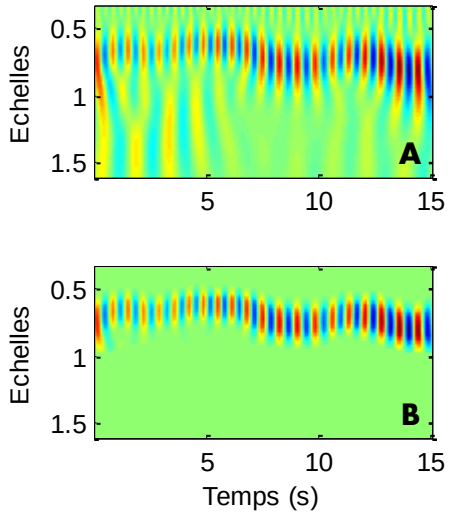


Fig. 4. *La partie réelle (A) de la transformée en ondelettes présente des ondes à chaque battement cardiaque. Le filtre permet de supprimer tous les coefficients qui parasitent la représentation (B) pour ne garder que la composante utile.*

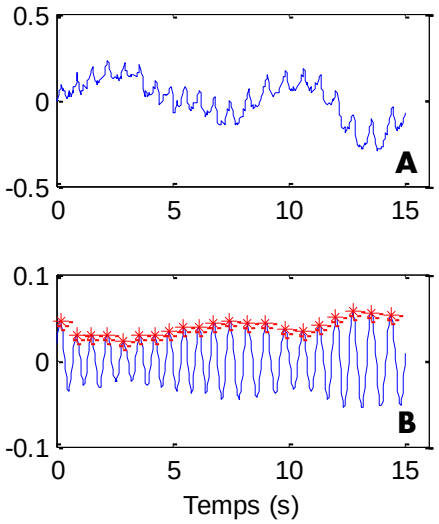


Fig. 5. *Le signal brut (A) est traité à l'aide du filtre développé dans l'espace temps-fréquence. Le résultat donne un signal dont les tendances et bruits haute fréquence sont supprimés (B). Les amplitudes (étoiles rouges sur la figure B) sont détectées et sauvegardées.*

L'inducteur de stress que nous proposons a d'ores et déjà été utilisé dans d'autres études et est basée sur une version interactive du test colorimétrique de Stroop [15]. Brièvement, le participant à 3 secondes pour cliquer sur une zone colorée rectangulaire qui correspond à la couleur indiquée par le mot imprimé au centre de l'écran [Fig. 7 (a)]. Certains mots sont affichés dans une couleur différente du nom qu'elle indique (incongrus, comme par exemple le mot "vert" affiché en couleur bleu) tandis que les autres sont affichés dans la couleur correspondante (congrus, comme par exemple le mot "rose" affiché en couleur rose).

Les participants effectuent trois sessions (voir Fig. 6) du test interactif de Stroop. Ils démarrent par une session d'apprentissage (SA) d'une minute afin de leurs permettre de s'habituer à l'interface et au jeu virtuel. Deux sessions de stress (SS) d'une minute chacune sont lancées par la suite. Chaque SS est séparée par une session de relaxation (SR) correspondant à une vidéo d'une minute basée sur la nature et les animaux sauvages. Dans la première SS, le participant dispose d'une minute pour cliquer correctement sur 35 zones rectangulaires. Une erreur lance automatiquement un son d'erreur et décrémente le compteur d'une unité. Une barre de progression horizontale est ajoutée en dessous du mot affiché au milieu de l'écran pour renseigner l'utilisateur sur le temps restant avant la fin de la session. De plus, une barre de progression verticale affichée à droite du mot indique le temps restant pour cliquer sur la zone colorée correspondante. La seconde SS est identique à la première, hormis les positions des zones de couleurs qui se mélangent aléatoirement à chaque réponse juste. Le participant doit correctement cliquer sur 40 zones désormais. Une musique stressante est jouée pendant les deux SS et une sirène d'alarme est lancée les 10 dernières secondes.

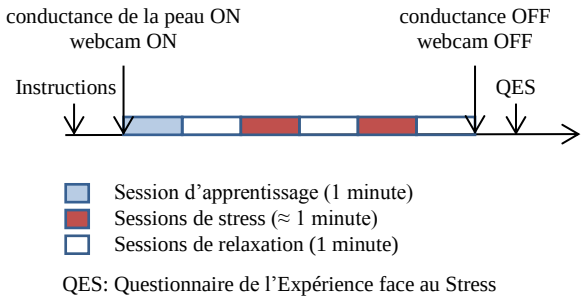


Fig. 6. *Protocol expérimental*

A la fin de l'expérience, nous avons demandé aux participants de remplir un questionnaire lié à leur expérience par rapport au stress généré par l'application en utilisant une échelle de Likert sur 5 points (1 = pas du tout, 5 = Tout à fait). Les cinq paramètres suivants apparaissent dans le questionnaire: étiez-vous stressé, tendu, épuisé, concentré et stimulé. Les participants répondent deux fois à cette batterie de questions : une fois pour les deux sessions de stress [Fig. 7 (a)] et une fois pour les trois sessions de relaxation [Fig. 7 (b)]. Cette notation est utilisée pour contrôler la corrélation entre les réponses physiologiques et leur perception de l'effort mental. Finalement, une dernière question leur est posée pour examiner les effets du mélange aléatoire des positions des zones pendant la deuxième SS. Les réponses électrodermales des participants sont enregistrées en mesurant la conductance de la peau à l'aide d'un capteur en contact (SC-Flex/Pro by Thought Technologies Ltd.) tout le long de l'essai.

2) Analyse de la VFC et des amplitudes pour quantifier l'activité mentale

Les opérations de traitement du signal détaillées dans la section *II.A.* ont été utilisées pour extraire le RC instantané [Fig. 8 (a)] des participants. Les signaux bruts irrégulièrement distribués sur l'axe des temps sont ré-échantillonnés par une spline cubique sur 15 Hz. Nous avons constaté que le RC moyen augmente lors des périodes stressantes. Pour isoler ces variations de tendances, nous avons calculé une moyenne glissante sur 20 secondes à partir du signal interpolé du RC instantané [Fig. 8 (b)]. L'allure de la VFC est rythmée et régulière pendant les SR et chaotique et irrégulière pendant les SS [11].

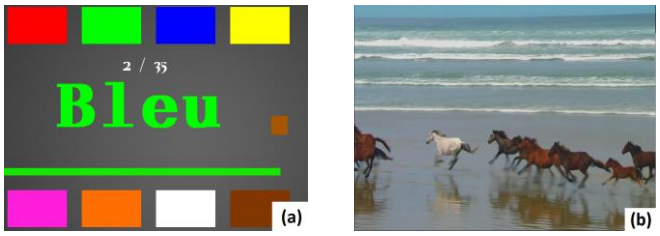


Fig. 7. *Captures d'écran de l'application : La première session de stress présentant un cas incongru (a) et la première vidéo de relaxation (b) qui démarre directement après la session d'apprentissage.*

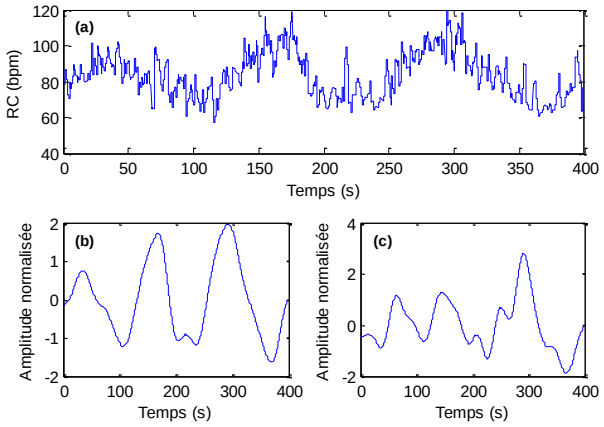


Fig. 8. *Résultats de l'analyse sur la VFC. Le rythme cardiaque instantané (a) est utilisé pour calculer deux paramètres : la tendance (b) et la RMSSD (c).*

Ces fluctuations sont détectées en utilisant la racine carrée des différences au carré de l'intervalle entre deux battements successifs (RMSSD pour *Root Mean Square of Successive Differences*) [Fig. 8 (c)] calculée à partir du rythme cardiaque instantané (1). Ce paramètre est recommandé par la TaskForce [21] pour l'analyse de la VFC et permet d'extraire une information sur l'influence des hautes fréquences sur le RC, orchestrée par l'activité du système nerveux parasympathique.

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=2}^{N}(y_i - y_{i-1})^2} \qquad (1)$$

N correspond au nombre total de battements qui composent le signal cardiaque et y_i au $i^{ème}$ battement observé dans cette série.

Les amplitudes du signal PPG donnent une information importante sur l'état de vasodilatation – vasoconstriction [22] de la personne. Ces phénomènes sont étroitement liés au SNA et plus particulièrement à la branche sympathique du système nerveux [23]. Une importante constriction du système vasculaire est engendrée lorsque l'activité du système nerveux sympathique est stimulée. Cette vasoconstriction diminue le flux sanguin dans les tissus, modulant ainsi les amplitudes du signal. Ces dernières constituent donc un paramètre important pour la quantification de l'activité mentale.

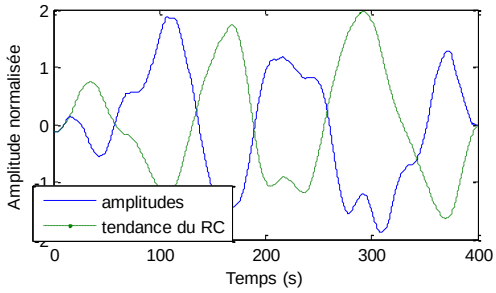


Fig. 9. *L'information d'amplitude du signal PPG (courbe en trait plein) suit de manière inverse le rythme cardiaque. La corrélation de Pearson pour cet exemple tiré du sujet #12 vaut -0.85.*

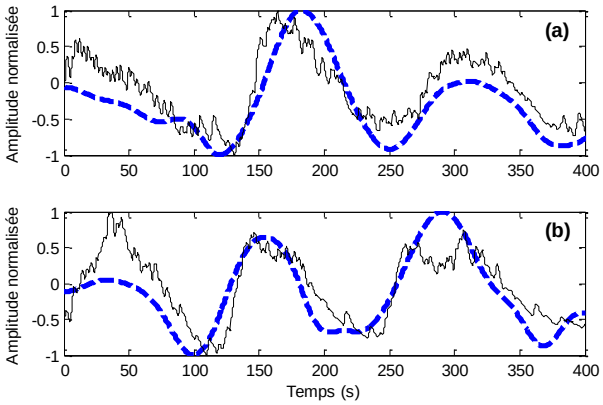


Fig. 10. *Résultats de la quantification de l'activité mentale pour le participant #11 (a) et #12 (b). La courbe avec des tirets correspond à l'activité mentale dérivée de la webcam tandis que celle en trait plein correspond à l'activité électrodermale du participant. La corrélation de Pearson entre les deux courbes est de 0.85 pour (a) et 0.78 pour (b), p<0.001.*

Nous avons utilisé l'énergie présente dans le module de la transformée en ondelettes [voir Fig. 3 (A)] pour extraire cette information (Fig. 9). Les amplitudes ont tendance à diminuer sous l'effet du stress et sont négativement corrélées avec l'évolution de tendance du rythme cardiaque (Fig. 9).

La tendance, la RMSSD et l'évolution d'amplitude sont ensuite centrées et normalisées par rapport à leur variance et combinées par addition. La courbe résultant de cette opération est lissée via une moyenne glissante sur 20 secondes, délivrant ainsi une unique représentation de l'état de stress (voir Fig. 10). Les maximums et minimums correspondent aux instants de transition entre les phases de stress et de relaxation. Pour être comparées, les représentations sont centrées et normalisées entre -1 et 1.

III. Resultats

Les courbes de stress de la webcam ont été comparées aux activités électrodermales. La figure 10 présente un exemple où la courbe représentant l'activité mentale générée par l'étude des paramètres cardiaques est en étroite corrélation avec l'activité électrodermale. Des diagrammes de Tukey (boîtes à moustache) sont employés pour représenter les différences au niveau de la moyenne de la courbe de la webcam et de l'activité électrodermale pour chaque session [Fig. 11 (a) et (b)]. Les moyennes générales sont présentées sur les figures 11 (c) et (d), respectivement pour les mesures de la webcam et du capteur électrodermal en contact. Ici, la valeur médiane des mesures dérivées de la webcam passe de -0.38 pour les trois SR à 0.24 pour les deux SS. Similairement, la médiane des mesures du capteur électrodermal passe de -0.26 pour les SR à 0.31 pour les trois SS. Des différences significatives sont identifiables sur les réponses des questionnaires (Tableau 1) entre les sessions de stress et de relaxation en suivant les facteurs stressé, tendu, concentré et stimulé. A l'inverse et toujours selon les réponses des participants au questionnaire, le facteur épuisé ne présente pas de variation significative entre les différentes sessions. Les valeurs du tableau ont été mises à l'échelle entre -1 et 1 pour pouvoir être comparées aux données physiologiques.

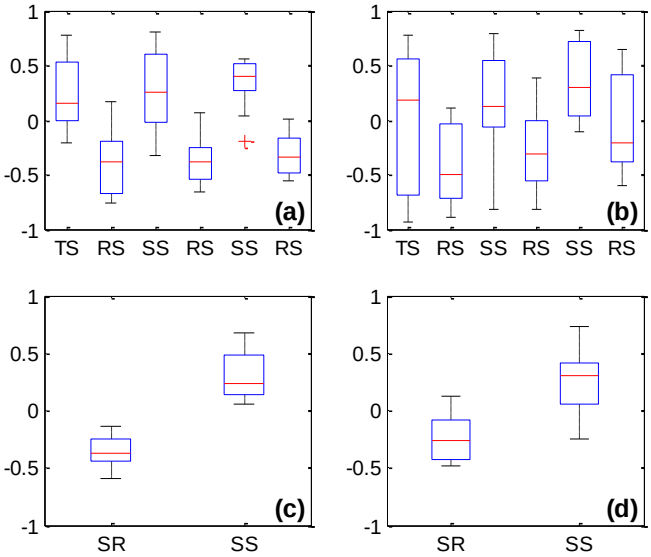


Fig. 11. *Diagrammes de Tukey représentant les valeurs moyennes des courbes pour chaque session. Les mesures de la webcam (a) et l'activité électrodermale (b) indiquent que les moyennes augmentent significativement pendant les deux sessions de stress comparées aux moyennes des sessions de relaxation. Les moyennes générales des mesures de la webcam et de l'activité électrodermale sont présentées sur les diagrammes (c) et (d) respectivement. Ces boîtes englobent les données des 12 participants de l'étude.*

IV. Discussion et conclusion

La détection du rythme et de la variabilité de la fréquence cardiaque par une caméra offre une nouvelle possibilité pour quantifier l'activité mentale d'un individu tout en contrôlant d'importants paramètres physiologiques de manière hors contact. Les résultats présentés dans cette étude démontrent qu'il est possible d'utiliser les réponses de la VFC et les amplitudes du signal photopléthysmographique pour former une courbe traduisant l'activité mentale du participant. Les opérations de traitement du signal et des images présentées dans cette étude sont robustes aux conditions d'illumination et tolérantes face au mouvement. Les diagrammes de Tukey présentés en figure 11 donnent une estimation de l'évolution de la courbe représentant l'activité mentale des participants. Similairement aux réponses électrodermales, ces courbes tendent à décroitre pendant les phases de relaxations et vont, inversement, progressivement augmenter pendant les phases stressantes. La disparité sur les diagrammes de la webcam [Fig. 11 (a)] est relativement élevée et nous indique que les participants étaient en moyenne plus stressés pendant les sessions d'apprentissage et de stress que pendant les sessions de relaxation. Ces données physiologiques sont en concordance avec les réponses aux questionnaires qui renseignent l'expérience subjective qu'ont les participants face au stress. Typiquement, les valeurs relevées dans les questionnaires croient entre sessions de relaxation et sessions de stress, notamment pour les facteurs stressé, tendu, concentré et stimulé. Le facteur épuisé a été estimé plus faiblement en moyenne par les participants. L'expérience ne dure probablement pas assez longtemps pour que ces derniers puissent ressentir une fatigue physique et mentale.

TABLEAU 1
RESULTATS DES QUESTIONNAIRES RELATIFS AU STRESS

Variable	SR	SS
Stressé	-0.23 (0.4)	0.5 (0.3)
Tendu	-0.37 (0.36)	0.43 (0.36)
Epuisé	-0.5 (0.25)	-0.27 (0.33)
Concentré	0.1 (0.57)	0.83 (0.27)
Stimulé	0.16 (0.55)	0.57 (0.32)

Ces valeurs représentent la moyenne (écart type) pour chaque facteur sur chaque participant et sont mises à l'échelle entre -1 (pas du tout) et 1 (tout à fait).

L'inducteur n'a pas été conçu pour être éprouvant mais plutôt pour provoquer de courtes impulsions stressantes. Les vidéos présentées pendant les sessions de relaxation ont intéressé les participants, comme le confirment les facteurs stimulé et concentré, qui sont plus élevés que les autres facteurs dans ce cas. Nous avons choisi d'utiliser l'activité électrodermale comme référence car cette modalité traduit l'activité sympathique induite par le SNA. De même, la courbe représentant l'activité mentale des participants générée par notre application intègre un ensemble de paramètres cardiaques pour délivrer une réponse d'ordre sympathique.

Les clicks erronés ont été enregistrés pendant les expériences et devront être analysés dans des travaux futurs pour observer leurs impacts sur l'activité mentale des participants. Le nombre d'émotions reconnues peut être augmenté en intégrant plus de modalités à l'application. Les vidéos peuvent ainsi être analysées pour proposer un système de reconnaissance des émotions multimodal, intégrant par exemple une reconnaissance automatique des expressions faciales et de la prosodie en utilisant la webcam et son micro intégré.

La capacité à reconnaitre et comprendre les émotions humaines dans les thérapies basées sur la RV permet d'aider les thérapeutes à réguler le niveau et l'intensité des environnements virtuels qu'ils mettent à disposition des patients.

REFERENCES

[1] D. Kukolja, S. Popovic, B. Dropuljic, et al., "Real-time emotional state estimator for adaptive virtual reality stimulation," in *Proc. 5th Int. Conf. Foundations of Augmented Cognition. Neuroergonomics and Operational Neuroscience*, San Diego, CA, USA, Jul. 2009, pp. 175–184.

[2] A.A. Rizzo, J. Difede, B.O. Rothbaum, et al., "VR PTSD exposure therapy results with active duty OIF/OEF combatants," *Medicine meets Virtual Reality*, vol. 17, pp. 277–282, 2009.

[3] S. Jerritta, M. Murugappan, N. Nagarajan and K. Wan, "Physiological signals based human emotion Recognition: a review," in *IEEE 7th Int. Colloq. Signal Process. Appl.*, Arau, Malaysia, 2011, pp. 410–415.

[4] I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, et al., "Interacting with human physiology," *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 108, pp. 150–170, Oct. 2007.

[5] V. Vasu, C. Heneghan, T. Arumugam, and S. Sezer, "Signal processing methods for non-contact cardiac detection using Doppler radar," *in IEEE Workshop on Signal Process. Syst.*, San Francisco, CA, Oct. 2010, pp. 368–373.

[6] C. Gu, R. Li, C. Li, and S. B. Jiang, "Doppler radar respiration measurement for gated lung cancer radiotherapy," in *IEEE Topical Conf. Biomed. Wireless Technol. Netw. Sens. Syst.*, Phoenix, AZ, Jan. 2011, pp. 91–94.

[7] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard, "Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, pp. 7–11, Jan. 2011.

[8] Y. Sun, S. Hu, V. Azorin-Peris, et al., "Noncontact imaging photoplethysmography to effectively access pulse rate variability," *J. Biomed. Opt.*, vol. 18, 061205, Oct. 2012.

[9] A. Hoover, A. Singh, S. Fishel-Brown and E. Muth, "Real-time detection of workload changes using heart rate variability," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 7, pp. 333–341, 2012.

[10] B. M. Appelhans and L. J. Luecken, "Heart rate variability as an index of regulated emotional responding," *Review of General Psychology*, vol. 10, pp. 229–240, 2006.

[11] W.A. Tiller, R. McCraty and M. Atkinson, "Cardiac coherence: a new, noninvasive measure of autonomic nervous system order," *Altern. Ther. Health Med.*, vol. 2, pp. 52–65, 1996.

[12] K. Cosic, S. Popovic, D. Kukolja, et al., "Physiology-driven adaptive virtual reality stimulation for prevention and treatment of stress related disorders," *Cyberpsychol. Behav. Soc. Netw.*, vol. 13, pp. 73–78, 2010.

[13] R.B. Knapp, J. Kim, and E. André, "Physiological signals and their use in augmenting emotion recognition for Human-Machine Interaction," *in Emotion-Oriented Systems*, Springer-Verlag, pp. 133–159, 2011.

[14] J. Zhai and A. Barreto, "Stress recognition using non-invasive technology," in *Proc. 19th Int. Florida AI Res. Soc. Conf.*, pp. 395–401, Melbourne Beach, Florida, USA, 2006.

[15] A.H. Garde, B. Laursen, A.H. Jorgensen and B.R. Jensen, "Effects of mental and physical demands on heart rate variability during computer work," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 87, pp. 456–461, 2002.

[16] K. Hercegfi, "Heart rate variability monitoring during Human-Computer Interaction," Acta Polytechnica Hungarica, vol. 8, pp. 205–224, 2011.

[17] T. M. Mahmoud, "A new fast skin color detection technique," *World Academy Science Eng. Technol.*, vol. 19, pp. 498–502, 2008.

[18] F. Bousefsaf, C. Maaoui, A. Pruski, "Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, pp. 568–574, 2013.

[19] F. Bousefsaf, C. Maaoui, A. Pruski, "Remote assessment of the heart rate variability to detect mental stress," *7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*, Venice, Italy, May 2013, pp. 348–351.

[20] B. L. Horecker, "The absorption spectra of hemoglobin and its derivatives in visible and near infrared regions," *J. Biol. Chem.*, vol. 148, pp. 173–183, 1943.

[21] Task Force of the European Society of Cardiology, North American Society of Pacing and Electrophysiology, "Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," Circulation 93, pp. 1043–1065, 1996.

[22] E. Peper, R. Harvey, I-M. Lin, et al., "Is there more to blood volume pulse than heart rate variability, respiratory sinus arrhythmia, and cardiorespiratory synchrony?," *Biofeedback*, vol. 35, pp. 54–61, 2007.

[23] M. Nitzan, A. Babchenko, B. Khanokh and D. Landau, "The variability of the photoplethysmographic signal– a potential method for the evaluation of the autonomic nervous system," *Physiol. Meas.*, vol. 19, pp. 93–102, 1998.

Validation objective d'un modèle d'anxiété par le traitement du signal de pression sanguine volumique,

W. Handouzi, C. Maaoui, A. Pruski, A. Moussaoui

Validation objective d'un modèle d'anxiété par le traitement du signal de pression sanguine volumique.

Wahida HANDOUZI[a], Choubeila MAAOUI[a], Alain PRUSKI[a] et Abdelhak MOUSSAOUI[a]
[a]Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes (LCOMS),
Université de Lorraine, Metz, France
prenom.nom@univ-lorraine.fr

***Résumé*—Aujourd'hui, il est possible de détecter et de mesurer les différentes manifestations contenant la nature de l'émotion. Cette détection est imparfaite, du fait d'une part, de la complexité des données et d'autre part, de la variabilité entre les individus. Dans cet article, nous présentons une technique objective de validation d'un modèle d'anxiété. Ce modèle est obtenu par l'exposition des sujets phobiques sociaux à des environnements virtuels anxiogènes. Le but de cette étude est la reconnaissance de l'état d'anxiété par le biais d'un seul signal physiologique (Pression sanguine volumique). Les classifieurs supports vecteurs machine ont été utilisés pour la construction du modèle. Pour la validation, on a utilisé la dynamique des paramètres pertinents choisis. Le résultat obtenu est un modèle d'anxiété fiable pour une utilisation future dans le traitement de la phobie sociale par thérapie cognitivo-comportementale *in virtuo*.**

Mots clefs—Reconnaissance de l'anxiété, Signal de pression sanguine volumique (BVP), Exposition à la réalité virtuelle (ERV), selection des paramètres, séparateur à vaste marges (SVM), validation objective.

I. INTRODUCTION

Le handicap causé par l'anxiété sociale a attiré l'attention des scientifiques menant à l'élaboration de stratégies efficaces pour le réduire et/ou le traiter. L'efficacité de la thérapie cognitivo-comportementale (TCC) in virtuo pour le traitement de cette pathologie a été prouvée par plusieurs études [1][2]. Cette technique consiste à effectuer une reconstruction cognitive par l'exposition du patient à des situations anxiogènes et conduit les patients à une acceptation progressive.

Le contrôle de ces thérapies de manière progressive préserve l'intimité et la sécurité des patients. Il permet d'évaluer les progrès de la thérapie et de permettre au thérapeute d'être plus attentif au comportement du patient.

L'anxiété est un état physiologique et psychologique caractérisé par des composantes somatiques, émotionnelles, cognitives et comportementales. C'est une peur considérée comme une réaction normale à une situation stressante, mais devient pathologique quand il n'y a pas de véritable danger [3].

Le système nerveux autonome (SNA) est responsable de la détection de ce qui se passe dans le corps et la régulation des réponses involontaires, y compris celles du cœur et des muscles lisses (muscles qui contrôlent des choses telles que la constriction des vaisseaux de sang, les voies respiratoires et le tractus gastro-intestinal) [4].

Il y'a deux composantes du SNA, le parasympathique et le sympathique. La composante parasympathique est responsable du ralentissement de la fréquence cardiaque et la détente des muscles lisses. La composante sympathique du SNA est responsable de l'inverse, à savoir augmenter le rythme cardiaque et la constriction des vaisseaux sanguins qui provoquent entre autres effets une augmentation de la pression artérielle. La réponse sympathique est plus lente et plus durable que la réponse parasympathique et est associée avec la réaction flight or fight [4][5].

Dans ce papier notre défi est de vérifier l'état émotionnel des utilisateurs en utilisant une méthode utilisant des données objectives. Pour cela, nous étudierons une nouvelle approche d'évaluation basée sur la sélection des paramètres pertinents à partir du signal de pression sanguine volumique dont la dynamique lors d'une expérience stressante est connue.

Nous montrerons les différentes étapes de développement d'un système de reconnaissance de l'anxiété à court terme basé uniquement sur le signal de pression sanguine volumique (BVP). L'avantage de l'utilisation d'un seul capteur est la contribution à la réduction du temps requis pour le traitement des données et la minimisation de la gêne des sujets.

Dans les sections suivantes nous présenterons d'abord, des travaux antérieurs réalisés sur la reconnaissance des émotions en utilisant des signaux physiologiques. Deuxièmement, la méthodologie suivie pour le développement du système de reconnaissance et les étapes les plus importantes misent en œuvre pour le traitement des données seront décrites. Troisièmement, les résultats obtenus seront montrés. Enfin, nous discuterons des limites et futures applications de l'approche proposée.

II. REVUE DE LA LITTERATURE

Presque toutes les méthodes de reconnaissance des émotions sont fondées sur des méthodologies basées sur des techniques de classification. Elles combinent aussi les informations tirées de plusieurs signaux physiologiques pour renforcer le taux de reconnaissance.

En 2005, un nouveau système a été conçu pour détecter le stress lors de la conduite réelle en voiture par l'utilisation des capteurs physiologiques suivants : électromyographie, l'électrocardiogramme, l'activité électrodermale, la respiration et de la vidéo. Le résultat de l'étude statistique et de l'analyse

spectrale était de 97% de précision. Ce résultat était validé par des questionnaires [6].

Dans une autre étude Kim a utilisé de la music pour stimuler les sujets. Il a mesuré quatre signaux physiologiques (L'électromyographie, l'électrocardiogramme, la conductance de la peau et la respiration) pour différencier entre l'arousal et la valence. Le résultat a été une précision de 95%. L'auto-évaluation des sujets a permis la validation des résultats [7].

En 2010, Maaoui a utilisé le système international de l'image affective (IAPS) pour induire différents niveaux d'appréhension. Le résultat de l'analyse statistique sur la température, la pression sanguine volumique, l'électromyographie, la conductance de la peau et enfin la respiration était de 84,3% en utilisant SAM (Self assessment mannequin, les mannequins d'auto-évaluation) [8].

L'analyse de quatre signaux physiologiques (température de la peau (SKT), photopléthysmographie (PPG), l'activité électrodermale (AED) et un électrocardiogramme (ECG) pour reconnaître sept états émotionnels (joie, tristesse, colère, peur, dégoût, surprise et le stress) a été de 70% en utilisant SAM (les mannequins d'auto-évaluation) pour la validation. La méthode de stimulation utilisée est l'exposition a des extraits audio-visuels capturés dans des films, des documentaires et des émissions de télévision [9].

Les approches mentionnées ont atteint des taux de reconnaissance acceptables, cependant, ils sont fortement dépendants des stimuli, des utilisateurs, des capteurs utilisés et de l'expérimentation.

III. METHODOLOGIE

A. *Sélection des sujets*

Sept patients souffrant de troubles d'anxiété sociale ont été sélectionnés par un psychothérapeute en fonction du diagnostic et des résultats aux différents questionnaires proposés : Echelle d'anxiété sociale de Liebowitz (LSAS) [10], questionnaires des peurs...etc.

B. *L'éllicitation de l'anxiété*

Pour obtenir une bonne reconnaissance de l'anxiété à partir du signal BVP, nous devons acquérir un signal qui reflète au mieux l'influence de l'état émotionnel. Dans la littérature, il existe plusieurs techniques pour induire une émotion. Comme l'utilisation des images, du son, de l'imagination [11]. Seulement l'exposition *in vivo* peut englober tous ces aspects, mais peut aussi avoir des inconvénients pour les patients, c'est pourquoi nous avons décidé d'utiliser l'exposition *in virtuo*.

Pour cela, nous avons développé six environnements virtuels anxiogènes inspirés de l'échelle d'anxiété sociale de Liebowitz (LSAS) : appeler en public, entrer dans une pièce où des gens sont déjà assis, être le centre d'attention, parler à une personne qui détient une autorité, aller à une soirée, parler à une personne inconnue (Fig. 1).



Fig. 1. Les 6 environnements phobogènes développés : (a) Téléphoner en public, (b) Entrer dans une salle où des personnes sont déjà assis, (c) Etre le centre d'attention, (d) Parler à une personne inconnue, (e) Aller à une soirée, (f) Parler à une personne qui détient de l'autorité.

On a opté pour des scènes de type statique, c'est-à-dire sans interaction directe avec les sujets.

Pour l'immersion, nous avons utilisé le matériel suivants: un écran 24" et une souris pour la navigation.

C. *Le protocol d'acquisition*

Pour l'acquisition du signal BVP, nous avons utilisé l'encodeur Procomp Infiniti. Il s'agit d'un dispositif multimodal à huit (8) canaux. Il est utilisé pour l'acquisition des données physiologiques en temps réel [12].

Le capteur BVP se place sur le côté palmaire du doigt à l'aide de la sangle élastique (incluse avec le capteur) ou d'un bout de ruban adhésif. À chaque battement de cœur le volume sanguin de la peau augmente.



Fig. 2. L'encodeur Procomp infinity et le capteur du signal de pression sanguine volumique.

L'oxyhémoglobine qui est la composante principale dans le sang (90%), absorbe plus de lumière infrarouge. Donc, la lumière réfléchie diminue et si le volume sanguin diminue, alors la lumière infrarouge réfléchie augmente. La lumière réfléchie varie en fonction du volume sanguin de la peau. Le détecteur photoélectrique mesure les petites variations de l'intensité de la lumière associée aux changements du volume sanguin de la peau. Le signal BVP est une mesure relative qui n'a pas d'unité standard [13].

Durant l'expérimentation les sujets sont invités a s'asseoir sur une chaise devant un écran. Le capteur BVP est placé sur la main gauche. Les instructions sont d'utiliser la main droite pour naviguer dans l'environnement. La figure suivante illustre le matériel utilisé et l'environnement de travail, notons que la lumière artificielle est éteinte pendant l'expérience.

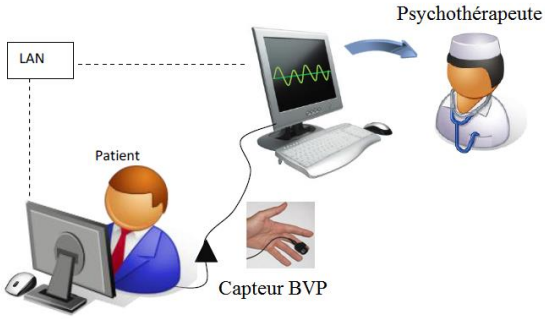


Fig. 3. L'environnement expérimental et le matériel utilisé.

Le protocole clinique associé ainsi que de l'expérience ont été réalisés en collaboration avec une clinique de psychiatrie spécialisée dans les TCC en Algérie.

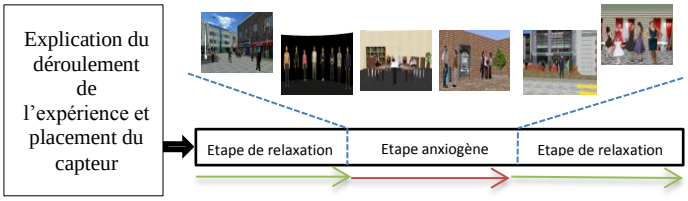


Fig. 4. L'illustration du protocole de l'expérience d'exposition.

D. *Procédure*

Il est nécessaire de traiter le signal BVP d'une manière à garder les informations utiles et d'assurer une interprétation valide et fiable des données. Les détails du traitement du signal et des paramètres sélectionnés sont expliqués en détail ci-dessous.

1) *Etape de prétraitement*

Le signal BVP a été acquis à l'aide du Procomp Infiniti. Le taux d'échantillonnage est de 256 échantillons/seconde. Dans un effort de simplification des calculs, nous avons réalisé un sous-échantillonnage du signal à 128 échantillons/seconde, puis nous avons appliqué un filtre passe-bas du 3ème ordre avec une fréquence de coupure égale à 2 Hz.

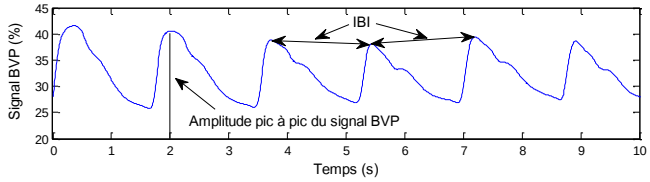


Fig. 5. Example du signal BVP.

Après cela, nous avons normalisé le signal en utilisant l'équation 1, qui normalise le signal entre un intervalle [a, b] dans notre cas, nous avons choisi l'intervalle [0, 10].

$$Signal = \frac{(signal - min_signal) .* (b-a)}{max_signal - min_signal} + a \qquad (1)$$

2) *Sélection des paramètres*

L'étape la plus importante dans ce document est la sélection des caractéristiques pour la reconnaissance de l'anxiété.

Plusieurs paramètres peuvent être calculés à partir du signal BVP dans divers domaines d'analyse : temporelle, fréquentielle et géométrique. Certains d'entre eux peuvent varier en fonction de l'état émotionnel.

Tableau I. CERTAINS PARAMETRES PERTINENTS EXTRAITS DU SIGNAL BVP.

Paramètres	**Interpretations**
Moyenne temporelle	$\mu_x = \frac{1}{T}\sum_{t=1}^{T} X(t) = \overline{X}(t)$ Fournit des informations sur l'activation du système sympathique [4][6][8].
L'écart type	$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{T}\sum_{t=1}^{T}(X(t) - \mu_x)^2}$ [6][8]
Première dérivée	$\delta_x = \frac{1}{T-1}\sum_{t=1}^{T-1}\lvert X(t+1) - X(t)\rvert$ [6][8]
Première dérivée normalisée	$\overline{\delta_x} = \frac{1}{T-1}\sum_{t=1}^{T-1}\lvert \overline{X}(t+1) - \overline{X}(t)\rvert$ [6][8].
Deuxième dérivée	$\gamma_x = \frac{1}{T-2}\sum_{t=1}^{T-2}\lvert X(t+2) - X(t)\rvert$ [6][8].
Deuxième dérivée normalisée	$\overline{\gamma_x} = \frac{1}{T-2}\sum_{t=1}^{T-2}\lvert \overline{X}(t+2) - \overline{X}(t)\rvert$ [6][8].
L'intervalle de temps entre deux battements (Interbeat interval IBI)	IBI(i) = (max (i+1)-max(i)), (i=1:n) Reflète la variabilité cardiaque, cette variabilité diminue au cours du stress [14][15].
Variation d'amplitude crête-à-crête du BVP (VAB)	Variation d'amplitude crête-à-crête du BVP = (Max(i) – Min(i)) Fournit des informations sur l'activation du système sympathique. Si l'amplitude diminue, cela signifie que le corps est dans un état d'alerte où le système sympathique s'active [5][14].
Densité spectrale de puissance très basses fréquences (TBF)	TBF du RC [0.03 Hz, 0.04 Hz] ; Ils sont censés refléter en particulier l'activité du système nerveux sympathique [4][15].
Densité spectrale de puissance des basses fréquences (BF, Ondes de Mayer)	BF du RC [0.05 Hz, 0.15 Hz] Les variations des basses fréquences ne sont pas influencées par l'arythmie sinusale respiratoire (ASR) et peuvent révéler l'activité de la fonction baroréflexe (sympathique et parasympathique) [4][16].
Densité spectrale de puissance des hautes fréquences (HF, Ondes de Traube-Hering)	HF du RC [0.15 Hz, 0.4 Hz]; Les hautes fréquences reflètent l'arythmie sinusale respiratoire (ASR) et l'activité du système parasympathique [17].

Parmi ces paramètres nous prendrons ceux qui vérifient les conditions suivantes :

- Respectent la contrainte de 4 secondes pour la reconnaissance à court terme.
- Pertinent pour la reconnaissance de l'anxiété.
- Leur dynamique reflétant l'influence d'une situation de stress.
- La réduction du temps nécessaire au traitement.

3) *Classification et validation*

Après l'extraction des paramètres décrite dans le paragraphe précédent, nous avons utilisé un classifieur statistique SVM pour faire la correspondance entre les paramètres calculés et l'émotion correspondante.

Les SVM constituent la forme la plus connue parmi les méthodes à noyaux, inspirées de la théorie statistique de l'apprentissage de Vladimir Vapnik [18]. Cette méthode présente les avantages suivants

- Un faible nombre de paramètres à définir
- Un nombre d'échantillons faible est suffisant pour soutenir la détermination des vecteurs permettant la discrimination entre les classes
- Traitement des problèmes linéaires ou non linéaires selon la fonction de noyau.

La détection et la mesurer des différentes manifestations émotionnelles est imparfaite, du fait d'une part, de la complexité des données et d'autre part, de la variabilité entre les individus. C'est pour cela que l'étape de validation est importante. La plupart du temps, elle se fait de manière subjective (Questionnaires, auto évaluation…etc.).

Dans notre cas, nous allons utiliser la dynamique des paramètres choisis pour filtrer la base de données et obtenir un modèle fiable. Le processus de reconnaissance de l'anxiété est décrit ci-dessous.

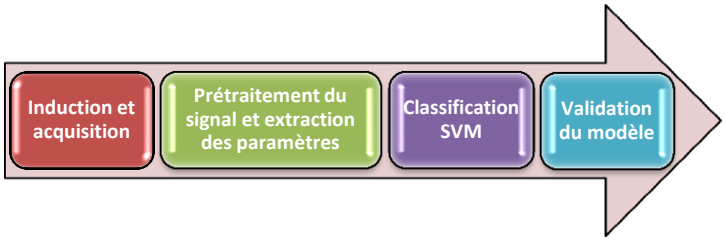


Fig. 6. Le processus de reconnaissance.

IV. RESULTATS ET DISCUSSIONS

Pour la construction du modèle, nous avons pris les vingt dernières secondes de la phase de relaxation pour la classe neutre. Pour la classe de l'anxiété, nous avons pris aussi 20 secondes de signal de la phase anxiogène.

Ensuite nous avons calculé sur 4 secondes les trois paramètres cités ci-dessous. Nous avons supposé qu'ils sont importants pour reconnaître l'anxiété et sensibles de nous aider à filtrer la base de données en utilisant leurs interprétations et dynamiques (Tableau I) en évitant la redondance de l'information:

- Paramètre 1: Moyenne flottante de l'IBI (MIBI), reflète la variabilité cardiaque, cette variabilité diminue au cours du stress.
- Paramètre 2: Moyenne flottante de variation de l'amplitude crête-à-crête du BVP (MVAB). Fournit des informations sur l'activation du système sympathique. Si l'amplitude diminue, cela signifie que le corps est dans un état d'alerte où le système sympathique s'active.
- Paramètre 3: L'estimation de PSD de [0,15 Hz, 0,4 Hz]. Nous avons pris juste [0,25 Hz, 0,4 Hz] vu qu'on utilise une fenêtre de 4 secondes, ce qui n'est pas suffisant pour prendre toute la bande des hautes fréquences. Les hautes fréquences reflètent l'arythmie sinusale respiratoire (ASR) et l'activité du système parasympathique.

Ensuite, nous formons deux bases indépendantes, base d'apprentissage (composée de 4 sujets) et base de test (3 autres sujets).

Nous atteignons un taux global de 76% pour les deux états. La matrice de confusion de ces données montre que nous avons beaucoup plus de confusion dans l'état neutre que dans l'état d'anxiété.

Tableau II. MATRICE DE CONFUSION.

Tous les sujets	Neutre	Anxiété
Neutre	85.71%	14.29%
Anxiété	5.72%	94.28%

Ceci nous amène à poser une question: Est-ce que les sujets sont vraiment calmes dans l'étape de relaxation et anxieux dans l'étape anxiogène?

Pour répondre à cette question, nous avons vérifié la dynamique des paramètres pour chaque classe du modèle en suivant les étapes suivantes.

Cette vérification est effectuée par les mêmes étapes suivies lors du calcul d'une matrice de confusion. Nous formons deux ensembles: classe neutre et classe anxiété. Chaque ensemble est testé dans la base globale (classe neutre + classe d'anxiété). Les échantillons mal classés d'un ensemble sont retirés ou placés dans l'autre ensemble, après avoir vérifié son appartenance dans un intervalle donné. Cet intervalle est déterminé par le calcul des valeurs maximale et minimale de chaque paramètre de chaque classe.

Le résultat de cette technique est basé sur le classifieur et également sur l'évolution des paramètres. À savoir que lorsqu'un échantillon est mal classé, nous regardons l'évolution des trois paramètres, et nous décidons de lui changer de classe ou tout simplement de le retirer de l'ensemble et de mettre un autre échantillon du signal.

La matrice de confusion de la nouvelle base montre que nous n'avons pas de confusion entre l'état neutre et l'état anxieux. Nous concluons que nous sommes dans la possibilité de valider le modèle et le rendre plus fiable pour de futures applications.

Tableau III. NOUVELLE MATRICE DE CONFUSION.

Tous les sujets	Neutre	Anxiété
Neutre	100%	0%
Anxiété	0%	100%

Dans cette étude, nous avons été en mesure d'obtenir 76% de taux de reconnaissance de l'anxiété pour des bases de données indépendantes (neutre et anxiété). Ce résultat est obtenu en utilisant un seul signal physiologique « Pressions sanguine volumique, BVP ». Nous avons pu évaluer le modèle

obtenu et améliorer les données en utilisant une nouvelle technique basée sur la dynamique de paramètres pertinents (Moyenne flottante de l'IBI (MIBI), Moyenne flottante de variation de l'amplitude crête-à-crête du BVP (MVAB), L'estimation de PSD de [0,25 Hz, 0,4 Hz]).

Ces paramètres sont faciles à calculer (l'objectif était de prendre le nombre minimum de paramètres et avoir le maximum de précision), et respectent la contrainte de la reconnaissance à court terme (4s).

La performance réalisée en termes de précision de la classification est encourageant par rapport aux autres résultats obtenus dans les approches rapportées ci-dessous (tableau IV).

Même s'il est difficile de comparer entre ces travaux suite à la différence des ensembles de données, contenant différents types de signaux physiologiques et impliquant des classes émotionnelles différentes. Une comparaison directe n'est pas possible. D'autre part, en raison du fait que les émotions peuvent varier d'une personne à l'autre suite aux situations et aux stimuli utilisés.

Tableau IV. LA PERFORMANCE DE CERTAINS TRVAUX SUR LA RECONNAISSANCE DES EMOTIONS.

Auteurs	Stimuli	Evaluation	Capteurs	Emotions	Taux
Healey, Picard et al (2005) [6]	Repos, conduire en ville, en autoroute+ vidéo	Auto-évaluation des sujets	4 signaux physiologiques et Vidéo	3 niveaux de stress	97%
Kim et al (2008) [7]	Music	Auto-évaluation des sujets	4 signaux physiologiques	Différentes combinaisons de l'arousal et de valence.	95%
Christos D. Katis et al (2010) [5]	Système des images affectives internationales (IAPS)	Auto-évaluation des sujets	4 signaux physiologiques	Niveaux d'appréhension	84.3 %
Ce papier	Exposition à la réalité virtuelle	Dynamiques des paramètres choisis	Un seul signal physiologique	Neutre et l'anxiété	76%

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans cet article, nous avons abordé toutes les étapes essentielles pour le développement d'un système automatique de reconnaissance de l'anxiété à l'aide d'un seul signal physiologique « Pression sanguine volumique » pour réduire l'inconfort causé par le port de plusieurs capteurs physiologiques. Nous avons atteint 76 % de précision pour des sujets souffrant de troubles d'anxiété sociale. Le modèle d'anxiété est obtenu par le biais d'une expérience d'éllicitation d'émotion basée sur l'exposition à la réalité virtuelle (ERV). Les caractéristiques ont été choisies selon leur pertinence et leur facilité de calcul et essentiellement leur dynamique en situation de stress pour la validation objective des données et de ce fait rendre le modèle plus fiable.

Enfin, nous avons développé une approche fondée sur l'utilisation de la réalité virtuelle et sur un modèle fiable qui pourrait être un complément pour le diagnostic et le traitement de la phobie sociale par thérapie cognitivo-comportementale.

RÉFERENCES

[1] H. Grillon, F. Riquier, B. Herbelin, and D. Thalmann, "Virtual Reality as Therapeutic Tool in the Confines of Social Anxiety Disorder Treatment," *Int. J. Disabil. Hum. Dev.*, vol. 5, no. 3, pp. 243–250, 2006.

[2] M. M. North, S. M. North, and J. R. Coble, "Virtual Reality Therapy : An effective Treatment for the Fear of Public Speaking," *Int. J. VIRTUAL Real.*, vol. 3, no. 2, pp. 1–7, 1998.

[3] A. P. Association, *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders DSM-V- Five Edition*, American Psychiatric Publishing., vol. 5. American Psychiatric Association, 2013.

[4] P. Petta, C. Pelachaud, and R. Cowie, *Emotion-Oriented Systems*, Springer Heidelberg Dordrecht London New York. 2011.

[5] C. D. Katsis, N. S. Katertsidis, and D. I. Fotiadis, "An integrated system based on physiological signals for the assessment of affective states in patients with anxiety disorders," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 6, no. 3, pp. 261–268, juillet 2011.

[6] J. A. Healey and R. W. Picard, "Detecting Stress During Real-World Driving Tasks using Physiological Sensors," *IEEE Trans. Intell. Transp. Syst.*, vol. 6, no. 2, pp. 156–166, Jun. 2005.

[7] J. Kim and E. Andre, "Emotion recognition based on physiological changes in music listening," *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 30, no. 12, pp. 2067–2083, 2008.

[8] C. Maaoui and A. Pruski, "Emotion Recognition through Physiological Signals for Human-Machine Communication," in *Cutting Edge Robotics 2010*, Vedran Kordic, 2010, pp. 317–332.

[9] Byoung-Jun Park, Eun-Hye Jang, Myung-Ae Chung, and Sang-Hyeob Kim, "Design of prototype-based emotion recognizer using physiological signals," *ETRI J.*, vol. 35, no. 5, pp. 869–879, Oct. 2013.

[10] R. G. Heimberg, K. J. Horner, H. R. Juster, S. A. Safren, E. J. Brown, F. R. Schneier, and M. R. Liebowitz, "Psychometric properties of the Liebowitz Social Anxiety Scale," *Psychol. Med.*, vol. 29, no. 1, pp. 199–212, Jan. 1999.

[11] J. A. Coan and J. B, *Handbook of emotion elicitation and assessment*, vol. viii. New York, NY, US: Oxford University Press, 2007.

[12] Thought Technology Ltd, "ProComp Infiniti Hardware Manual," Canada, Manual, 2011 2003.

[13] F. Abdat, "Reconnaissance automatique des émotions par données multimodales : expressions faciales et signaux physiologiques," Université de Metz, France, 2010.

[14] E. Peper, R. Harvey, I.-M. Lin, H. Tylova, and D. Moss, "Is there more to blood volume pulse than heart rate variability respiratory sinus arrhythmia, and cardiorespiratory synchrony?," *Biofeedback*, vol. 35, no. 2, pp. 54–61, 2007.

[15] L. IzsÓ and E. Láng, "Heart period variability as mental effort monitor in Human Computer Interaction," *Behav. Inf. Technol.*, vol. 19, no. 4, pp. 297–306, 2000.

[16] K. H. Kim, S. W. Bang, and S. R. Kim, "Emotion recognition system using short-term monitoring of physiological signals," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 42, no. 3, pp. 419–427, May 2004.

[17] M. Brennan, M. Palaniswami, and P. Kamen, "Poincaré plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators," *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 283, no. 5, pp. H1873–1886, Nov. 2002.

[18] V. N. Vapnik, "An overview of statistical learning theory," *IEEE Trans. Neural Netw.*, vol. 10, no. 5, pp. 988–999, 1999.

BCI exploitant les SSVEP : étude de la stabilité du classifieur dans le temps et des effets de l'apprentissage humain sur les performances de classification.,

A. Duprès, F. Cabestaing, J. Rouillard

BCI exploitant les SSVEP : étude de la stabilité du classifieur dans le temps et des effets de l'apprentissage humain sur les performances de classification

Alban Duprès
Université de Lille1
alban.dupres@univ-lille1.fr

François Cabestaing
Université de Lille1
francois.cabestaing@univ-lille1.fr

José Rouillard
Université de Lille1
jose.rouillard@univ-lille1.fr

***Résumé*—Les interfaces cerveau-ordinateur (ou BCI pour Brain-Computer Interfaces) exploitant les potentiels évoqués visuels stables (ou SSVEP pour Steady-State Visual Evoked Potentials) permettent le contrôle d'une application par l'intermédiaire de stimuli visuels clignotant à différentes fréquences. Cette modalité d'interaction pourrait permettre à des personnes souffrant d'un handicap moteur sévère d'améliorer leur qualité de vie en regagnant une autonomie partielle. D'après les travaux relatés dans la littérature, chaque session d'utilisation d'une BCI-SSVEP intègre une phase de calibrage visant notamment à régler les paramètres d'un classifieur. Notre objectif est d'évaluer si les mêmes paramètres peuvent être utilisés pendant plusieurs sessions, ce qui éviterait d'introduire systématiquement une phase de calibrage, très contraignante pour l'utilisateur. Pour ce faire, nous analysons la stabilité dans le temps des résultats de classification. D'autre part, les données acquises sont mises à profit pour étudier dans une seconde étude les effets de l'apprentissage humain sur les performances de l'interface et de confirmer ou non l'état de l'art à ce sujet. D'après la littérature, les BCI-SSVEP fonctionnent correctement dès la première utilisation et leurs performances ne s'améliorent pas avec l'expérience de l'utilisateur.**

***Mots clés*—Interface cerveau-ordinateur (SSVEP) ; apprentissage ; évaluation ; classifieur.**

I. Introduction

Une BCI est un système permettant une communication directe entre une machine (bras robotisé, fauteuil roulant) ou un ordinateur et le cerveau d'un utilisateur, sans passer par l'intermédiaire des nerfs ou muscles périphériques. Ce type d'interface peut s'avérer utile pour des patients handicapés par une maladie dégénérative (myopathie de Duchenne, sclérose latérale amyotrophique) ou une lésion haute de la moelle épinière, en leur permettant de retrouver une autonomie partielle et d'améliorer leur qualité de vie.

D'autres technologies éprouvées ont précédé les BCI dans ce domaine : suivi du regard [1] ou de la tête [2], interface exploitant l'électromyographie [3] ou l'électro-oculographie [4], boule de commande (ou trackball) [5], joystick, contacteurs, système de reconnaissance de voix [6]. Les travaux relatés dans la littérature semblent indiquer que ces techniques permettent pour l'instant un contrôle plus fiable et plus rapide que l'approche BCI [7], [8].

Il serait logique de privilégier ces techniques dans le cadre de la palliation du handicap au détriment des BCI. Néanmoins, les techniques précédemment mentionnées présentent chez des patients très lourdement handicapés un certain nombre de limites auxquelles les BCI ne sont pas confrontées. La principale réside dans la nécessité de disposer d'une activité musculaire résiduelle, même minimale. Or certaines personnes souffrant d'un syndrome d'enfermement (ou LIS pour Locked-In-Syndrom) sont incapables d'interagir avec un ordinateur ou une machine par le biais de ces techniques. De plus, même pour certains patients capables d'utiliser des dispositifs usuels d'assistance, une BCI peut présenter des avantages dans certaines applications. Par exemple, le pilotage d'un fauteuil roulant est plus intuitif et mieux adapté avec une BCI exploitant l'imagination motrice [9], qu'avec un système de suivi du regard.

Pour des personnes totalement paralysées, mais dont les capacités cognitives sont intactes, les BCI sont le seul moyen de communication avec leur environnement. C'est pourquoi elles ont leur place dans le cadre de l'assistance du handicap moteur sévère et ne doivent pas être négligées lors de la prise en charge de patients lourdement handicapés.

Une interface cerveau-ordinateur intègre six étapes fonctionnelles (voir figure 1) :

1) *mesure de l'activité cérébrale*. Des systèmes d'acquisition, plus ou moins invasifs, sont disponibles : électroencéphalographie (EEG), électrocorticographie [10], interface neuronale directe [11], magnéto-encéphalographie. Pour notre étude, nous utilisons l'électroencéphalographie de surface, où les signaux cérébraux sont enregistrés par des électrodes placées sur le scalp.
2) *pré-traitement des signaux*. Cette étape vise à éliminer le bruit contenu dans les signaux, lequel peut provenir du réseau électrique ($50\ Hz$), de l'activité musculaire ou oculaire et de l'activité cérébrale de fond (rythme α) dont la fréquence couvre celle des indices électrophysiologiques. Cette étape est indispensable pour mettre en évidence les motifs électrophysiologiques

liés à une tâche mentale particulière.

3) *extraction de caractéristiques*, qui consiste à transformer les signaux filtrés en vecteurs de caractéristiques. Ces derniers contiennent des valeurs pertinentes pour la classification des signaux. Par exemple, on peut définir la puissance du signal pour une fréquence particulière comme valeur caractéristique.
4) *classification*, qui détermine la classe à laquelle appartient l'état mental mesuré au travers du signal en fonction des valeurs du vecteur de caractéristiques. L'étape de classification peut s'effectuer en temps-réel pour une application mais également hors-ligne pour tester les performances de différents classifieurs.
5) *commande de l'ordinateur*, qui s'effectue lorsque le système a identifié grâce à l'étape de classification la tâche mentale réalisée par le sujet, comme par exemple imaginer un mouvement des pieds. Chaque tâche mentale est associée à une commande spécifique.
6) *retour perceptif (ou feedback)*, qui permet enfin à l'utilisateur de savoir comment le système a interprété son état mental.

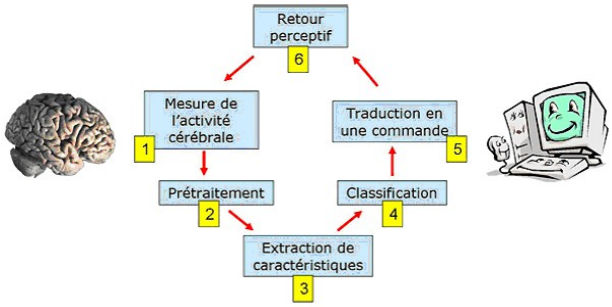


FIGURE 1: Les six étapes impliquées dans le fonctionnement d'une BCI (source [12]).

On parle d'interface asynchrone lorsque les motifs électrophysiologiques sont générés par l'utilisateur lui-même ou synchrone lorsqu'ils sont provoqués par une stimulation externe. Les BCI asynchrones fonctionnent selon deux modes : l'imagination motrice (ou IM) et les potentiels corticaux lents (ou SCP pour Slow Cortical Potentials). Les BCI synchrones exploitent deux types de motifs cérébraux : les potentiels évoqués stables (SSVEP) et transitoires (P300). [13] présente une description détaillée des BCI et de leurs différents paradigmes. Dans la suite de notre étude nous nous focaliserons sur les BCI basées sur les SSVEP.

Le SSVEP est un signal qui apparaît au niveau du cortex occipital en réponse à une stimulation visuelle répétitive. Le lobe occipital est le centre d'intégration de l'information visuelle. Ce type de signal a comme propriété d'osciller à la même fréquence que celle de la stimulation, de telle sorte que l'on peut identifier le stimulus que l'utilisateur a observé et ainsi déclencher la commande associée.

L'utilisation d'une BCI-SSVEP nécessite une première phase dite de calibrage pour ajuster le classifieur aux spécificités de chaque utilisateur. La phase de calibrage requiert une concentration importante de la part de l'utilisateur afin d'obtenir un classifieur robuste et de maximiser les performances du système. De plus, cette phase de calibrage est renouvelée à chaque utilisation. Cela a pour conséquence une fatigue supplémentaire, un ennui et une perte de temps pour l'utilisateur. A notre connaissance aucun article ne semble avoir abordé ce problème de redondance de la phase de calibrage. C'est pourquoi nous allons étudier la stabilité du classifieur dans le temps. L'objectif de la première partie de l'article est d'évaluer si les coefficients d'un classifieur spécifiquement appris pour une personne peuvent être réutilisés par cette même personne plusieurs jours après leur calcul, en vue de réduire le nombre de phases de calibrage et ainsi de limiter les inconvénients liés à cette étape.

D'autre part, d'après la littérature, les BCI de type SSVEP fonctionnent correctement dès la première utilisation [14], [15]. Aucune amélioration des performances ne semble être observée avec l'expérience de l'utilisateur, contrairement à d'autres paradigmes tels l'imagination motrice [16] (IM) ou les potentiels corticaux lents [17] (ou SCP pour Slow Cortical Potentials) pour lesquels plusieurs semaines voire plusieurs mois sont nécessaires pour contrôler de manière fiable une application. C'est pourquoi, profitant des données recueillies pour répondre à la première problématique, nous étudierons les effets de l'apprentissage humain sur les performances d'une BCI-SSVEP afin de confirmer ou non l'état de l'art.

Enfin, nous cherchons à évaluer, sur des données recueillies sur des personnes valides, si les BCI-SSVEP peuvent être pertinentes pour la palliation du handicap. L'objectif est de tester si le SSVEP pourrait concurrencer les autres paradigmes de BCI, sachant que l'utilité, dans le cadre de l'assistance aux personnes handicapées, de l'IM comme du P300 a déjà été démontrée dans [18] et [19].

II. Acquisition des données et protocole experimental

L'expérience a été réalisée par seize sujets sains (12 hommes et 4 femmes) âgés de 20 à 52 ans. Le consentement éclairé des sujets a été recueilli oralement. De plus, ils ont été informé au préalable du contenu de l'expérience et de la possibilité d'arrêter la session à tout moment. Deux participants (sujets 9 et 12) avaient déjà utilisé une interface cerveau-ordinateur de type SSVEP avant cette expérience. Sept sujets ont une vision normale et les neuf autres possèdent un dispositif de correction de la vue. Les participants sont installés confortablement dans un fauteuil pour qu'ils soient le plus relâché possible et pour limiter les artefacts musculaires. Il leur a également été demandé d'éviter de cligner des yeux pendant l'expérience pour ne pas enregistrer d'artefacts oculaires. On fixe la distance personne/écran à 70 cm et la luminosité de la pièce est diminuée pour amplifier le signal SSVEP. En effet, nos premières tentatives en plein jour n'ont pas permis de générer un SSVEP suffisamment ample pour contrôler le système de manière fiable.

On installe sur la tête de chaque sujet un bonnet à électrodes (GAMMAcap, g.tec), de telle sorte que les électrodes Ag/AgCl soient positionnées selon le système international $10/20$ [20]. Quatre canaux monopolaires sont enregistrés au niveau du lobe occipital : O_z, O_1, O_2 et PO_z, avec comme référence une électrode placée sur le lobe de l'oreille droite et comme masse une électrode frontale. Un gel est appliqué entre la peau et les électrodes pour augmenter la conduction du signal électrique. Les signaux sont amplifiés, filtrés entre 0.1 et 100 Hz — le 50 Hz étant éliminé pour supprimer les artefacts liés au réseau électrique — puis échantillonnés à la fréquence Fe, avec $Fe = 512$ Hz.

Le système d'enregistrement est composé d'un amplificateur de signaux physiologiques 16 canaux (g.USBamp, g.tec) et d'un ordinateur portable Dell utilisant le système d'exploitation Windows XP. Un écran différent de celui de l'ordinateur d'acquisition est utilisé pour afficher les stimuli. L'ensemble des interfaces graphiques présentées dans cet article sont gérées par le logiciel OpenViBE [1], qui permet également de contrôler en temps réel l'acquisition du signal, le traitement du signal et l'envoi de commandes pour le contrôle de l'application. La figure 2 présente la salle d'expérimentation et l'installation du matériel nécessaire à la mise en place d'une BCI, utilisés lors de nos expériences.

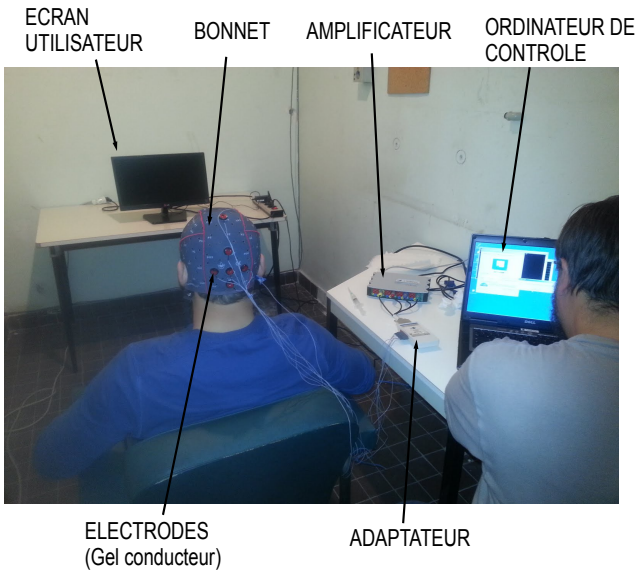


FIGURE 2: Mise en place d'une BCI.

Chaque sujet a réalisé trois sessions sur dix jours, de telle sorte que la seconde et la troisième session soient menées respectivement deux et dix jours après la première, comme le montre le tableau I. La première session est constituée d'une phase de calibrage suivie d'une phase, dite en ligne, durant laquelle le sujet contrôle une application ludique. Les sessions 2 et 3 sont composées de trois phases : une première phase en ligne utilisant le classifieur calculé lors de la première session puis une phase de calibrage suivi d'une seconde phase en ligne avec le classifieur nouvellement appris. La durée de chaque session varie de 30 à 45 minutes en fonction du temps nécessaire à l'utilisateur pour finir l'application.

1. openvibe.inria.fr

Session 1 ($Jour$ 0)	Session 2 ($Jour$ 2)	Session 3 ($Jour$ 10)
C_1 A_1	$A_1^{'}$ C_2 A_2	$A_1^{''}$ C_3 A_3

Tableau I: Contenu de chaque session. Les Lettres C et A signifient respectivement calibrage et Application. $A_1^{'}$ et $A_1^{''}$ correspondent respectivement à l'application en ligne réalisée lors des sessions 2 et 3 avec le classifieur calculé lors de la première session.

La phase de calibrage permet de calculer les coefficients du classifieur utilisés lors de l'interaction, en temps-réel, avec l'application (phase en ligne). Les données enregistrées pendant cette phase sont également utilisées pour évaluer les performances hors-ligne du classifieur. On parle de performances hors-ligne lorsque le classifieur est testé sur des données pré-enregistrées et non pas sur des données acquises en temps-réel. Pour l'étape de calibrage quatre cibles sont présentées à l'écran. Trois d'entre elles clignotent à une fréquence constante tandis que la dernière cible reste figée, comme le montre la figure 3. Les fréquences de stimulation des cibles sont 6, 10 et 15 Hz. Ces fréquences ont été sélectionnées de telle sorte que chacune d'entre elles soit un sous-multiple de 60 Hz, ce qui correspond à la fréquence de rafraîchissement de l'écran. Les cibles sont de couleur blanche sur fond noir afin d'accroître le contraste. Ceci permet de stimuler davantage la rétine de l'utilisateur et donc d'augmenter l'amplitude du SSVEP. On demande aux participants de focaliser leur attention visuelle sur les cibles indiquées par une flèche jaune. Chaque essai dure 7 secondes et un temps de repos de 4 secondes est observé entre chaque essai. Un total de 32 essais (huit par cible) est réalisé par chaque sujet.

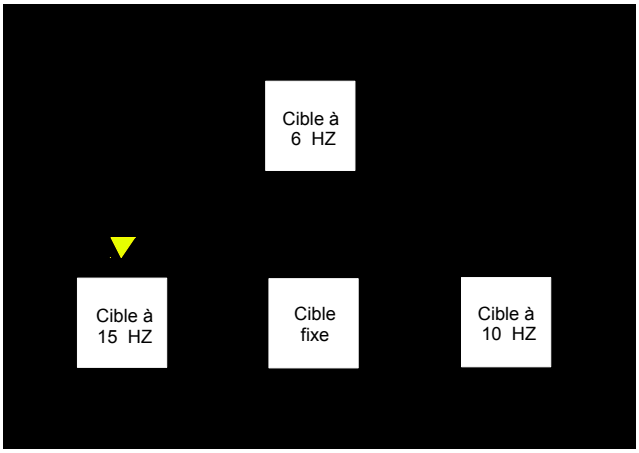


FIGURE 3: Phase de calibrage.

La phase en ligne permet de contrôler une application ludique, proposée dans le logiciel OpenViBE. L'objectif de l'application est d'atteindre des cibles grâce à un "vaisseau spatial". Les cibles sont représentées par des cercles pleins,

tandis que le "vaisseau spatial" est schématisé par un cercle vide sur lequel sont disposés de manière équidistante trois stimuli, 2 carrés et un triangle comme le représente la figure 4. En focalisant son regard sur le carré de gauche ou de droite l'utilisateur est capable de faire pivoter le "vaisseau spatial" respectivement dans le sens horaire ou anti-horaire. En regardant le triangle, l'utilisateur peut tirer afin d'atteindre la cible qui disparaît, puis réapparaît à une position aléatoire sur l'écran. L'application prend fin une fois les huit cibles atteintes.

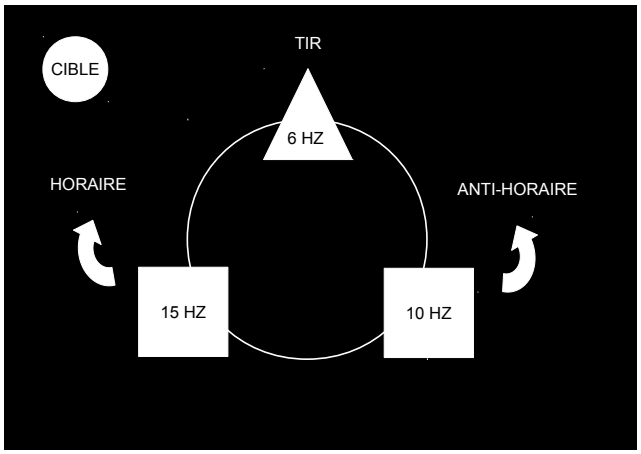


FIGURE 4: Phase en ligne.

III. TRAITEMENT DU SIGNAL ET CLASSIFICATION

Cette étape porte sur l'ensemble de la chaîne de traitement du signal et de classification. Le traitement du signal permet d'éliminer au maximum les artefacts associés au signal et de conserver uniquement l'information pertinente. L'étape de classification utilise cette information pour identifier les motifs cérébraux spécifiques du mode SSVEP et contrôler une application en ligne.

La littérature a montré l'utilité des filtres CSP [21] et des classifieurs LDA [14] dans un problème de classification binaire dans le cadre des SSVEP. C'est pourquoi nous les utiliserons dans notre étude. Leur calibrage est spécifique à chaque utilisateur.

La première étape consiste à filtrer le signal brut autour de chaque fréquence de stimulation (6, 10 et 15 Hz) par l'intermédiaire d'un filtre passe-bande de type Butterworth (ordre 4). La bande passante autour de chacune des fréquences est $\delta = \pm 0.25$ Hz. Ces données filtrées permettent d'optimiser les filtres CSP (Common Spatial Pattern), en extrayant une fenêtre de temps de 7 secondes, 1 seconde après le début de chaque essai (ou stimulation). On obtient 8 fenêtres de temps (ou paquets de données) pour chaque fréquence de stimulation, y compris pour la fréquence nulle. Les données extraites sont ensuite séparées en deux classes. Une classe correspond à la fréquence d'intérêt (par exemple 10 Hz) et l'autre classe aux autres fréquences. Les filtres spatiaux sont calibrés spécifiquement pour chaque fréquence de stimulation. De plus, on conserve les deux meilleurs filtres spatiaux, correspondant aux filtres ayant les valeurs propres les plus élevées.

Une fois les filtres spatiaux ajustés, ils sont utilisés pour calculer les valeurs caractéristiques pour le classifieur LDA (Linear Discriminant Analysis). Un classifieur LDA est calibré pour chaque fréquence de stimulation. Le calibrage du classifieur nécessite d'extraire, à partir des signaux filtrés autour de chaque fréquence de stimulation puis spatialement par CSP, des fenêtres de temps de 7 secondes, 1 seconde après le début de chaque essai (ou stimulation). On obtient 8 paquets de données pour chaque fréquence de stimulation comme dans le cas des filtres CSP. Puisqu'on utilise deux filtres CSP, un paquet de données est une matrice à 2 colonnes et N lignes, avec N le nombre d'échantillon contenu dans une fenêtre de 7 secondes tel que $N = F_e \times 7$. Ces données sont à nouveau séparées en deux classes en fonction de la fréquence à laquelle ils appartiennent et pour laquelle on calibre le classifieur. Par exemple, si on calibre le classifieur pour la fréquence à $6\ Hz$, les paquets de données enregistrés lors de la stimulation à $6\ Hz$ appartiennent à la classe 1 et ceux enregistrés pendant les autres stimulations appartiennent à la classe 2. Puis pour chaque paquet de chaque classe, on extrait des fenêtres d'échantillon d'une demie-seconde à chaque $1/10$éme de seconde. On obtient 66 fenêtres d'échantillon pour chaque paquet. En effet, par paquet, on extrait dix fenêtres pour chaque seconde — les fenêtres sont extraites tout les $1/10$éme de seconde — sauf pour la dernière seconde (seconde 7) où on peut extraire que 6 fenêtres d'une demie-seconde. Une fenêtre est une matrice à 2 colonnes, les signaux ont été filtrés par deux filtres CSP, et l lignes, avec $l = Fe \times 0.5$ c'est-à-dire le nombre d'échantillon contenu dans une fenêtre de temps d'une demie-seconde. Les valeurs contenues dans chaque fenêtre sont élevées au carré puis moyennées sur chaque colonne, de telle sorte que chaque paquet P ($P \in \mathbb{R}^{66\times 2}$) est constitué de 66 couples de valeurs caractéristiques (X, Y). Une dernière opération consiste à transformer les valeurs X et Y en $log(X+1)$ et $log(Y+1)$. Ces valeurs caractéristiques sont ensuite utilisées pour calculer les coefficients de chaque classifieur.

Le logiciel OpenVibe utilise une méthode de validation croisée pour calculer les classifieurs. Les valeurs caractéristiques sont séparées en dix groupes indifféremment de leur classe. Le classifieur est calibré sur 9 groupes puis testé sur un. Cette méthode est réalisée 10 fois de telle sorte que le classifieur soit testé sur chaque groupe. Le classifieur pour lequel on obtient le meilleur résultat est conservé pour la phase en ligne. Pendant la phase en ligne, les filtres CSP et les classifieurs LDA analysent en continu les données enregistrées au cours de la dernière seconde, avec un décalage de 0.1 seconde. La sortie du classifieur LDA est basée sur la distance des valeurs caractéristiques par rapport à un point, une droite, un plan ou un hyperplan selon la dimension de la matrice de valeurs caractéristiques. Etant donné qu'on obtient un classifieur pour chaque fréquence de stimulation, la prise de décision en ligne se fait par vote automatique, en tenant compte des sorties de chacun d'entre eux.

Pour calibrer hors-ligne le classifieur, on procéde à une méthode différente que dans OpenVibe. On élimine pour chaque fréquence les paquets P abbérants, c'est-à-dire les paquets pour lesquels le point moyen est du mauvais côté de la droite définie par les coefficients du classifieur. Ces coefficients sont calculés à partir des 31 paquets restants, sept appartenant à la fréquence pour laquelle on calcule le classifieur et 24 appartenant aux autres fréquences. Les paquets qui ne sont pas éliminés sont conservés pour calibrer le classifieur. Afin de tester ses performances en intra-session, on divise à nouveau les données qui ont permis son calibrage en deux groupes. Un groupe permet de calculer un classifieur et l'autre de tester ses performances. Pour tester ses performances en inter-session, on applique directement le classifieur à l'ensemble des données de l'autre session.

IV. Résultats

Cette partie présente les performances moyennes en ligne et hors-ligne obtenues sur l'ensemble des participants pendant les trois sessions. Le temps (seconde) et l'aire sous la courbe ROC (Receiver Operating Characteristic) ou AUC (Area Under the Curve) correspondent respectivement aux indicateurs de performance en ligne et hors-ligne. L'indicateur de performance hors-ligne est défini par une valeur v, avec $0 \leq v \leq 1$, de telle sorte que la performance du classifieur soit proportionnelle à la valeur de v. Un classifieur avec une valeur $v = 1$ est parfaitement exact, il ne se trompe jamais. Si $v = 0.5$ le classifieur donne des résultats aléatoires, le taux de bonne classification est égal à celui d'un tirage au sort. Ces résultats permettront de comparer les performances obtenues sous différentes conditions et de répondre aux problématiques posées dans cet article. Etant donné que la taille de l'échantillon est inféreure à 30, les performances sont comparées à partir d'un test non-paramétrique de wilcoxon, avec un risque $\alpha = 5\%$.

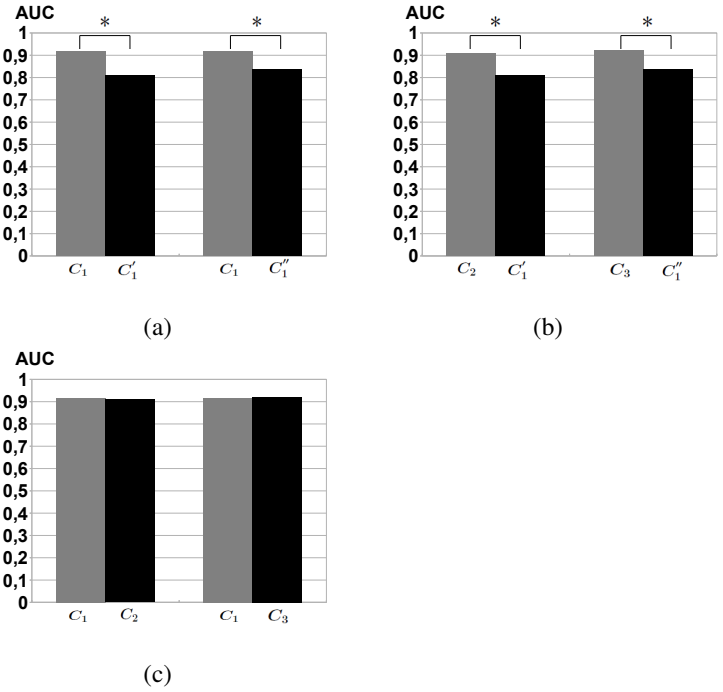


Figure 5: Comparaison sous forme d'histogramme des performances hors-ligne de différents classifieurs sur différents jeux de données. Les valeurs (AUC) correspondent à la moyenne des performances sur l'ensemble des sujets. C_1 correspond aux performances du classifieur 1 (classifieur calibré sur les données de la session 1) sur les données de la session 1. $C_1^{'}$ et $C_1^{''}$ correspondent aux performances du classifieur 1 sur les données respectivement de la session 2 et 3. C_2 et C_3 correspondent aux performances respectivement du classifieur 2 et 3 (classifieurs calibrés sur les données respectivement de la session 2 et 3) sur les données de la session 2 et 3. Le symbol "$*$" signifie que la différence entre les deux valeurs comparées est significative avec un risque $\alpha = 5\%$.

A. Performances de classification hors-ligne

La figure 5a compare sous forme d'histogramme les performances du classifieur 1 (classifieur calibré avec les données de la session 1) sur les données de la session 1 (C_1) avec ses performances sur les données de la session 2 ($C_1^{'}$) et 3 ($C_1^{''}$).

La figure 5b compare sous forme d'histogramme les performances du classifieur 1 sur les données de la session 2 ($C_1^{'}$) et 3 ($C_1^{''}$) avec les performances respectivement du classifieur 2 et 3 (classifieur calibré avec les données de la session 2 et 3) sur les données de la session 2 (C_2) et 3 (C_3).

La figure 5c compare sous forme d'histogramme les performances du classifieur 1 sur les données de la session 1 (C_1) avec les performances respectivement du classifieur 2 et 3 sur les données de la session 2 (C_2) et 3 (C_3).

L'ensemble des performances présentées corespondent à la moyenne des performances de chaque individu.

Pour étudier la stabilité du classifieur dans le temps on réalise deux tests statistiques. Le premier, comme le montre la figure 5a, compare les performances entre la session 1 et la session 2 puis entre la session 1 et la session 3. Cette comparaison prend en compte les performances d'un même classifieur (classifieur 1) testé sur des données de calibrage enregistrées à plusieurs jours d'intervalle. On évalue ainsi la fiabilité du classifieur à différents instants et sous différentes conditions expérimentales. En effet, différents paramètres varient d'une session à une autre : position des électrodes, motivation, fatigue du sujet, etc. Un test de Wilcoxon indique une différence significative entre les performances du classifieur sur les données de la session 1 et de la session 2 ($p-value = 3,051.10^{-5}$). Une différence significative est également observée entre les performances du classifieur sur les données de la session 1 et de la session 3 ($p - value = 9,15.10^{-5}$). Ce résultat est appuyé par un second test statistique, voir figure 5b, qui compare les performances du classifieur 1 avec les performances respectivement du classifieur 2 et 3 sur les données de la session 2 et 3. L'idée est de comparer les performances d'un ancien classifieur avec celles d'un classifieur nouvellement calculé. Dans ce cas les classifieurs sont testés sur les mêmes données de calibrage et donc sous les mêmes conditions expérimentales. Un test de Wilcoxon indique une

différence significative entre les performances du classifieur 1 et 2 sur les données de la session 2 ($p-value = 3,051.10^{-5}$) et entre les performances du classifieur 1 et 3 sur les données de la session 3 ($p - value = 3,051.10^{-5}$).

Enfin, pour étudier les effets de l'apprentissage humain sur les performances de l'interface, on compare les performances entre la session 1 et la session 2 puis entre la session 1 et la session 3, voir figure 5c. Il s'agit des performances de différents classifieurs testés sur différentes données de calibrage. En réalisant un test de Wilcoxon on n'observe pas de différence significative entre les performances du classifieur 1 et 2 sur les données respectivement de la session 1 et 2 ($p-value = 0,175$) puis entre les performances du classifieur 1 et 3 sur les données respectivement de la session 1 et 3 ($p - value = 0,632$).

B. Performances en ligne

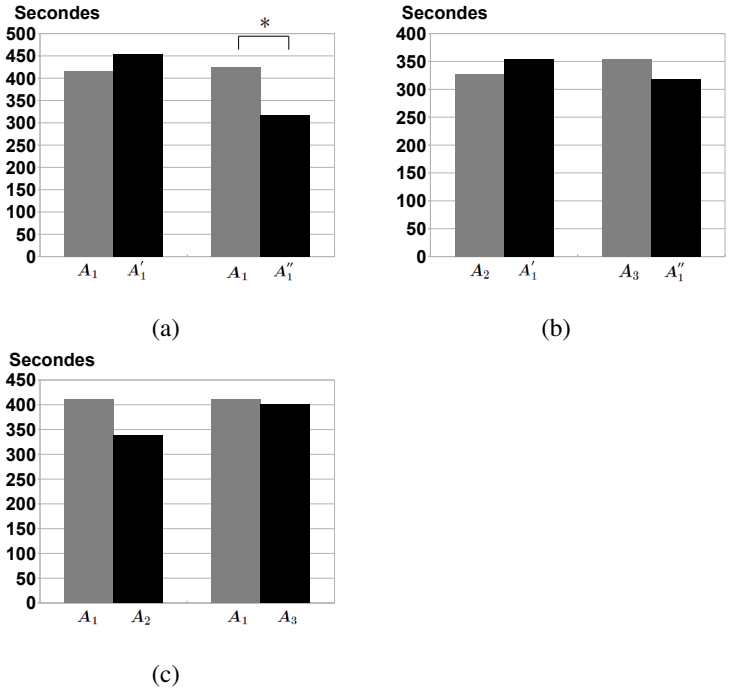


FIGURE 6: Comparaison sous forme d'histogramme des performances en ligne de différents classifieurs à différentes sessions. Les valeurs, en secondes, correspondent à la moyenne des performances de l'ensemble des sujets. A_1, $A_1^{'}$ et $A_1^{''}$ correspondent aux temps pour finir l'application respectivement lors de la session 1, 2 et 3 en utilisant le classifieur 1. A_2 et A_3 correspondent aux temps pour finir l'application respectivement lors de la session 2 et 3 en utilisant respectivement le classifieur 2 et 3. Le symbol "$*$" signifie que la différence entre les deux valeurs comparées est significative avec un risque $\alpha = 5\%$.

La figure 6a compare sous forme d'histogramme les performances en ligne du classifieur 1 lors de la session 1 (A_1) avec ses performances lors de la session 2 ($A_1^{'}$) et 3 ($A_1^{''}$).

La figure 6b compare sous forme d'histogramme les performances en ligne du classifieur 1 lors de la session 2 ($A_1^{'}$) et 3 ($A_1^{''}$) avec les performances respectivement du classifieur 2 et 3 lors de la session 2 (A_2) et 3 (A_3).

La figure 6c compare sous forme d'histogramme les performances en ligne du classifieur 1 lors de la session 1 (A_1) avec les performances du classifieur 2 (A_2) et 3 (A_3) respectivement lors de la session 2 et 3.

L'ensemble des performances présentées corespondent à la moyenne des performances de chaque individu.

Les résultats présentés figure 6 ne prennent pas en compte les sujets n'ayant pas de contrôle sur l'application. En effet, deux sujets (sujets 3 et 5) n'avaient aucun contrôle sur l'application quel que soit le classifieur utilisé et la session. Deux autres sujets (sujets 12 et 13) n'avaient aucun contrôle sur l'application lors des sessions 2 et 3 en utilisant le classieur 1. Enfin, un dernier sujet (sujet 14) n'avait pas de contrôle sur l'application lors de la session 3 en utilisant le classieur 1.

Pour étudier la stabilité du classifieur dans le temps on réalise les mêmes tests statistiques que ceux réalisés dans la section IV-A. Dans un premier temps, on compare les performances entre la session 1 et la session 2 puis entre la session 1 et la session 3, voir figure 6a. On évalue la fiabilité du classifieur (classifieur 1) à différents instants et sous différentes conditions expérimentales. Un test de Wilcoxon n'indique pas de différence significative entre les performances obtenues à la session 1 et celles obtenues à la session 2 ($p-value = 0,339$). Néanmoins on observe une différence significative entre les performances obtenues à la session 1 et celles obtenues à la session 3 ($p - value = 0,0136$). Ce résultat est appuyé par un second test statistique qui compare les résultats obtenus lors des deux phases en ligne des sessions 2 et 3, voir figure 6b. On compare ainsi les performances en ligne du premier classifieur avec celles des classifieurs nouvellement calculés. Dans ce cas les classifieurs sont testés sous les mêmes conditions expérimentales. Un test de Wilcoxon n'indique pas de différence significative entre les performances du classifieur 1 et 2 lors de la session 2 ($p - value = 0,51$) et entre les performances du classifieur 1 et 3 lors de la session 3 ($p - value = 0,365$).

Enfin, pour étudier les effets de l'apprentissage humain sur les performances de l'interface, on compare les performances entre la session 1 et la session 2 puis entre la session 1 et la session 3, voir figure 6c. Il s'agit des performances de différents classifieurs testés dans différentes conditions expérimentales. En réalisant un test de Wilcoxon on n'observe pas de différence significative entre les performances du classifieur 1 et 2 respectivement lors de la session 1 et 2 ($p - value = 0,104$), ni même entre les performances du classifieur 1 et 3 respectivement lors de la session 1 et 3 ($p - value = 1$).

V. DISCUSSION

Dans un premier temps on s'intéresse aux effets de l'apprentissage humain sur les performances de l'interface. Les tests statistiques ne montrent pas de différence significative entre les performances obtenues hors-ligne par différents classifieurs calculés à différentes sessions (voir figure 5c). On constate

des résultats similaires en ce qui concerne les performances réalisées en ligne (voir figure 6c). Ces résultats semblent donc indiquer que l'apprentissage humain n'a aucun effet sur les performances du classifieur. En effet, les résultats obtenus hors-ligne ou en ligne ne s'améliorent pas de manière significative d'une session à une autre, tandis que le participant acquiert davantage d'expérience avec le temps. De plus, on n'observe pas une amélioration des résultats obtenus hors-ligne ou en ligne par les sujets ayant déjà eu une expérience avec les SSVEP (sujets 9 et 12) par rapport aux résultats des autres sujets.

On constate que l'ensemble des sujets, à l'exception des sujets 3 et 5, ont terminé l'application dans un intervalle de temps satisfaisant ($\leq$ 13 minutes) lorsqu'ils ont utilisé un classifieur nouvellement calibré. Cela tend à prouver que les BCI de type SSVEP fonctionnent correctement dès la première utilisation. Néanmoins, comme pour les autres paradigmes (IM, SCP), on observe des cas pour lesquels l'interface ne fonctionne pas même après plusieurs sessions, comme pour les sujets 3 et 5. On trouve fréquemment dans la littérature le terme "illiteracy" pour caractériser ce type de phénomène [22]. Néanmoins une personne dite "illettrée" pour un paradigme ne l'est pas nécessairement pour un autre. C'est pourquoi il est intéressant de proposer aux participants une interface dite "hybride", associant plusieurs types de BCI [23] ou une BCI avec un autre canal de contrôle [24].

Intéressons nous dans un second temps à l'analyse de la stabilité du classifieur. Les tests statistiques réalisés sur les résultats obtenus hors-ligne (voir section IV-A) semblent indiquer une certaine instabilité du classifieur dans le temps. En effet, on observe une baisse significative de performance pour un même classifieur évalué sur les données de différentes sessions (voir figure 5a). Ce constat est identique lorsqu'on compare sur les données d'une même session les performances d'un classifieur plus ancien avec celles d'un classifieur nouvellement appris (voir figure 5b). Cependant, ces résultats obtenus hors-ligne ne sont pas confirmés par les résultats réalisés en ligne (voir figures 6a et 6b). En effet, les tests statistiques ne semblent pas montrer de différences significatives. Une amélioration des résultats est même observée (voir figure 6a), et les performances en ligne du classifieur 1 semblent s'être améliorées de la session 1 à la session 3. Les résultats obtenus en ligne et hors-ligne sont donc contradictoires. Les résultats hors-ligne semblent se dégrader lorsque le classifieur est réutilisé sur d'autres données de calibrage. Or cette dégradation des résultats hors-ligne ne semble pas affecter les résultats en ligne puisque ces derniers restent constant et s'améliorent même dans un cas. Cela peut s'expliquer par le fait que les performances en ligne ne dépendent pas uniquement de la fiabilité du classifieur mais aussi en grande partie de la stratégie de jeu adoptée par l'utilisateur. En effet, on observe un phénomène d'inertie lors de la phase de jeu : le "vaisseau spatial" semble continuer sa rotation un certain temps après l'arrêt de la stimulation visuelle. Cela peut s'expliquer par le fait que les neuronnes du lobe occipital restent activés un certain temps après l'arrêt de la stimulation. Ce phénomène d'inertie est contraignant pour contrôler correctement l'application. Les performances en ligne dépendent donc pour beaucoup de la capacité à anticiper ce phénomène.

Ces données semblent donc montrer qu'un classifieur peut être réutilisé plusieurs fois après la phase de calibrage, malgré une dégradation de ces performances hors-ligne. Néanmoins, il est important de rappeler que deux sujets (sujets 12, 13) n'ont pas réussi à réutiliser en ligne le classifieur et un dernier (sujet 14) n'a pas réussi à le réutiliser lors de la troisième session. De plus, l'expérience a été menée sur dix jours, on ne peut donc pas conclure sur la fiabilité du classifieur au-delà de cette période. Enfin, l'étude ne tient pas compte de la parité homme/femme.

VI. Conclusion

Les BCI de type SSVEP présentent comme avantage de fonctionner théoriquement de manière optimale dès la première utilisation [14], [15]. Aucune phase d'apprentissage n'est nécessaire de la part de l'utilisateur contrairement aux potentiels corticaux lents [17] ou à l'imagination motrice [16]. En effet ces deux types de BCI nécessitent un processus cognitif important pour apprendre à contrôler les motifs cérébraux propres à chaque mode, tandis que le mode SSVEP fait intervenir uniquement un processus perceptif. La personne doit focaliser son attention visuelle sur un stimulus particulier qui excite la rétine et provoque un SSVEP au niveau du lobe occipital. On comprend donc par la nature même de son mécanisme que le paradigme SSVEP fonctionne sans apprentissage. Cependant on peut se demander si, avec l'habitude de réaliser la même expérience, l'utilisateur arrive de manière consciente ou non à davantage se focaliser sur les stimuli et donc à obtenir de meilleurs résultats. Les données dont nous disposons ne semblent pas indiquer d'amélioration significative des performances avec l'augmentation de l'expérience du sujet. Ces résultats tendent donc à confirmer ceux de la littérature.

La concentration visuelle importante exigée par le mode SSVEP, notamment durant la phase de calibrage de manière à maximiser les performances du classifieur, induit chez le sujet une fatigue précoce et peut entraîner une certaine lassitude. C'est pourquoi l'article a abordé la stabilité du classifieur dans le temps. Nos résultats semblent indiquer une dégradation des performances hors-ligne pour un même classifieur d'une session à une autre. Néanmoins, cela n'affecte nullement les performances en ligne tant que cette dégradation des performances n'excéde pas un certain seuil (80%), qui permet de conserver un contrôle correct sur l'application. Cela tend à démontrer que le classifieur peut être réutilisé sans de nouveau réaliser une phase de calibrage. On limite ainsi les contraintes liées à cette étape.

Les résultats semblent montrer que le paradigme SSVEP permet d'obtenir, pour certains utilisateurs, un contrôle rapide et satisfaisant de l'interface chez des sujets novices. Néanmoins même si on peut diminuer les contraintes en limitant les phases de calibrage (voir section IV), ce paradigme

reste à long terme fatiguant pour l'utilisateur. En effet, nous avons observé chez certaines personnes des phénomènes de clignement et de picotement des yeux dus à la répétition des stimuli. Si ce paradigme devient contraignant chez des personnes saines après quelques minutes ($\simeq$ 30 min) d'utilisation, on peut en déduire qu'il n'est pas approprié à un contexte d'utilisation prolongée tel que seront amenés à l'utiliser les personnes handicapées. Le mode SSVEP peut être une stratégie intéressante, dans un premier temps, pour permettre au patient de regagner rapidement en autonomie. Mais, si l'application le permet, un passage progressif vers un paradigme moins contraignant et fatiguant, comme par exemple l'imagination motrice, serait plus judicieux. Le mode SSVEP peut également être intégré à un système hybride dans lequel il ne représente pas la composante principale de l'interface. Cela limiterait les contraintes liées à ce paradigme tout en conservant ses avantages.

RÉFÉRENCES

[1] Nataliya Kosmyna and Franck Tarpin-Bernard. Une combinaison de paradigmes d'interaction cerveau-ordinateur et suivi du regard pour des interactions multimodales. In *Actes de la conférence Ergonomie, Interaction Homme-Machine (Ergo'IHM 2012)*, page online, 2012.

[2] Matthew R Williams and Robert F Kirsch. Evaluation of head orientation and neck muscle EMG signals as command inputs to a human–computer interface for individuals with high tetraplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 16(5) :485–496, 2008.

[3] Hyuk Jeong and JinSung Choi. An EMG-controlled graphic interface considering wearability. In *Proceedings of Human Computer Interaction, INTERACT'03*, pages 958–961, 2003.

[4] Chun Sing Louis Tsui, Pei Jia, John Q Gan, Huosheng Hu, and Kui Yuan. EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO'07*, pages 1266–1271, 2007.

[5] Hsieh-Ching Chen, Chia-Ling Chen, Chang-Ching Lu, and Ching-Yi Wu. Pointing device usage guidelines for people with quadriplegia : a simulation and validation study utilizing an integrated pointing device apparatus. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 17(3) :279–286, 2009.

[6] Mark S Hawley, Pam Enderby, Phil Green, Stuart Cunningham, Simon Brownsell, James Carmichael, Mark Parker, Athanassios Hatzis, Peter O'Neill, and Rebecca Palmer. A speech-controlled environmental control system for people with severe dysarthria. *Medical Engineering & Physics*, 29(5) :586–593, 2007.

[7] Febo Cincotti, D Mattia, F Aloise, S Bufalari, MG Marciani, G Schalk, G Oriolo, A Cherubini, F Davide, and F Babiloni. Non-invasive brain-computer interface system to operate assistive devices. In *Proceedings of the 29th IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'07*, pages 2532–2535, 2007.

[8] Guenter Edlinger, Christoph Kapeller, Arnau Espinosa, Sergi Torrellas, Felip Miralles, and Christoph Guger. Multi-modal computer interaction for communication and control using EEG, EMG, EOG and motion sensors. In *Universal Access in Human-Computer Interaction. Design Methods, Tools, and Interaction Techniques for eInclusion*, pages 633–641. 2013.

[9] Johan Philips, J del R Millan, Gerolf Vanacker, Eileen Lew, Ferran Galán, Pierre W Ferrez, Hendrik Van Brussel, and Marnix Nuttin. Adaptive shared control of a brain-actuated simulated wheelchair. In *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR'07*, pages 408–414, 2007.

[10] K Jerbi, O Bertrand, B Schoendorff, D Hoffmann, L Minotti, P Kahane, A Berthoz, and J-P Lachaux. Online detection of gamma oscillations in ongoing intracerebral recordings : From functional mapping to brain computer interfaces. In *Proceedings of the Joint Meeting of the 6th International Symposium on Noninvasive Functional Source Imaging of the Brain and Heart and the International Conference on Functional Biomedical Imaging, NFSI-ICFBI'07*, pages 330–333, 2007.

[11] Philip R Kennedy, M Todd Kirby, Melody M Moore, Brandon King, and Adon Mallory. Computer control using human intracortical local field potentials. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 12(3) :339–344, 2004.

[12] Fabien Lotte. Les interfaces cerveau-ordinateur : Conception et utilisation en réalité virtuelle. *Revue Technique et Science Informatiques*, 31(3) :289–310, 2012.

[13] Jonathan R Wolpaw, Niels Birbaumer, Dennis J McFarland, Gert Pfurtscheller, and Theresa M Vaughan. Brain–computer interfaces for communication and control. *Clinical neurophysiology*, 113(6) :767–791, 2002.

[14] Edmund C Lalor, Simon P Kelly, Ciarán Finucane, Robert Burke, Ray Smith, Richard B Reilly, and Gary Mcdarby. Steady-state VEP-based brain-computer interface control in an immersive 3D gaming environment. *EURASIP journal on applied signal processing*, 2005 :3156–3164, 2005.

[15] Luca Piccini, Sergio Parini, Luca Maggi, and Giuseppe Andreoni. A wearable home BCI system : preliminary results with SSVEP protocol. In *Proceedings of the 27th IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS'05*, pages 5384–5387, 2006.

[16] Gert Pfurtscheller, C Guger, G Müller, G Krausz, and C Neuper. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. *Neuroscience letters*, 292(3) :211–214, 2000.

[17] Niels Birbaumer, Andrea Kubler, Nimr Ghanayim, Thilo Hinterberger, Jouri Perelmouter, Jochen Kaiser, Iver Iversen, Boris Kotchoubey, Nicola Neumann, and Herta Flor. The thought translation device (TTD) for completely paralyzed patients. *Rehabilitation Engineering*, pages 190–193, 2000.

[18] Robert Leeb, Doron Friedman, Gernot R Müller-Putz, Reinhold Scherer, Mel Slater, and Gert Pfurtscheller. Self-paced (asynchronous) BCI control of a wheelchair in virtual environments : a case study with a tetraplegic. *Computational intelligence and neuroscience*, 2007, 2007.

[19] Eric W Sellers and Emanuel Donchin. A P300-based brain–computer interface : initial tests by ALS patients. *Clinical neurophysiology*, 117(3) :538–548, 2006.

[20] American Clinical Neurophysiology Society et al. Guideline 5 : Guidelines for standard electrode position nomenclature. *American journal of electroneurodiagnostic technology*, 46(3) :222, 2006.

[21] Sergio Parini, Luca Maggi, Anna C Turconi, and Giuseppe Andreoni. A robust and self-paced BCI system based on a four class SSVEP paradigm : algorithms and protocols for a high-transfer-rate direct brain communication. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2009, 2009.

[22] Clemens Brunner, Brendan Z Allison, Dean J Krusienski, Vera Kaiser, Gernot R Müller-Putz, Gert Pfurtscheller, and Christa Neuper. Improved signal processing approaches in an offline simulation of a hybrid brain-computer interface. *Journal of neuroscience methods*, 188(1) :165–173, 2010.

[23] Brendan Z Allison, Clemens Brunner, Vera Kaiser, Gernot R Müller-Putz, Christa Neuper, and Gert Pfurtscheller. Toward a hybrid brain-computer interface based on imagined movement and visual attention. *Journal of neural engineering*, 7(2) :026007, 2010.

[24] Robert Leeb, Hesam Sagha, Ricardo Chavarriaga, and J del R Millan. Multimodal fusion of muscle and brain signals for a hybrid-BCI. In *Proceedings of the IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10*, pages 4343–4346, 2010.

Sphincter urinaire artificiel intelligent : Préserver organes et qualité de vie du patient,

S. Hached, A. Garon, M. Sawan, O. Loutochin, J. Corcos

Sphincter urinaire artificiel intelligent : Préserver organes et qualité de vie du patient

Sami Hached, André Garon et Mohamad Sawan
Laboratoires Polystim et LADYF
Dept. de génie électrique, Polytechnique Montreal,
Montréal, Québec, Canada

Oleg Loutochin et Jacques Corcos
Hôpital Général Juif de Montréal
Département d'Urologie, Université McGill
Montréal, Québec, Canada

***Abstract*— L'implantation d'un Sphincter Urinaire Artificiel (SUA) est considérée comme étant le traitement standard pour l'incontinence urinaire sévère. Le fonctionnement de ce dispositif purement hydromécanique consiste à appliquer une pression constante autour de l'urètre pour le garder fermé. Les raisons courantes pour la révision de l'implant sont l'atrophie urétrale due à la pression constante et une réapparition de l'incontinence suite à une pression insuffisante. En outre, l'utilisation de l'implant nécessite une certaine dextérité, ce qui limite son implantation dans certains patients. Nous présentons dans ce manuscrit un nouveau SUA électronique (SUAé) intelligent. Le système proposé est contrôlable à distance. Il ne nécessite pas de pompe manuelle ce qui réduit les incisions et facilite l'implantation chez les hommes et les femmes. La pression appliquée autour de l'urètre peut être ajustée post opératoirement afin de réduire les risques d'atrophie et augmenter l'efficacité de l'implant. Le sphincter dispose d'un algorithme de régulation adaptatif. Par ailleurs, il est compatible avec les SUAs actuels déjà implantés et peut être utilisé pour le traitement d'autres déficiences sphinctériennes. Le dispositif a été testé sur des vessies de porc fraiches ex-vivo. Différentes plages de pression de manchette ont été testées et des performances acceptables ont été obtenues. Les défis de conception et les résultats sont présentés et discutés dans ce manuscrit.**

Mots clés — Sphincter urinaire artificiel, dispositifs medicaux implantables, AMS 800, incontinence urinaire, contrôle à distance

I. INTRODUCTION

Jean-Jacques Rousseau fut l'un des plus illustres philosophes du siècle des Lumières et l'un des pères spirituels de la révolution française. Malgré les éloges, le respect et l'admiration que suscitait sa présence, Rousseau quittait rarement son domicile pour longtemps et évitait toute invitation en société. Suite à l'une de ses performances artistiques, Rousseau fut invité au palais du roi Louis XV. Ne pouvant refuser directement un tel honneur, Rousseau fuit la ville sous des prétextes douteux ce qui offensa énormément le souverain. Que pourrait-t-on redouter plus que la colère d'un roi vexé ? Rousseau lui redoutait plus son incontinence urinaire qu'un roi furieux. Souffrir d'incontinence urinaire implique l'impossibilité à la personne de se retenir. Cela la rend inconfortable et engendre des répercussions psychologiques et sociales assez importantes. Il limite considérablement les activités physiques, et perturbe la vie sexuelle et professionnelle [1]. Étant donné qu'elle crée de l'humidité, l'incontinence urinaire accroît le risque d'infections et peut causer des rougeurs de la peau et des ulcères. De son temps Rousseau traitait son incontinence avec des bougies et des serviettes tièdes. Aujourd'hui, la médecine moderne traite l'incontinence urinaire par la médication, la rééducation des muscles pelviens et des moyens minimaux invasifs. Quand ces mesures sont insuffisantes l'urologue a recours aux dispositifs implantables comme le sphincter urinaire artificiel AMS 800™ considéré actuellement comme traitement standard pour l'incontinence urinaire sévère. C'est un implant purement hydromécanique qui exerce une pression constante sur l'urètre du patient pour le maintenir fermé. Pour uriner, le patient contrôle l'ouverture de son urètre en pressant sur une pompe manuelle placée dans son scrotum ou Labia Majora. Au cours des trois dernières décennies, l'AMS 800 a montré des taux de continence satisfaisants allant de 59 à 97% chez les hommes et de 60 à 92% chez les femmes [2]. Cependant, au cours des 5 à 10 premières années après implantation, 37 à 50% des implants nécessitent une chirurgie de révision à cause de problèmes mécaniques, atrophies urétrales, infections et érosions [3, 4]. L'érosion et l'atrophie sont généralement dues à une pression élevée et constante appliquée sur l'urètre. Naturellement, la pression sphinctérienne varie en fonction de l'activité du patient. Malheureusement l'AMS800 ne peut générer qu'une pression unique non modifiable après l'implantation ce qui peut compromettre la vascularisation des tissus urétraux. En outre, l'utilisation du dispositif nécessite une certaine dextérité. Le patient doit repérer et presser sur une pompe. Cette tâche peut être difficile avec l'âge avancé, l'obésité, la maladie de Parkinson, les AVC ou la paralysie [5-7]. Ayant des difficultés à utiliser son implant, le patient doit solliciter l'aide d'une personne intime. Il devient donc dépendant et handicapé et ses activités sont par conséquent limitées. Les recherches visant à résoudre ces problèmes ne sont pas récentes mais demeurent immatures et nécessitent plus de développement [8-12]. En conséquence, l'incontinence urinaire est aujourd'hui l'un des plus grands marchés des compagnies biomédicales qui demeure sous-développé [13]. Cela constitue une motivation majeure pour développer ce secteur de plus en plus sollicité. Dans l'effort de réaliser un SUA qui préserve la continence et la qualité de vie du patient, nous présentons dans ce manuscrit notre concept du sphincter électronique. Son système de variation de pression intelligent, reconfigurable et contrôlable à distance permet : 1) Un contrôle facile et accessible de la miction en pressant simplement sur un bouton de télécommande; 2) Une reconfiguration post opératoire de la pression sphinctérienne améliorant la continence et réduisant les dommages urétraux 3) Un algorithme de régulation de pression intelligent qui s'adapte

sans calibrage à la morphologie de l'urètre ; 4) Une implantation plus facile et totalement interne épargnant la Labia Majora et le scrotum tout en garantissant une rétrocompatibilité avec les sphincters déjà implantés. Nous présentons dans la première partie de ce manuscrit notre circuit hydraulique et son principe de fonctionnement. Un aperçu de l'unité de contrôle, de sa conception ainsi que de son algorithme de régulation est décrit dans la seconde partie. Dans la troisième partie, nous exposeront nos expérimentations réalisées ex-vivo sur des vessies fraiches. Les résultats et les défis de conception seront de même présentés et discutés.

II. Matériel Et Méthodes

Le développement limité des SUAs s'explique certainement par les nombreux défis et compromis auxquels le concepteur de ces systèmes doit faire face. Théoriquement, l'urètre humain commence à manifester des fuites quand la pression du sphincter est approximativement égale à la pression de la vessie. Cependant la réalité est beaucoup plus complexe que cette règle simpliste. L'urètre a un tissu anisotrope viscoélastique qui peut agir contre ou avec la pression extérieure. Par conséquent, une pression plus ou moins élevée est requise pour fermer sa lumière. La pression le long de l'interface entre l'urètre et le moyen de compression n'est pas uniforme et son optimisation est compliquée. Si elle est trop élevée, le tissu urétral peut être endommagé et si elle est trop faible, la continence est compromise. En outre, la morphologie de l'urètre humain diffère entre hommes et femmes. Elle est même spécifique au patient ce qui nécessite des moyens de compression de tailles différentes. La longueur du sphincter artificiel est également importante. Elle doit être la plus longue possible afin de diminuer les pressions externes et minimiser le risque de lésions urétrales. Et elle doit être réduite au maximum pour éviter de grandes incisions durant l'implantation qui peuvent compromettre la vascularisation de l'urètre [14,15]. Devant ces multiples contraintes nous avons décidé d'adopter dans notre système le principe hydromécanique employé par les SUAs actuels. Ce concept employant une manchette occlusive autour de l'urètre est simple et efficace. Il a fait l'objet de nombreuses études et ses complications et les conséquences de son utilisation sur les organes ont été clairement identifiées. La manchette de L'AMS 800 est biocompatible et sa taille est adéquate. L'intégrer à notre système garantit sa fiabilité et sa rétro compatibilité et nous permet de nous concentrer sur la résolution des points faibles mentionnés précédemment. Notre dispositif est par conséquent composé de deux modules principaux : un système hydraulique électromécanique permettant de varier la pression de la manchette ; et une unité de commande chargée du contrôle des micro-actionneurs du circuit hydraulique, de la communication à distance, et de la supervision des grandeurs physiques de l'implant.

A. Conception Hydraulique

La complexité du mécanisme qui génère la pression nécessaire à la fermeture de l'urètre affecte directement celle de l'électronique de commande. Ce mécanisme doit être simple, réactif et avoir une faible consommation d'énergie. Il doit de même être en mesure de préserver la vascularisation urétrale tout en assurant la continence. En vue de respecter au maximum ces critères nous avons proposé le circuit hydraulique illustré dans

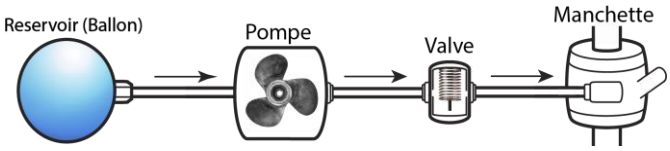


Fig. 1. Circuit hydraulique proposé

la Fig. 1. C'est un chemin hydraulique très simple composé uniquement de deux micro-actionneurs hydrauliques : Une micro-pompe centrifuge directement suivie par micro-valve bistable interposés entre le ballon et la manchette. Le ballon est à la pression atmosphérique. Il est utilisé comme réservoir de fluide servant à alimenter la pompe. La micro-pompe centrifuge possède un débit élevé, stable et sans pulsations, idéal pour les régulations de pression rapides et précises. La valve bistable ne consomme de l'énergie que lors de son changement d'état et ne présente pas de fuites. Placée autour de l'urètre, la manchette applique une pression mécanique proportionnelle à sa pression hydraulique. Le fonctionnement du système se déroule comme suit : Dans un premier temps, la valve est ouverte et la pompe est désactivée. Une fois activée, la pompe remplit progressivement la manchette avec le fluide augmentant ainsi sa pression hydraulique. En conséquence, la pression appliquée sur l'urètre augmente. Un capteur de pression placé à côté de la manchette permet la surveillance en temps réel de la pression hydraulique. Une fois la pression souhaitée atteinte, elle est maintenue pendant une certaine période. La valve est ensuite fermée et la pompe est désactivée. Scellée avec la valve, la manchette reste pressurisé et presse sur l'urètre pour le maintenir fermé. Pour la réduction de la pression ou la relaxation de l'urètre la simple ouverture de la valve permet la vidange de la manchette puisque les pompes centrifuges permettent au fluide de circuler librement dans les deux sens lorsqu'elles sont désactivées.

B. Unité de commande

En plus du fait de mimer parfaitement le comportement d'un sphincter naturel sain sans compromettre les organes du patient, un SUAé idéal, tout comme la plupart des implants électroniques, doit avoir une faible consommation énergétique, une grande fiabilité, et des dimensions minimales [16]. Être accessible et avoir une grande autonomie sont également importants, en particulier pour les patients. Cela facilite l'utilisation et réduit la fréquence des recharges. Selon son mode de vie, une personne en bonne santé a une moyenne de cinq à sept mictions par jour. Durant ces évènements tous les éléments du SUAé sont sollicités afin d'ouvrir puis refermer l'urètre. Le reste de la journée, le circuit hydraulique serait fermé et l'unité de commande en attente de connexions. Il est par conséquent important d'instaurer une gestion énergétique de l'électronique embarquée afin de mettre hors tension tout module non sollicité tout en maintenant le système disponible pour des demandes de connexion externes. visant les critères mentionnés précédemment, nous avons proposé l'unité de commande présentée dans la Fig. 2. C'est un système non complexe qui emploie un nombre minimal de composants et qui combine fiabilité, petitesse et faible consommation énergétique. Il est principalement composé d'un microcontrôleur, d'un capteur de pression muni de son amplificateur, d'un modem

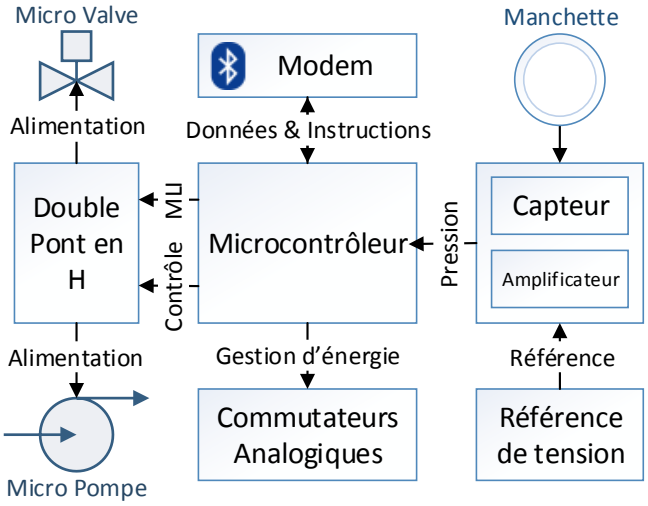


Fig. 2. Architecture de l'unité de commande.

Bluetooth 4.0, d'un double pont en H, et de commutateurs analogiques (Fig. 3).

Le microcontrôleur allie puissance de calcul et faible consommation d'énergie. Il contrôle les micro-actionneurs avec son générateur de signal MLI (modulation de largeur d'impulsion) via les ponts en H. Il acquiert les grandeurs analogiques avec ses convertisseurs analogique/numérique. Il gère l'alimentation des différents modules grâce aux commutateurs analogiques et utilise l'émetteur-récepteur Bluetooth pour la communication avec les dispositifs externes. Le protocole Bluetooth 4.0 a été choisi pour sa faible consommation d'énergie et sa large compatibilité avec les appareils mobiles. Cette approche ne limite pas le patient à un dispositif de contrôle particulier et élargit les possibilités de supervision de l'implant. La pression de la manchette est mesurée par un capteur, compensé en température adapté au tube blindé du circuit hydraulique. Un circuit générant une référence de tension fournit une alimentation stable et précise pour les convertisseurs et le capteur de pression assurant ainsi une bonne acquisition de la pression indépendamment des variations de tensions dans l'unité de commande. En dehors des connexions, le microcontrôleur est en veille profonde et les autres circuits de l'unité de commande sont mis hors tension. Seul le module Bluetooth demeure fonctionnel et économise de l'énergie en n'activant sa radio que périodiquement afin de vérifier si une demande de connexion est en cours. Dès l'établissement d'une connexion le module Bluetooth éveille le microcontrôleur qui réalimente toute l'unité de commande et interagit avec le dispositif de contrôle externe en exécutant ses instructions et en répondant à ses requêtes offrant ainsi au dispositif connecté un accès intégral aux différentes fonctionnalités de l'implant. L'utilisateur peut démarrer les micro-actionneurs, effectuer une régulation de pression, paramétrer la consigne de pression et acquérir les différents paramètres du système comme les tensions des batteries ou la valeur de pression instantanée de la manchette. Une fois le dispositif de contrôle externe déconnecté, le microcontrôleur sauvegarde ses paramètres, met hors tensions les différents éléments de l'unité de commande et retourne en mode veille

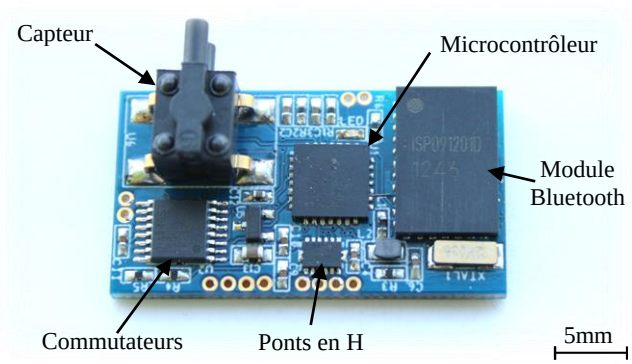


Fig. 3. Différents éléments de l'unité de commande assemblés sur un circuit imprimé de 28 x 16mm.

profonde. Le module Bluetooth se remet à son tour à vérifier périodiquement les demandes de connexion avec l'implant. Ce fonctionnement optimisé augmente considérablement l'autonomie du système. La faible quantité d'énergie contenue dans deux petites piles bouton standards suffit à alimenter l'unité de contrôle et lui permet de rester en attente de connexion pendant plus de deux ans sans interruption.

C. Régulation de pression

Les SUAé sont par excellence des systèmes de génération de pression radiale. Cette valeur de pression appliquée sur l'urètre doit être choisie avec soin afin de garder l'urètre fermé sans compromettre sa circulation sanguine. La précision de la valeur de pression établie est également importante. Par ailleurs, plus le système de commande de pression est précis, plus l'urologue a de fortes chances d'établir la valeur de pression optimale spécifique au patient. Les algorithmes de régulation classiques comme le PID (proportionnel intégra dérivée) suffisent pour la plupart des processus de contrôle et offrent l'avantage d'avoir un nombre réduit de paramètres. Cependant, dans notre application, leur emploi implique certaines limitations. La morphologie de l'urètre diffère d'un patient à un autre ce qui nécessite différents paramètres de régulation à chaque implantation. Ces paramètres ne peuvent pas être anticipés car la taille de l'urètre ne peut être mesurée pré opératoirement. Le calibrage d'un régulateur peut être aisé pour un ingénieur mais pourrait s'avérer compliqué pour un urologue. De plus, l'érosion et l'atrophie peuvent modifier avec le temps la morphologie de l'urètre, ce qui peut nécessiter un réajustement des paramètres de régulation. Employer des algorithmes de régulation adaptatifs peut sembler être une bonne alternative. Cependant, leur mise en œuvre et leurs performances peuvent être affectées par les ressources limitées de l'unité de commande. Néanmoins, avec une pompe centrifuge, il existe un moyen de réaliser une régulation adaptative simple et efficace. Le fonctionnement des pompes centrifuges est basé sur le principe de la force centrifuge qui est transférée au liquide pompé. Comme dans n'importe quelle turbomachine, ce transfert d'énergie est toujours basé sur les processus hydrodynamiques invariables [17]. Ainsi dans un système fermé comme notre circuit hydraulique, il est possible de contrôler la pression dans le système en agissant sur la puissance électrique fournie à la pompe. La pression générée

est invariable et ce indépendamment du volume de fluide déplacé. Cette approche simplifie de façon spectaculaire la loi de commande qui dans notre cas est une simple fonction mathématique s'écrivant sur une seule ligne de code.

D. Expérimentions Ex-Vivo

Un prototype a été assemblé dans un boitier standard mesurant 50mm × 50mm × 20mm. Une interface informatique de contrôle et de configuration a été développée. Elle permet de communiquer à distance avec l'implant et d'afficher en temps réel son activité (état de la connexion, tâche exécutée, paquets émis et reçus, etc.). Un téléphone intelligent a également été configuré pour interagir avec l'implant. L'implant a été équipé avec une manchette de 4 cm et d'un ballon partiellement rempli de fluide agissant ainsi comme simple réservoir. L'installation et l'utilisation du SUAé proposé, le lien entre la pression intravesicale et celle de la manchette (OCP) ainsi que l'efficacité de l'algorithme de régulation avec des tissus urétraux, ont été évalués sur une vessie de porc fraiche. La vessie été remplie avec 200 ml de liquide physiologique et sa pression intravesicale a été mesurée à l'aide d'un système urodynamique conçu à l'origine pour les humains (Fig. 4a). Le prototype a été installé sur la vessie et a été contrôlé à distance afin d'appliquer différents niveaux de pressions sur l'urètre (Fig. 4b). À chaque niveau de pression sphinctérienne, la pression intravesicale a été augmentée manuellement jusqu'à ce qu'une fuite se produise identifiant ainsi le Valsalva Leak Point Pressure (VLPP).

III. RÉSULTATS

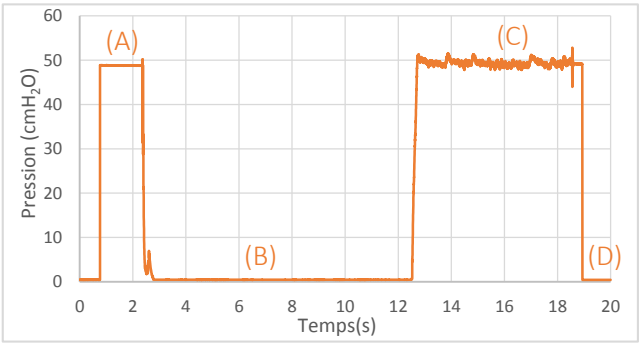
La gestion énergétique du SUAé et l'impact du circuit hydraulique proposé sur l'évolution de la pression dans la manchette peuvent être observés sur la Fig. 5a qui est un enregistrement du signal du capteur lors de l'utilisation de l'implant pour ouvrir l'urètre initialement fermé, puis le refermer avec une pression sphinctérienne de 50 cmH_2O : A) l'unité de commande est mise sous tension. Le capteur commence à mesurer l'OCP et à générer un signal. B) suite à la demande d'ouverture de l'urètre, la micro-valve s'ouvre et la manchette se vide passivement dans le ballon. Le capteur détecte une impulsion qui est due à l'actionnement mécanique de la micro-valve. C) Dès que la demande de fermeture de l'urètre est reçue, le processus de régulation est démarré. Le système de pompage augmente la pression dans la manchette et la maintient constante et égale à la consigne pendant une durée présélectionnée (6 secondes pour ce test). Une fois le temps écoulé, la micro-valve est fermée ce qui engendre à nouveau une impulsion détectée par le capteur. D) Scellée par la micro-valve, la manchette conserve sa pression. Suite à une déconnexion, l'unité de commande est mise hors tension et l'émetteur-récepteur se remet en attente de connexion.

Le même comportement a été observé pour les différentes pressions testées. Au cours des expérimentations, l'algorithme adaptatif s'est avéré efficace (Fig. 5b). Sa précision est de l'ordre de ± 2 cmH_2O. La VLPP enregistrée est très proche de la pression de la manchette. Cela prouve que l'implant respecte effectivement la consigne de pression (Fig. 5b). Tout le long

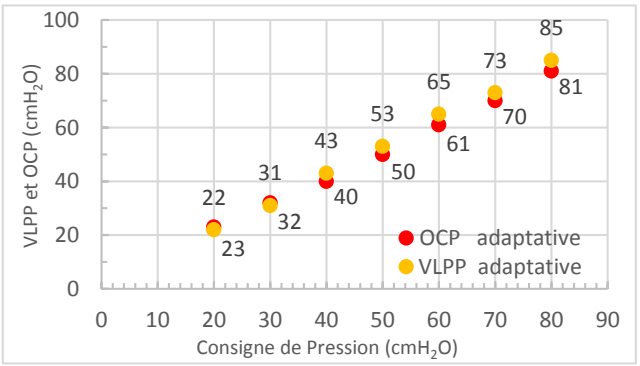


(a) (b)

Fig. 4: (a) remplissage de la vessie avec le liquide physiologique; (b) Installation de l'implant sur la vessie fraiche



(a)



(b)

Fig. 5: (a) Signal du capteur de pression durant le fonctionnement de l'implant; (b) Illustration des pressions établies dans la manchette (OCP) et de la VLPP en fonction de la consigne de pression.

des tests, le SUAé était facilement contrôlable. La connexion a été établie en quelques secondes. Le contrôle de l'ouverture de l'urètre se fait par l'appui sur un simple bouton. La modification de la consigne de pression peut être faite facilement et à tout moment.

IV. DISCUSSION

Cette étude présente un nouveau sphincter artificiel électronique qui exploite les effecteurs des sphincters artificiels actuels. Il est capable de varier la pression appliquée sur l'urètre de manière précise et efficace améliorant ainsi la continence et réduisant les dommages subis par les organes du patient.

Le SUAé proposé est rétro compatible avec les sphincters déjà implantés. Il est contrôlable à distance ce qui facilite son utilisation par des personnes souffrant d'un manque de dextérité

et leur permet de préserver leur indépendance. N'ayant pas besoin de la pompe manuelle pour être contrôlé, le système devient éligible à l'implantation profonde et discrète. Avec sa pression sphinctérienne variable et son algorithme de régulation précis qui n'est pas affecté par la morphologie de l'organe compressé, il pourrait être utilisé moyennant quelques modifications pour le traitement d'autres troubles sphinctériens (œsophagiennes, anales, etc.) ou même pour les troubles d'érection.

Grâce à son émetteur récepteur Bluetooth 4.0 l'implant combine économie d'énergie et interopérabilité. Connecté à un ordinateur, l'implant peut être reconfiguré en ligne à distance. Cela ouvre des opportunités pour la pratique de la télémédecine et permettrait d'épargner aux patients souffrants ou distants la lourde tâche de se déplacer jusqu'à l'hôpital pour des vérifications de routines.

Exploitant les effecteurs de l'AMS 800, l'implant dépend toujours de la durée de vie de ces éléments qui se dégradent et perdent leur élasticité avec le temps. Cependant la possibilité de connexion avec des téléphones intelligents permet l'utilisation d'applications mobiles capables de vérifier périodiquement l'état de l'implant, de détecter les anomalies, le vieillissement des éléments et de corriger la pression si elle venait à baisser. Même si la manchette perd considérablement son élasticité le système serait en mesure de corriger continuellement la pression et ainsi préserver la continence du patient jusqu`à ce que sa chirurgie de révision ait lieu.

Si le Bluetooth devenait un obstacle à l'implantation, il est possible de changer l'émetteur-récepteur actuel par un autre module opérant dans la bande de fréquence MICS qui est dédiée aux implants médicaux. En utilisant des patchs interfaces-modem MICS/Bluetooth [18], il est possible de profiter des avantages des deux technologies à savoir l'interopérabilité du Bluetooth et la fiabilité de la bande MICS.

Bien que ce soit un prototype, le poids et les dimensions actuelles du système proposé n'affectent pas son potentiel d'implantation. Cependant, la présence d'un mécanisme électromécanique et d'un fluide en mouvement complexifie l'étude de la dissipation thermique dans l'implant et nécessite des simulations auxquelles nous allons procéder après le placement et le choix définitif des micro-actionneurs.

Le changement démographique et l'augmentation continue de la population âgée accroît le besoin de nouveaux implants ayant un comportement analogue à la nature et plus développés que l'AMS 800 âgé de 31 ans. Bien qu'il ne soit pas abouti le système proposé a montré des performances acceptables et a ouvert de nouvelles possibilités. D'autres développements du dispositif seront effectués pour accroitre son efficacité et améliorer sa conception.

V. Conclusion

Nous avons présenté dans cette étude un nouveau sphincter artificiel contrôlé à distance et capable de varier la pression exercée sur l'urètre de manière adaptative. L'AUS proposé élimine la pompe manuelle ce qui facilite l'implantation. Il augmente la continence et réduit le risque de dommages urétraux. Il est compact et représente un bon candidat pour une implantation profonde et le traitement d'autres troubles comme l'incontinence anale ou les troubles de l'érection. Les résultats obtenus suite à des tests sur une vessie fraiche sont encourageants : L'implant assure la continence, régule la pression avec rapidité et précision et peut offrir de nombreuses possibilités de contrôle. Plus de développements seront réalisés pour améliorer ses performances et vérifier son efficacité in vivo.

References

[1] R. Yiou, V. Ebrahiminia, P. Mouracade, O. Lingombet, and C. Abbou, "Sexual Quality of Life in Women Partnered with Men Using Intracavernous Alprostadil Injections after Radical Prostatectomy," The Journal of Sexual Medicine, vol. 10, pp. 1355-1362, 2013.

[2] M. A. R. Islah, S. Y. Cho, and H. Son, "The Current Role of the Artificial Urinary Sphincter in Male and Female Urinary Incontinence," World J Mens Health, vol. 31, pp. 21-30, 2013.

[3] I. I. Anusionwu and E. J. Wright, "Indications for revision of artificial urinary sphincter and modifiable risk factors for device-related morbidity," Neurourology and Urodynamics, vol. 32, pp. 63-65, 2013.

[4] M. Vainrib, V. Simma-Chiang, S. D. Boyd, and D. A. Ginsberg, "Potential risk factors and outcomes of artificial urinary sphincter placement after radical cystectomy and orthotopic neobladder urinary diversion," Neurourology and Urodynamics, vol. 32, pp.1010-1013, 2013.

[5] P. Simon, M. Zerbib, B. Debre, and M. Peyromaure, "[Results of the AMS 800 artificial urinary sphincter in men, based on a series of 47 patients]," Prog Urol, vol. 15, pp. 244-9, 2005.

[6] C. A. Hajivassiliou, "A Review of the Complications and Results of Implantation of the AMS Artificial Urinary Sphincter," European Urology, vol. 35, pp. 36-44, 1999.

[7] F. Maillet, J. M. Buzelin, O. Bouchot, and G. Karam, "Management of artificial urinary sphincter dysfunction," Eur Urol, vol. 46, pp. 241-246, 2004.

[8] B. Müller, H. Deyhle, S. Mushkolaj, and M. Wieland, "The challenges in artificial muscle research to treat incontinence," Swiss Med Wkly, vol. 139, pp. 591-5, 2009.

[9] P. Reiss, R. Dahlem, A. Becker, M. Valerio, and M. Fisch, " The electronic modular artificial sphincter ARTUS: Usability tests in cadavers,," Journal of Urology, vol. 187, pp. E481-E482, 2012.

[10] H. Lamraoui, A. Bonvilain, G. Robain, H. Combrisson, S. Basrour, A. Moreau-Gaudry, P. Cinquin, and P. Mozer, "Development of a novel artificial urinary sphincter: A versatile automated device," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 15, pp. 916-924, 2010.

[11] S. Hached, O. Loutochin, J. Corcos, A. Garon, and M. Sawan, "Novel, Remotely Controlled, Artificial Urinary Sphincter: A Retro-Compatible Device," Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on, vol. PP, pp. 1-11, 2013.

[12] C. Eric, R. Matheesha, and C. Ross, "Newer and novel artificial urinary sphincters (AUS): the development of alternatives to the current AUS device," BJU International, vol. 110, pp. 5-11, 2012.

[13] F. M. Weiss, H. Deyhle, G. Kovacs, and B. Müller, "Designing micro-and nanostructures for artificial urinary sphincters," in SPIE Smart Structures and Materials+ Nondestructive Evaluation and Health Monitoring, pp. 83400A-83400A-10, 2012

[14] B. Müller, J. Ratia-Garcia, and F. M. e. al., "Mechanical properties of urethral tissue," Journal of Biomechanics, vol.41, p. 61, 2008.

[15] F. Marti, T. Leippold, H. John, N. Blunschi, and B. Müller, "Optimization of the artificial urinary sphincter: modelling and experimental validation," Physics in medicine and biology, vol. 51, p. 1361, 2006.

[16] M. A. Hannan, S. M. Abbas, S. A. Samad, and A. Hussain, "Modulation Techniques for Biomedical Implanted Devices and Their Challenges," Sensors, vol. 12, pp. 297-319, 2011.

[17] J. Gülich, "Pump types and performance data," in Centrifugal Pumps. Springer Berlin Heidelberg, pp. 39-68, 2010

[18] G. D. Micheli, C. Boero, and S. Carrara, "Implantable devices: the future of blood monitoring?," Clinical Practice, vol. 10, pp. 385-388, 2013.

Session 6 : Inclusion scolaire et sociale

Le numérique à l'école pour les enfants en situation de handicap, quand la méthode expérimentale rencontre le monde social,

C. Popescu, J. Guillot, P. Vlad , M. Muratet

Le numérique à l'école pour les enfants en situation de handicap, quand la méthode expérimentale rencontre le monde social.

Popescu Cristina, Guillot Julie, Vlad Petra, Muratet Mathieu
Grhapes (EA 7287) – INS HEA
58-60 avenue des Landes, 92150 Suresnes, France
{cristina.popescu, julie.guillot, petra.vlad, mathieu.muratet}@inshea.fr

***Résumé*—En partant des précisions concernant la méthode expérimentale en sciences dures et en sciences humaines et sociales, cet article vise à mettre en évidence les modifications que la confrontation avec le monde "social" apporte aux pratiques des expérimentateurs dans le champ du développement des nouvelles technologies éducatives visant à encourager l'autonomie des jeunes en situation de handicap.**

Mots clés— e-Education, innovation numérique, pédagogie, ergonomie, utilisabilité, innovation sociale.

I. LE NUMÉRIQUE À L'ÉCOLE

« *À la rentrée 2011, 210 400 élèves handicapés sont scolarisés en milieu ordinaire, dans une école ou un établissement scolaire du second degré. Depuis la rentrée scolaire 2006 et l'entrée en vigueur de la loi du 11 février 2005, 55 000 élèves supplémentaires ont été ainsi scolarisés, soit une évolution annuelle moyenne de 6,3 % alors que, sur la même période, les effectifs d'élèves sont stables.* » [1].

Selon les estimations du Ministère de l'Éducation nationale, les chiffres tels que montrés ci-dessus, sont en augmentation. Ce phénomène est une conséquence des modifications de gestion de l'enseignement d'une catégorie de jeunes se trouvant auparavant dans un milieu de scolarisation protégé.

C'est dans ce contexte de modification du profil des élèves que de nouvelles pratiques s'imposent pour les différents acteurs de l'éducation. Ces pratiques engagent autant des transformations au niveau pédagogique, qu'au niveau technique. Cela peut impliquer alors un effort de la part de l'institution scolaire, ainsi qu'un effort d'adaptation des structures des professionnels du médico-social et de la part des jeunes mêmes et de leurs familles.

Le numérique apparaît dans ce contexte comme une option, pas nouvelle, mais innovatrice. Pas nouvelle, car la présence de l'outil technique et/ou numérique dans l'éducation, même si elle connaît un développement intense, est un compagnon de longue date de la scolarisation des élèves en situation de handicap. Novatrice, car son utilisation est souvent synonyme de mise en place de pratiques qui n'existaient pas auparavant. L'outil numérique contemporain est alors censé encourager l'autonomie de son utilisateur [2].

L'objectif de cet article est de mettre en lumière un dispositif technique et numérique d'aide à la prise de notes pour les jeunes élèves et étudiants en situation de handicap. Cette présentation n'a pas une prétention d'exhaustivité, mais elle vient s'insérer dans le contexte de mise en place d'une politique d'expérimentations visant à identifier les bonnes pratiques à associer aux changements déterminés au niveau social par les décisions politiques (nous renvoyons ici aux modifications du dispositif scolaire engendrées par la loi du 11 février 2005 [3]). De quelle manière le modèle de la méthode expérimentale va-t-il engendrer des transformations au niveau de l'action des acteurs ? Quelle est la place de l'individu et sa marge de liberté dans un processus qui implique à la fois organisation et apprentissage ? Nous essayerons de répondre à ces questions à travers les paragraphes qui suivent.

II. LA MÉTHODE EXPÉRIMENTALE

Ce sont les sciences de la nature qui voient dans la méthode expérimentale une solution apportant l'innovation. « *A l'aide de ces sciences expérimentales actives, l'homme devient un inventeur de phénomènes, un véritable contremaître de la création* » [4]. Ainsi, en partant d'une observation initiale, des hypothèses sont établies. Elles vont être ensuite testées à travers une expérimentation prenant en compte différents types de variables dépendantes ou indépendantes. Comme nous l'explique P. Grelley, « *la méthode expérimentale est une démarche scientifique qui consiste à contrôler la validité d'une hypothèse au moyen d'épreuves répétées, au cours desquelles on modifie un à un les paramètres de situation afin d'observer les effets induits par le changement* » [5]. Du côté des sciences humaines et sociales, cette méthode principalement appliquée aux expérimentations sur les objets dans des conditions de laboratoire séduit aussi. M. Grawitz [6] définit à son tour les sciences dures et les sciences humaines et sociales, tout en insistant sur la méthode expérimentale spécifique à chaque famille de sciences. Nous la retrouvons par conséquent déclinée et faisant carrière dans des disciplines comme la psychologie sociale, avec les travaux de K. Lewin [7] ou S. Milgram [8] aux Etats Unis, ou l'économie. S. Dauphin [9]

détaille par ailleurs cette question. Ainsi dans le cadre de la dernière discipline citée, E. Duflo [10] explique comment la méthode expérimentale serait une solution dans la lutte d'éradication de la pauvreté, car en posant un diagnostic, on peut ensuite agir sur le problème. Plus récemment, la pratique de l'expérimentation se prolongera dans les sciences de l'éducation où on parle par exemple de « evidence based education » [11]. L'expression « expérimentation sociale » sera aussi utilisée associée à un mode d'action spécifique aux politiques publiques [12].

A. L'expérimentation en tant que modèle d'avancement scientifique

Nous retenons donc l'idée d'application d'un protocole uniforme afin d'identifier des variations dans les usages d'un dispositif. Imaginons-nous un outil informatique soumis à des sujets testeurs. Un retour d'utilisation est par la suite réalisé menant à la correction des disfonctionnements ou à la distribution large en cas de succès. Nous appellerons les conditions de réalisation de cette expérimentation des conditions de « laboratoire ». L'emploi du terme « laboratoire » se fait ici de manière générique afin de désigner des conditions d'utilisation très contrôlées. Et tout comme nous le rappelle B. Latour, « *l'expérimentation de laboratoire est une mise en place rare, couteuse, locale, artificielle ; elle permet aux objets de devenir pertinents pour des affirmations faites par les chercheurs* […] »[1] [13].

B. Quitter le « laboratoire » pour rencontrer le social

C'est à ce niveau qu'une méthode expérimentale dans des conditions de laboratoire sera recréée aussi au niveau des disciplines humaines et sociales précédemment évoquées. Il y a cependant une modification non négligeable qui s'installe par rapport à l'expérimentation des sciences dites dures ou naturelles, car cette fois-ci ce sont les sujets humains qui deviennent les principaux acteurs de l'expérimentation et non plus les objets.

Des critiques ont été par la suite apportées à la méthode expérimentale de laboratoire telle qu'elle est appliquée dans les sciences sociales [13]. Cependant, une forme hybride peut y apparaître. Elle « *constitue* […] *un échelon intermédiaire entre l'enquête de laboratoire rigoureuse, mais artificielle et l'enquête d'exploration ou de diagnostic* » [6], c'est l'expérimentation sur le terrain. Selon M. Grawitz [6], « *les conditions à réunir pour entreprendre une expérimentation sur le terrain sont encore plus difficiles que celles qu'impose une enquête. Les qualités nécessaires, le degré de formation de l'expérimentateur sont forcément élevés, l'aide des enquêtés le plus souvent indispensable. Il faut obtenir plus que des autorisations, des conditions très particulières de réussite* ». Lorsqu'on essaie de reproduire ces conditions de laboratoire dans la vie réelle, des changements risquent d'y intervenir, car les variables sont moins maîtrisables et les conditions sociales de déroulement de l'expérimentation sont ainsi complexes. Selon B. Latour [13], il y a une grande différence entre l'expérimentation de laboratoire dans les sciences dites « exactes », « dures » et/ou « naturelles » et les sciences dites « humaines » et/ou « sociales » dans le sens où, la science naturelle étudie des objets, tandis que la science sociale se concentre sur l'humain. Si l'expérimentation est tout à fait valable pour les objets car ils gardent leur pouvoir d' « opposition », elle est moins valide pour les humains, car dans ces conditions de laboratoire ces derniers tendent à ne pas montrer leur véritable position en se pliant aux demandes des « expérimentateurs ». Pour avoir une correspondance méthodologique dans les sciences sociales par rapport aux sciences naturelles, il faut d'abord sortir du laboratoire. Dans ce cas, il est plus adéquat de considérer le sujet testeur comme un acteur réseau, ou plutôt un acteur entouré par un réseau d'autres « adjuvants ». Le retour sur l'utilisation implique les variables indiquées initialement, mais l'acteur va y jouer un rôle aussi, en détournant l'objet, en le jugeant, en y rajoutant ses besoins complémentaires, en rentrant et en sortant dans le processus d'expérimentation à son bon escient.

Cet article se propose donc de détailler et ensuite de catégoriser les principales composantes du processus (de recrutement) mis en place afin d'identifier les sujets utilisateurs, ce qui dans un projet initial fut décrit comme une « expérimentation ». En sortant du « laboratoire », l'acteur n'est pas isolé. Pour le rencontrer plusieurs étapes restent à franchir. Après une courte description du contexte du projet qui vise à expérimenter le dispositif, les étapes spécifiques seront mises en évidence à partir d'une expérience déroulée sur un territoire particulier. C'est par rapport à cette méthode que des critiques seront ultérieurement formulées. Nous observerons comment les paramètres de l' « expérimentation » initialement dessinée seront transformés à la rencontre du monde « social » dans l'étude de cas qui suit. Nous précisons qu'il s'agit bien d'une situation qui a initialement été catégorisée comme une « expérimentation ». Tout cela nous permet donc de mieux nuancer nos propos par rapport à ce qui a été précédemment expliqué de la méthode expérimentale dans les sciences sociales.

III. UN OUTIL POUR ENCOURAGER L'AUTONOMIE

A. Description du dispositif

EyeSchool [13] est un dispositif conçu pour faciliter la prise de notes pour les élèves présentant des déficiences visuelles et auditives et des troubles dys. Il a une modularité à la fois logicielle et matérielle, en s'adaptant aux différents besoins en contexte scolaire. Le poids léger du matériel compte respecter le caractère nomade de la solution. Ainsi une webcam et un scanner portables accompagnent l'élève afin de lui permettre d'enregistrer les informations transmises par l'enseignant. Le logiciel est également compatible avec des tableaux numériques interactifs.

Mais la personnalisation ne tient pas qu'à la structure matérielle, le même esprit du « choix » accompagne les options associées à l'usage logiciel. Les principales fonctionnalités du dispositif incluent donc la possibilité :

[1] « *A laboratory experiment is a rare, costly, local, artificial set up in which it becomes possible for objects to become relevant for statements made by scientists* […] »

- d'appliquer un traitement adapté aux images fixes enregistrées à travers la webcam ou le scanner (zoom, contraste, lumière, filtres, etc.) ;
- d'associer des notes aux images précédemment enregistrées et adaptées. ;
- de procéder à la reconnaissance des caractères d'un document textuel afin de permettre sa modification à l'aide d'un logiciel de traitement de texte et sa restitution vocale au moyen de la synthèse vocale intégrée au système d'exploitation.

Un système de classement automatique enregistre les documents de l'utilisateur (images du tableau, documents scannés, notes prises), fonction s'avérant utile pour des raisons de rapidité dans la gestion de l'information. Cela n'exclut pas la possibilité ultérieure d'organisation personnelle et individualisée des documents.

Des options d'ergonomie de l'outil y sont associées, le jeune pouvant personnaliser son profil d'utilisation (police des caractères, espacement entre caractères, couleurs, etc.). Un outil de synthèse vocale y est inclus, permettant d'éviter la fatigabilité qui risque d'apparaître chez les utilisateurs.

B. Description du contexte du projet

Le dispositif s'adresse aux jeunes déficients visuels (plus précisément mal-voyants), déficients auditifs et jeunes présentant des troubles dys (dyslexie, dyspraxie, dysphasie).

Le projet initial concerne principalement des élèves en inclusion en milieu ordinaire : l'un des enjeux de l'outil étant d'encourager leur indépendance et leur autonomie dans la prise de notes. Quelques institutions spécialisées, ainsi que des établissements de l'enseignement supérieur (universités, grandes écoles) y sont également associées. Nous rappelons que la loi du 11 février 2005 encourage la scolarisation des jeunes en situation de handicap en milieu ordinaire. Cette scolarisation peut être « individuelle », c'est-à-dire que l'élève participe aux enseignements d'une classe ordinaire, ou sinon « collective ». Dans ce dernier cas, l'élève fait partie d'une CLIS (Classe pour l'Inclusion Scolaire) pour l'enseignement primaire ou d'une ULIS (Unité Localisée pour l'Inclusion Scolaire) pour le second degré.

Le protocole d'une expérimentation a ainsi été mis au point afin de tester l'outil. Il prévoit que pendant une année scolaire l'outil de prise de notes soit mis à la disposition des élèves en situation de handicap de quatre régions françaises. Quatre cents élèves et étudiants sont ainsi susceptibles d'utiliser le dispositif en classe et à la maison.

C. Une « expérimentation » à large échelle

Entre avril et juin 2012, une phase de pré-test a été effectuée. Pendant trois mois, dix-huit jeunes ont pu évaluer une première version du dispositif. Parmi eux, dix élèves sont déficients visuels, six sont dysphasiques et deux déficients auditifs. Sur la base des résultats obtenus suite à cette utilisation à petit effectif, un certain nombre d'améliorations ont été apportées à la solution logicielle et matérielle. Le dispositif testé pour le projet à présent mentionné intègre donc les observations issues de ces premiers essais [15].

Compte tenu de l'expérience du mois d'avril 2012, le projet s'élargit comme mentionné précédemment, tout en incluant quatre régions françaises. Un protocole d'expérimentation, identique pour toutes les régions, est ainsi mis en place et attendu à être suivi pour chacune d'entre elles. Afin que les élèves et les étudiants puissent participer à l'expérimentation, ils sont censés être accompagnés par différents professionnels. D'un côté, le projet définit les professionnels « techniques », aussi appelés référents informatiques, de l'autre des référents qui prennent en charge le volet usage et apprentissage accompagné par le dispositif. Ils seront appelés des « référents pédagogiques ».

Deux grandes catégories d'acteurs sont par la suite définis comme participants à l'expérimentation : d'un côté les professionnels du médico-social, de l'autre les professionnels de l'Éducation nationale comme les représentants des académies et les enseignants. Une fois rencontrés, la diversité de ces acteurs et de leurs pratiques font réévaluer les modèles et les temporalités prévues pour la mise en place de l'expérimentation.

Chaque région participant à l'ensemble du projet rencontre cependant des spécificités en termes institutionnels et organisationnels. Nous nous penchons dans cet article sur la mise en place de l' « expérimentation » dans l'une de ces quatre régions.

IV. SORTIR DU NOMBRE RESTREINT

A. Spécificités d'une région

La région choisie est composée de trois académies, avec des profils d'élèves différents. Dans chacune des académies, une hiérarchie permet la gestion de l'action, en passant par les inspecteurs spécialisés, les professeurs ressource pour les différentes catégories de déficiences, ou les responsables du matériel éducatif adapté. Le début de la mise en place des expérimentations vise à obtenir l'accord de ces acteurs majeurs de l'éducation. Si le protocole initial précise une schématisation au niveau des participants, le « terrain » montrera bientôt leur complexité. Précisons que ces acteurs participent à l'organisation de la scolarité et à l'accompagnement du jeune en situation de handicap. L'expérimentation est conçue pour se déployer sur une population de cent jeunes pendant l'année scolaire 2013-2014. Les jeunes participent par la suite à une évaluation incluant des retours sur leur satisfaction et leurs pratiques. Ces éléments, comme mentionné par le protocole de l'expérimentation, seront évalués à la fin de la période de l'expérimentation. Le nombre de participants prévu pour cette expérimentation introduit cependant de la complexité dans son déroulement.

Les rythmes et les emplois de temps des nombreux professionnels étant différents, cela a des implications directes sur l'organisation de la mise en place de l'expérimentation. Si le projet initial prévoit un nombre limité de rencontres de type comités de pilotage régional, la spécificité de la zone oblige à une réévaluation du protocole. Ainsi, pendant une période de

quatre mois, plus de trente réunions ont été organisées pour la mise en place de l'expérimentation. Il s'agit bien de :

- réunions de présentation ou de formation à l'outil ;
- réunions de suivi ou mise à disposition/ installation du matériel ;
- des réunions restreintes avec un ou deux participants et des réunions élargies avec une vingtaine de participants ;
- des réunions avec une catégorie d'acteurs (les responsables de l'Éducation nationale, les représentants des services médico-sociaux, les jeunes, leurs familles) ou avec plusieurs types d'acteurs.

Cette forme d'organisation induit des décalages temporels surtout par rapport au démarrage de l'expérimentation, des éléments tout aussi importants à prendre en considération lors de l'évaluation finale.

En outre, chaque académie de la région a son fonctionnement propre. Ce qui détermine des variations par rapport à la visibilité des jeunes impliqués dans l'expérimentation. Il peut aussi y avoir un travail à des degrés différents en termes de collaboration avec les professionnels du médico-social. De plus, le protocole hiérarchique de chaque académie connaît des degrés différents, en passant d'un appui-accompagnement, ou d'une liberté laissée aux acteurs de terrain dans le choix des élèves, au besoin de centraliser les informations concernant les jeunes participants. Tout cela détermine la nécessité de respecter ces fonctionnements « régionaux » différents, ainsi qu'une adaptabilité de la part des personnes qui mettent en place l' « expérimentation ».

Nous constatons aussi la présence de plusieurs « canaux » d'information qui se croisent dans l'identification des élèves, qu'il s'agisse de listes des élèves envoyées par les inspections, de listes d'élèves identifiés par les professionnels du médico-social ou de listes proposées directement par les établissements scolaires. Un travail de synthèse de ces informations sera par la suite nécessaire, avec retour ultérieur vers les inspections incluant donc les informations mises à jour.

Le travail de prévision et de mise en place organisationnelle varie aussi en fonction des académies. Ainsi l'outil technique a besoin d'acteurs humains qui l'accompagnent. Ce travail implique la prise de contact, la démonstration du dispositif et la formation à son utilisation, l'équipement proprement dit précédant de cette manière une étape de passage de relais. Entre une liste initiale et la liste des élèves équipés les variations ne sont pas une exception.

Du côté de l'organisation proprement dite, il y a la nécessité de mettre du matériel à disposition des référents suite à leur demande dans l'idée d'une meilleure démonstration auprès des élèves. Tout cela préconise une étape supplémentaire non anticipée initialement. Et cela modifie les chiffres des élèves participant à l'expérimentation, car le matériel associé est disponible en quantité plus réduite.

Vu les processus précédents, le temps d'utilisation du dispositif n'est pas égal pour chacun des élèves, ce qui impliquera une adaptabilité de la part des organisateurs en termes d'évaluation des usages du dispositif.

B. Profil des institutions participantes et des acteurs accompagnant les jeunes

Les écoles élémentaires, les collèges, les lycées, les écoles spécialisées et les universités sont autant d'institutions qui accueillent les jeunes. Leur travail d'accompagnement se fait conjointement avec celui de services ou établissements du médico-social (des SAAAIS[2], SIAM[3], SDIDV[4], etc.). Mentionnons cependant qu'il s'agit dans la plupart des cas de services prenant plutôt en charge la déficience visuelle et les troubles dys.

Les réunions précédemment évoquées donnent un aperçu rapide des divers acteurs qui accompagnent les jeunes. Il y a d'un côté les professionnels du médico-social : ergothérapeutes, orthoptistes, orthophonistes, etc., de l'autre les représentants de l'Éducation nationale (IEN ASH[5], responsables du matériel pédagogique adapté, professeurs ressources, infirmières, enseignants, directeurs d'institutions scolaires).

Il ne s'agit pas ici d'une liste exhaustive, mais juste de quelques retours visant à mettre en évidence la multiplicité des accompagnements des jeunes.

Il existe aussi une « marge » non-anticipée de l'expérimentation, qui permet finalement un contrepoint utile en termes d'usages possibles. Ainsi des étudiants des établissements publics ou privés sont susceptibles d'intégrer l'expérimentation. Et il y a ensuite des demandes venant de la part de personnes qui ne font pas partie de la région choisie pour l'expérimentation, mais qui sont intéressées par le dispositif. Par conséquent, de nouvelles procédures organisationnelles sont à « bricoler » selon le terme de C. Lévi-Strauss [16], car les besoins et les potentiels d'autonomie diffèrent.

L'implication des familles est à son tour variable. Ainsi, elles peuvent être très présentes lors des réunions de présentation par exemple, ou absentes complétement, sans aucun envoi de réponse aux invitations qui leurs sont adressées. Cette présence/absence peut avoir des implications directes sur les usages ultérieures, une hypothèse à tester lors de l'évaluation des pratiques.

C. Plusieurs formes d'accompagnement à l'usage du dispositif

Si les formes de scolarisation de jeunes en situation de handicap sont diverses (en inclusion individuelle, collective, en classe spécialisée), l'accompagnement et la formation au dispositif expérimenté sont tout aussi variés. Nous avons

[2] Service d'Accompagnement à l'Acquisition de l'Autonomie et à l'Intégration Scolaire
[3] Service d'Intégration en Accueil collectif des Mineurs
[4] Service Départemental pour l'Intégration des enfants Déficients Visuels
[5] Inspecteurs de l'Éducation Nationale chargés de l'Adaptation scolaire et de la Scolarisation des élèves Handicapés

comme preuve le petit état des lieux que nous venons de tracer. En outre, la mise en place de l'expérimentation exige une réorganisation des rôles traditionnels des acteurs. Comme le projet distingue entre des « référents informatiques » et « référents pédagogiques », certains acteurs du médico-social endossent les deux rôles à la fois.

La formation des jeunes à l'utilisation du dispositif est souvent assurée par ces professionnels. Mais l'installation du dispositif sur les ordinateurs peut bifurquer en fonction du statut du matériel dont disposent les jeunes (prêté par l'Éducation nationale, ordinateurs personnels, etc.). Nous nous limitons cependant à quelques exemples sans dresser un tableau complet des possibilités déjà existantes de l'accompagnement à l'usage du dispositif. Il existe cependant des variations en termes de temps de formation déterminée par la disponibilité des acteurs participants.

Un modèle plus présent est celui dans lequel l'élève en inclusion est accompagné par un centre médico-social. Mais il y a aussi des exceptions. C'est à ce moment que s'impose le besoin d'« inventer » et, de nouveau, « bricoler » en termes lévi-straussiens. Cela suppose par exemple la prise de contact avec des professionnels du privé, ou avec des professionnels de l'Éducation nationale.

Tous ces éléments peuvent paraître anodins et l'on pourrait se demander quelle est leur pertinence par rapport aux questions techniques. Mais, nous nous rendons vite compte que pour une bonne mise en place technique, aussi bien en termes de temporalités que d'applications au service de la production de connaissances, l'humain n'est pas de trop.

V. LE SUJET ISOLÉ N'EXISTE GUÈRE

Nous avons vu comment une « modularité » potentielle accompagne le dispositif testé par le projet tant à un niveau technique, éléments d'ailleurs prévus dans le projet initial, qu'à un niveau humain, à travers les expériences de prise de contact avec les différents acteurs participants à l'expérimentation. Cela pourrait venir néanmoins dans la continuité du nouveau paradigme de l'autonomie de la personne en situation de handicap présent au niveau des politiques publiques du handicap. Le fait de personnaliser les situations serait un appui de cette autonomie.

Les exemples présentés viennent aussi illustrer le fait qu'il est difficile de parler d'un sujet isolé prenant en charge tout seul l'outil technique et numérique.

Dans cet article nous nous sommes concentrés sur les étapes de la mise en place de l'expérimentation dans une région visée par le projet concernant le numérique à l'école. Un protocole de l'expérimentation précède à l'évaluation des usages possibles. La méthodologie de cette évaluation fera en elle-même l'objet d'une étude future.

Nous avons aussi pu constater que le protocole d'une expérimentation scientifique s'avère plus difficile à mettre en pratique en dehors des conditions contrôlées de « laboratoire ». C'est pour cela que nous parlons d'une expérience sociale à plusieurs pas, ce qui engendre des détournements, voire des bricolages mis en pratique par les participants. Nous rappelons par ailleurs que pour Levi-Strauss [16], l'activité de bricolage est avant tout une activité d'innovation. Les stratégies de l'expérimentation se modifient en contact avec le social, d'où des modifications en termes de temporalités, de nombre de réunions, d'acteurs rencontrés, etc. Et au final, nous découvrons comment le sujet utilisateur (élève/étudiant) fait partie d'une « communauté de pratique » qui « se configure » autour de lui.

Nous pouvons de cette manière conceptualiser notre réalité sociale en termes de « configuration » [17], les groupes, ainsi que la population que nous prenons en considération pouvant être vus sous la forme d'un réseau d'interdépendances nécessaires entre individus. En suivant la pensée de N. Elias, N. Duvoux nous rappelle ainsi que « *pour saisir la société, le raisonnement doit être relationnel, comme l'objet qu'il vise à appréhender* » [18]. Et nous retenons cependant l'idée que nous assistons à une modification continue de cette configuration en fonction de l'action entreprise, d'où son aspect dynamique [17]. Tout cela nous mène vers la théorie d'acteur-réseau [19] qui nous aide à ainsi comprendre comment des relations sont possibles. Selon cette théorie de l'acteur réseau, le monde social est constitué par un réseau d'acteurs humains et non-humains, un ordinateur, ou un logiciel, par exemple, pouvant de cette manière constituer un acteur non-humain déterminant par exemple le sens des actions d'un acteur humain. Nous pouvons à ce moment intégrer les objets en tant qu'acteurs non-humains, ce qui permet une compréhension plus facile des actions entreprises par les participants.

Nous avons présenté un cas initialement conçu dans les termes d'une expérimentation de « laboratoire » appliquée au social, et nous aboutissons à la conclusion qu'il s'agit d'un outil dont l'expérimentation implique de la complexité. Sa compréhension serait cette fois-ci mieux à concevoir tout en respectant et acceptant la diversité inhérente au monde sociale. Cependant, il ne faudrait pas éluder les modifications qui s'imposent en termes temporels et de ressources allouées. Nous concluons avec B. Latour, que « *ce que les sciences sociales, avec les naturelles, peuvent faire est de représenter les choses avec toutes leurs conséquences et incertitudes à l'attention des gens mêmes.* »[6] [13].

Cette étude de cas souligne encore une fois l'idée qu'à son tour celui qui va à la rencontre du monde social, qu'il soit « chercheur » ou « expérimentateur » n'est pas neutre, il se trouve confronté à la nécessité de se repositionner, de modifier d'éventuelles prénotions, de revoir parfois sa méthodologie et son protocole en fonction des contraintes et réalités du terrain, de ne pas oublier la participation de l'humain, mais aussi du « non-humain », de gérer les enjeux relationnels impliqués par la recherche.

Au final, tout en testant un outil technique, l'expérimentation peut donner lieu à de nouvelles questions,

[6] « *What the social sciences, together with the natural, can do, is to represent those things in all of their consequences and uncertainties to the people themselves. This is what Dewey, in one of his most important contributions, offered as a vocation to the social sciences seventy years ago* »

qu'elles soient liées à des pratiques pédagogiques ou organisationnelles. Nous nous rendons ainsi compte qu'elle est loin de la pure neutralité, tout en modifiant l'environnement général des acteurs participants et en introduisant des modifications dans la marche du monde. D'autant plus qu'il s'agit du monde du handicap, un monde dans lequel la norme est celle de la spécificité de chaque personne, l'individu-médian y trouvant très peu son sens.

Remerciements

Cet article présente un projet soutenu par le Fonds pour la Société Numérique (FSN) géré par la Caisse des Dépôts dans le cadre du programme « Investissements d'avenir. Développement de l'Économie Numérique ». Quatre acteurs principaux y participent : le CENTICH, l'INSHEA, THALES et Synerlog.

Nous remercions les partenaires du projet : Nadine Vigouroux, Nathalie Louis, Julie Brin, Jawad Hajjam, Sylvie Ervé, Joseph Colineau, Thierry Hobé et Loïc Brimant. Et nos collègues : Mélissa Arneton, Laurence Joselin, Roberto Toledo.

Bibliographie

[1] Note d'information du Ministère de l'Éducation nationale, http://cache.media.education.gouv.fr/file/2012/58/4/DEPP-NI-2012-10-scolarisation-jeunes-handicapes_214584.pdf accédé le 31 janvier 2014.

[2] S. Normand, « Formation et éducation de personnes en situation de handicap (Déficience visuelle). Évolution du cadre législatif. Usages des dispositifs destinés aux élèves déficients visuels dans le secondaire » (rapport d'étude), Cachan : STEF, 60 pages, 2006.

[3] Loi pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées, loi n° 2005-102, JO n° 36 du 12 février 2005.

[4] C. Bernard, « Introduction à l'étude de la médecine expérimentale », Flammarion, Sports Et Loisirs, numéro 836, Texte originalement publié en 1865.

[5] P. Grelley, « Contrepoint – La méthode expérimentale, Informations sociales » 6/2012 (n° 174), p. 23-23.

[6] M. Grawitz, « Méthodes des sciences sociales », 11ème édition, Paris, Dalloz 1964-2001.

[7] K. Lewin, « Group decision and social change », dans T. Newcomb, E. Hartley (Eds.), Readings in Social Psychology, New York : Holt, 1947.

[8] S. Milgram, « Soumission à l'autorité », Paris, Calmann-Lévy, 1994.

[9] S. Dauphin, « Expérimenter, innover : d'où ça vient ? Comment cela fonctionne ? », Informations sociales 6/2012 (n° 174), p. 8-11.

[10] E. Duflo, « Expérience, science et lutte contre la pauvreté », http://www.college-de-france.fr/site/esther-duflo/inaugural-lecture-2009-01-08-18h00.htm, accédé le 05 février 2014.

[11] O. Rey, « Entre laboratoire et terrain : comment la recherche fait ses preuves en éducation », Dossier de veille de l'IFÉ, n°89, 2014, en ligne : http://ife.ens-lyon.fr/vst/DA/detailsDossier.php?parent=accueil&dossier=89&lang=fr accédé le 30 janvier 2014.

[12] F. Legendre, « Le recours croissant aux expérimentations sociales en économie », Informations sociales 6/2012 (n° 174), p. 13-22.

[13] B Latour, « When things strike back: a possible contribution of 'science studies' to the social sciences », British Journal of Sociology, Special Millenium Issue edited by John Urry, vol 51 n°1 pp 107-123, 2000.

[14] EyeSchool, http://www.eyeschool.fr/, accédé le 30 janvier 2014.

[15] M. Muratet et al., « EyeSchool : Un dispositif d'aide à la scolarisation », actes de l'atelier « EIAH et situations de handicap », EIAH 2013, p.23-30, 2013.

[16] C. Levi-Strauss, La pensée sauvage, Ed Plon, 1962.

[17] N. Elias, « Qu'est ce que la sociologie ? », Presses-Pocket, Paris, p. 157, 1993.

[18] N. Duvoux, « Configuration », Sociologie (en ligne), Les 100 mots de la sociologie, mis en ligne le 01 juin 2011 : http://sociologie.revues.org/923, accédé le 30 janvier 2014.

[19] M. Callon, B. Latour, « Unscrewing the Big Leviathans. How Do Actors Macrostructure Reality », in K. Knorr and A. Cicourel (eds) Advances in Social Theory and Methodology. Toward an Integration of Micro and Macro Sociologies, London, Routledge, 1981.

Vers une transformation automatique des images pédagogiques en cartes tactiles,

Y. Chen, Z. Haddad, J. Lopez-Krahe

Vers une transformation automatique des images pédagogiques en cartes tactiles

Yong CHEN
THIM(EA 4004 CHART)
Université Paris 8
2 rue de la Liberté, 93526 St Denis
ychen09@etud.univ-paris8.fr

Zehira HADDAD
THIM (EA 4004 CHART)
Université Paris 8
2 rue de la Liberté, 93526 St Denis
zehira.haddad-bousseksou@univ-paris8.fr

Jaime LOPEZ KRAHE
THIM(EA 4004 CHART)
Université Paris 8,
2 rue de la Liberté, 93526 St Denis
jlk@univ-paris8.fr

***Résumé*—Ce document présente une approche de transcription automatique des images pédagogiques en images tactiles. La transcription proposée est réalisée en respectant les différentes contraintes liées au handicap concerné. Ce travail se compose de plusieurs phases. Pour chaque phase, des méthodes de traitement numérique des images ont été appliquées pour un but final d'automatisation du procédé de transcription. Les résultats obtenus sur les cartes tactiles sont satisfaisantes et très encourageantes pour la suite des travaux concernant l'automatisation complète du processus de transcription d'images en cartes tactiles. La méthodologie peut être élargie à d'autres types d'images : graphiques, géographiques, géométriques, etc. Une phase d'expérimentation est en cours.**

Mots clés—accessibilité, reconnaissance de formes, transcription tactile.

I. INTRODUCTION

Faciliter l'accès au savoir, à la formation et à l'éducation des personnes handicapées est un combat quotidien auquel se heurtent un certain nombre d'organismes et d'associations dans notre société. De ce fait, dans le cadre de ce travail, nous nous intéressons au développement d'interfaces adaptées aux personnes aveugles et mal voyantes (PAM) qui leurs facilitent l'accès au savoir et à l'apprentissage. Parmi les travaux existants, nous citons le développement de systèmes de visualisation haptiques pour les PAM [1], l'accès aux documents graphiques du web en utilisant une souris à retour d'effort [2] ainsi que les travaux de Way sur l'automatisation de la transcription tactile des images [3].

Notons que jusqu'à présent, la conversion d'images en documents tactiles se faisait manuellement, ce qui représente un travail fastidieux et coûteux. En effet, des personnes formées sont mobilisées pour faire la transcription d'images en cartes tactiles. Ces cartes tactiles seront ainsi facilement exploitées par les PAM. Notons également que la conversion manuelle de certaines images peut durer à elle seule un nombre important d'heures. L'objectif du travail présenté dans cet article est de faciliter le procédé de conversion en l'automatisant. Cette automatisation se fera en utilisant les avancées actuelles dans le domaine du traitement d'images numériques et plus précisément dans celui de la reconnaissance de formes. En effet, les avancées technologiques dans ces domaine ont tellement évolué lors de ces dernières décennies qu'il devient tout à fait envisageable de proposer des solutions à la problématique traitée. Toutefois, malgré les très bons résultats obtenus par les travaux de recherche actuels, il est impossible d'avoir un taux de réussite de 100% pour n'importe quel type d'images. Prenons par exemple la phase de reconnaissance automatique des caractères, même si la performance des logiciels actuels est de très haut niveau, on peut avoir dans certains cas des erreurs qui peuvent s'insérer. De ce fait, étant conscients que le fait d'utiliser pour notre problématique, une automatisation « en aveugle » du procédé de conversion peut entrainer des erreurs, nous avons préféré insérer un outil de vérification et de validation de l'utilisateur. Cet outil vient alors confirmer les différentes étapes du procédé. Le but recherché par la mise au point de ce système de validation est de garantir une fiabilité maximale. Par ailleurs, étant donné que les documents produits par le logiciel proposé sont dédiés à être exploités par des personnes à besoins spécifiques, le logiciel proposé doit de ce fait, respecter les différentes contraintes liées au handicap concerné. Au final, les gains en temps et en moyens non négligeables obtenus à l'aide de ce procédé nous permettent d'envisager d'autres champs d'applications plus larges comprenant à long terme tout type de document pédagogique (cartes géographiques, figures géométriques, graphes statistiques, courbes analytiques, dessins techniques…etc.).

Finalement, la procédure propose ici vise également à terme pour ouvrir l'accès direct à une grand partie des documents numériques qu'on peut trouver sur Internet. Actuellement les PAM sont bloquées pour accéder à ces informations non textuelles qui correspondent à des images à contenu sémantique restreint.

Dans ce document, après avoir décrit le cadre globale de ce travail et bien situer la problématique traitée, nous présentons dans la section II un organigramme illustrant les différentes étapes du procédé de conversion proposé, puis, nous décrivons dans les sous sections correspondantes les différentes méthodes utilisées. Dans la section III, nous présentons et discutons les résultats correspondant à chaque étape du processus. Finalement, la section IV montre quelques résultats expérimentaux et la section V conclut le travail en examinant les solutions proposées et en dressant des perspectives.

II. METHODOLOGIE ADOPTEE

Nous présentons dans la figure 1, un organigramme détaillant les différentes étapes à suivre pour la transcription automatique des images en cartes tactiles.

Ayant une image à transcrire, l'approche proposée consiste d'abord à appliquer un seuillage à l'image à niveau de gris afin de la rendre binaire. Le résultat est alors une image ne comportant que deux niveaux de gris 0 (couleur noire) et 1 (couleur blanche). En effet, étant donné qu'on traite des images de fascicules scolaires de contenu assez simple, le fait de binariser ces images nous facilite le traitement minimisant la perte d'information sémantique de l'image originale. Dans les images couleur, une segmentation permettrai de séparer les régions et produire les textures adéquates.

Puis, dans un second temps, l'approche proposée consiste à séparer les différentes formes contenues dans l'image. Cette séparation se fait grâce à l'étape d'analyse par composantes connexes [4]. Par la suite, pour chaque forme détectée dans l'étape précédente, on détermine un vecteur caractéristique qui est propre à cette forme. Ce vecteur aura pour principal rôle de bien représenter les propriétés caractéristiques de la forme afin de la reconnaitre facilement. Cette étape de reconnaissance automatique de la forme est finalement effectuée en utilisant un algorithme de classification floue [5,6,7].

La suite de la procédure consiste à affecter des textures bien différentiables à chaque forme préalablement détectée. Par ailleurs, dans la légende, on fera correspondre aux différentes textures utilisées, des textes brailles qui décrivent les formes représentées.

En ce qui concerne la région texte présente dans l'image, on propose d'appliquer un processus de reconnaissance automatique du texte. Ce processus comprend d'abord des étapes de détection, extraction et reconnaissance automatique de caractère appliquées à l'image pour extraire et reconnaitre les zones correspondantes au texte. Les zones ainsi détectées seront par la suite transcrites automatiquement en langage braille.

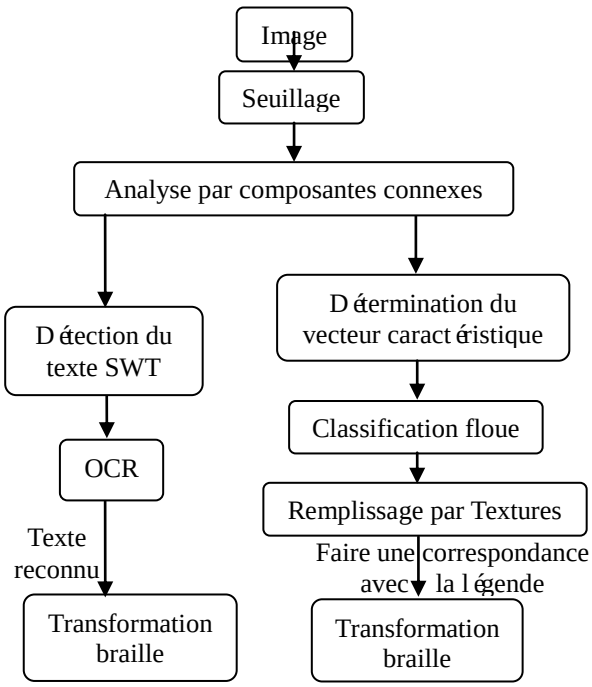


Fig. 1. Organigramme descriptif de l'approche proposée.

Nous allons dans ce qui suit, détailler les différentes étapes du processus de transcription tactile d'images pédagogiques.

A. Seuillage

La première étape du processus proposé est la segmentation par seuillage. Le fait de choisir ce type assez simple de méthode de segmentation s'explique par la nature du type d'images utilisé. En effet, les images traitées étant assez simples, nous avons préféré rendre l'image binaire pour simplifier les valeurs à manipuler dans l'image (les valeurs des différents pixels). Ainsi cette étape permet de réduire ces valeurs en n'utilisant que deux valeurs 0 et 1. Cette étape nous permet finalement de mieux gérer le contenu de l'image (couleur noire 0) en le séparant efficacement du fond de l'image (couleur blanche 1).

B. Analyse par composantes connexes

Le deuxième niveau de segmentation utilisé est l'analyse par composantes connexes. Ce type de segmentation cherche les ensembles de pixels noirs connectés appelés composantes connexes (connected components) ou blobs pour extraire les formes du fond de l'image On obtient ainsi une image dans laquelle chaque objet est identifié par analyse ou plutôt un étiquetage des composantes connexes. De ce fait, chaque composante connexe est identifiée de manière unique par une étiquette lui correspondant.

Le principal intérêt de ce niveau de segmentation est d'analyser le contenu de l'image pour identifier et extraire les objets réellement intéressants dans l'image.

C. Reconnaissance de formes

Dans certaines images pédagogiques (comme les images astronomiques par exemple), on trouve principalement des formes bien spécifiques qui correspondent à certaines informations de l'image. Les formes bien connues et qui sont les plus souvent présentes dans ce type d'images sont les cercles et les ellipses qui correspondent aux différentes planètes et au soleil. Nous proposons dans le cadre de ce travail, une détection automatique et une reconnaissance intelligente de différentes formes géométriques dans l'image.

A chaque forme spécifique correspond des propriétés bien particulières qui peuvent de ce fait caractériser cette forme. Nous avons alors proposé d'utiliser un ensemble de paramètres ordonnés dans un vecteur qu'on définira comme vecteur caractéristique de la forme. Ainsi, dans le but de reconnaitre efficacement une forme et de la distinguer des autres, nous avons utilisé les paramètres mathématiques suivants :

- Le nombre de sommets qui est donné par le détecteur de Harris [8]. La figure 2 représente les sommets de quelques formes géométriques simples. Ces sommets sont représentés dans cette figure par des croix rouges.
- Le rapport entre la surface concave et la surface convexe A/A_{ch}. Dans la figure 3, nous représentons la partie convexe et la partie concave de quelques formes géométriques.

- L'excentricité mathématique : qui est un paramètre réel positif caractéristique d'une courbe type ellipse.
- Le rapport entre la surface concave et la surface de l'enveloppe englobante A/A_b . La figure 4 représente la différence entre ces deux entités.
- Le rapport entre le périmètre de l'enveloppe convexe élevé au carré et sa surface P_{ch}^2/A_{ch}.
- Le rapport entre le périmètre de la forme et le périmètre de son enveloppe convexe P/P_{ch}.

Les figures suivantes illustrent quelques notions utilisées pour la détermination des paramètres composants le vecteur caractéristique:

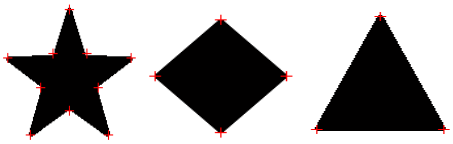


Fig. 2. Représentation des sommets de différentes formes.



Fig. 3. Différence entre les surfaces concaves et convexes de différentes formes.

Nous représentons dans ce qui suit l'enveloppe convexe d'une forme en tracé bleu et l'enveloppe englobante (le rectangle englobant) en trac é rouge.

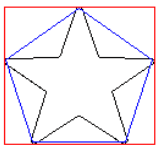


Fig. 4. Représentation de l'enveloppe convexe et de l'enveloppe englobante.

Pour chaque forme correspond un vecteur caractéristique avec des valeurs de paramètres. Le tableau 1 montre les valeurs idéales relatives à chaque forme.

TABLE I. Valeurs des paramètres du vecteur caractéristiques correspondant à différentes formes.(X: n'importe quelle valeur)

Forme	**Paramètres composant le vecteur caractéristique**					
	Nombre de sommets	***excentricité***	A/A_{ch}	A/A_b	P_{ch}^2/A_{ch}	P/P_{ch}
Triangle	3	X	1	0.5	X	1
Carré	4	0	1	1	X	1
Rectangle	4	X	1	1	X	1
Losange	4	X	1	0.5	X	1
Cercle	0	0	1	$\pi/4$	4π	1
Ellipse	0	X	1	$\pi/4$	X	1
Etoile	10 (5 sur l'enveloppe convexe)	X	0.6	0.4	X	X

Une fois le vecteur caractéristique calculé pour chaque forme, la reconnaissance automatique de la forme se fait en appliquant un algorithme de classification flou [5] basé sur les valeurs des paramètres données dans le tableau 1. Cet algorithme de classification floue va pouvoir attribuer une classe à chaque forme détectée de telle sorte que chaque forme géométrique dans l'image puisse facilement être reconnue intelligemment.

D. Remplissage par textures et prise en compte des contraintes tactiles

Une fois que les différentes formes et objets de l'image ont bien été identifiés, l'étape suivante consiste à leur affilier des textures.

Des études ont montré que les personnes aveugles et malvoyantes (PAM) avaient du mal à distinguer sur une même carte plus d'un certain nombre de textures. Pour remédier à ce problème, nous nous sommes limités en nombre de textures à affilier. Nous avons choisi de travailler avec un maximum de cinq textures différentes par carte tactile [9]. Il est possible de choisir manuellement la texture et les objets à remplir pour limiter le nombre de texture. Les formes sont quant à elles remplies par la couleur noir. Toujours dans la même logique, nous avons choisi des textures bien différentiables. L'objectif attendu est que les PAM puissent distinguer ces textures assez facilement au toucher. En effet, le sens du toucher contrairement à la vision est un sens assez limité dans l'exploration 2D. Par le biais de la vue, on peut facilement avoir accès à plusieurs informations assez riche en quantité d'une façon immédiate, tandis que si nous voulons transcrire tout cela par le toucher cela devient bien plus contraignant à mettre en place. Le sens du toucher étant assez restreint, l'assimilation des informations transmises tactilement est beaucoup moins évidente. Le fait de passer d'une zone texturale à une autre, n'est pas aussi simple à comprendre pour une personne aveugle que ce qu'il l'est visuellement pour une personne voyante. Pour cela, nous avons proposé d'accentuer et de rehausser les contours des différentes zones texturales. Le but recherché est d'offrir une meilleure exploration et par conséquent une meilleure compréhension des cartes tactiles pour les PAM.

Dans ce travail, l'extraction automatique des contours dans les images simples est effectuée via la méthode de Sobel [10]. Puis, afin de renforcer d'avantage les contours, nous leur avons appliqué une dilatation. Nous avons également introduit une simplification des contours dans le but de faciliter leur exploitation par les PAM.

E. Détection de la zone de texte et sa transformation en braillle

Généralement dans une image pédagogique, il n'y a pas que des formes et des objets. En effet, il y a aussi du texte qui décrit les différents objets que contient l'image. De ce fait, pour effectuer une transcription tactile de l'image, on doit détecter préalablement les zones textuelles, reconnaitre le texte écrit pour finalement pouvoir le transformer en braille.

La méthodologie adoptée pour effectuer cette transcription consiste d'abord à localiser les différentes zones de texte.

Ceci s'effectue via l'utilisation de la transformée SWT (Stroke Width Transform) [11,12]. Cette transformée possède la particularité de capturer les principales caractéristiques du texte ainsi que d'utiliser sa signature géométrique pour éliminer les zones qui ne correspondent pas au texte. Ainsi, le system développé permet de retrouver facilement et efficacement les régions correspondant au texte et ceci même en présence de différentes contraintes liées par exemple au changement de taille ou de direction du texte ou même à l'utilisation de plusieurs polices différentes. La méthode ainsi retenue pour cette partie aboutit à une détection assez fiable des régions de texte.

Après cela, vient l'étape d'extraction de la zone de texte. Cette extraction est effectuée selon l'approche de Boris Epshtein [13]. Le texte ainsi extrait est ensuite présenté à un logiciel de reconnaissance automatique des caractères qui est l'OCR Tesseract. Le choix de cet OCR a été effectué pour plusieurs raisons, notamment sa gratuité et sa délivrance en mode open source.

La dernière étape, après la détection, l'extraction et la reconnaissance du texte, est sa transformation en braille. Cela consiste à traduire chaque lettre alphabétique en lettre braille [14].

Lors de cette phase, nous avons tenu à respecter les différentes contraintes liées à l'exploration tactile des cartes. L'une de ces contraintes a été de fixer une certaine taille et un certain interligne au texte braille. Vu le manque d'espace qu'il peut y avoir dans ce genre d'images, pour respecter ces contraintes, nous avons proposé de mettre le texte dans une carte « légende » qui est autre que la carte tactile représentant l'image. Ainsi, pour chaque image, on aura deux cartes tactiles : la première carte contient les différents objets de l'image représentés par différentes textures. Devant chaque texture, sera introduite une clé qui fera référence au texte braille qui se trouvera dans la deuxième carte « légende ».

III. Resultats experimentaux

Pour nos expérimentations, nous avons utilisé différentes images pédagogiques en développant une application spécifique à ces images. Cette application comprend les différentes étapes du processus précédemment décrites.

Nous présentons dans les figures suivantes les résultats pour quelques images testées ainsi qu'une représentation des résultats correspondant aux différentes étapes du processus.

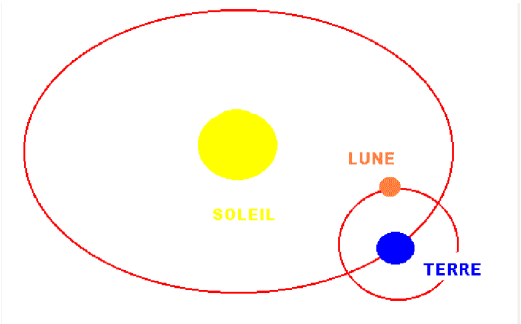


Fig. 5. Image originale : le système Soleil-Terre-Lune

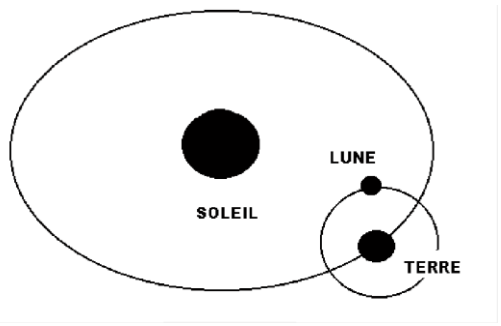


Fig. 6. Image binaire

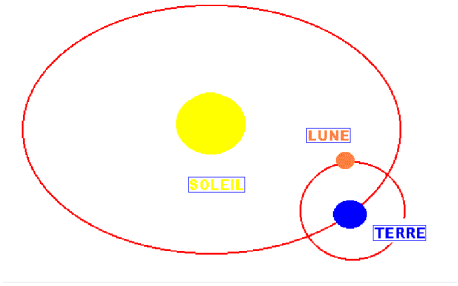


Fig. 7. Localisation du texte dans l'image

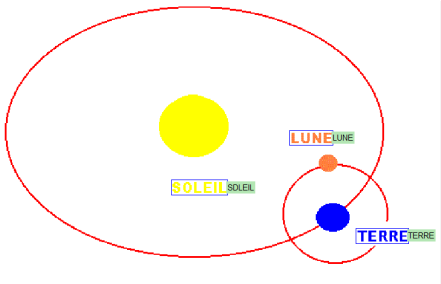


Fig. 8. Reconnaissance automatique des caractères

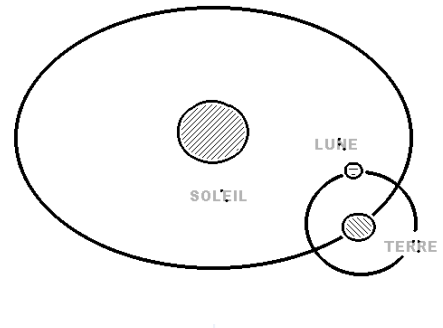


Fig. 9. Carte tactile : le système Soleil-Terre-Lune et sa légende en Braille

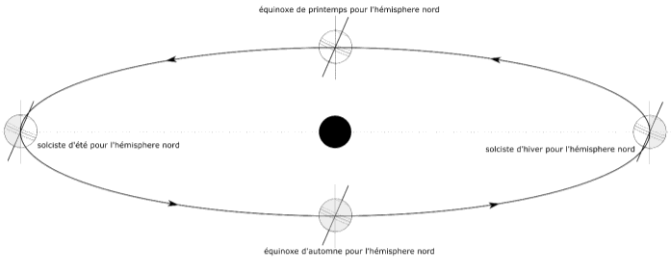


Fig. 10. Image originale : les quatres saisons

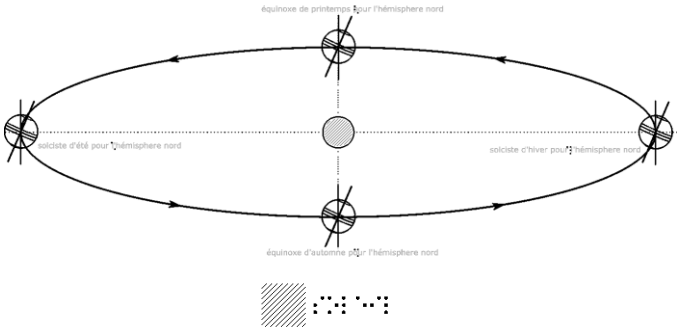


Fig. 11. Image tactile : les quatres saisons

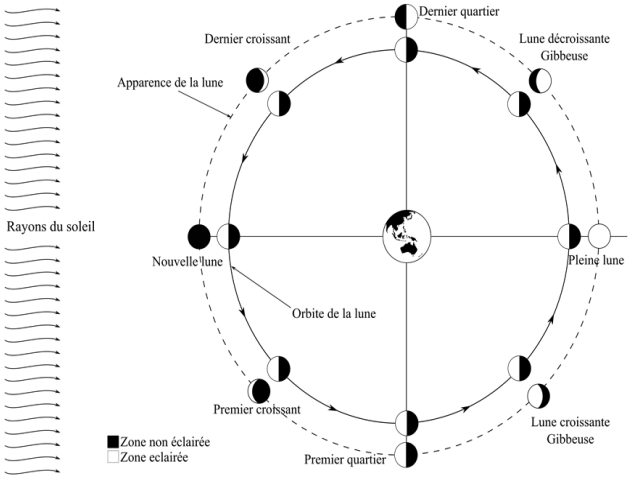
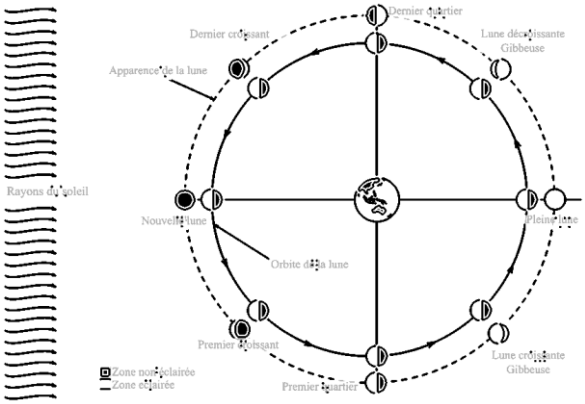


Fig. 12. Image originale : le cycle lunaire



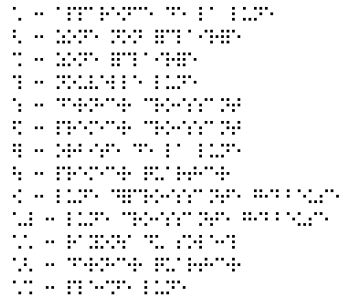


Fig. 13. Carte tactile : le cycle lunaire et sa légende en Braille

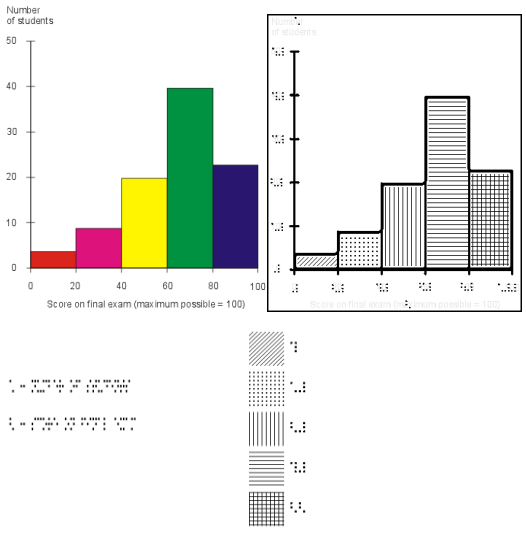


Fig. 14. Exemple sur l'image histogramme

Les résultats obtenus concernant la transcription tactile des images sont plutôt satisfaisants. Nous avons cependant noté quelques petites erreurs principalement au niveau de l'OCR. Ceci peut être dû aux performances assez limité de l'OCR utilisé. Il s'avère que malgré les avancées des systèmes OCR, leurs résultats ne sont pas fiables à 100%. Pour remédier à

cela, nous proposons différentes solutions : L'une d'elles serait de tester un autre OCR plus performant. Une autre serait de conserver toujours le même OCR mais d'introduire des dictionnaires spécifiques à l'application qui nous concerne (le domaine de la pédagogie). Par ailleurs, nous avons mis en place une autre solution qui consiste à ajouter une étape de vérification par l'utilisateur (celui qui utilise l'application de transcription). Ce dernier pourrait ainsi, dans le cas où il détecte une erreur, pouvoir la corriger assez facilement. La figure suivante illustre cette étape de vérification et de correction :

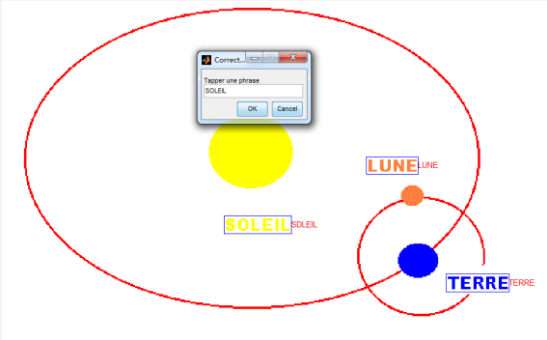


Fig. 15. Etape de correction.

Notons toutefois, que les cas où l'on rencontre des erreurs lors de la transcription sont très rares. En effet, pour la plupart des images testées, le processus se déroule d'une manière complètement automatique sans aucune erreur et par conséquent aucune intervention de l'utilisateur.

IV. Experimantation

Une phase expérimentale avec des usagers est en cours de développement. Dans la version définitive de cet article nous pourrons inclure quelques résultats obtenus de ces travaux.

V. Conclusion

Cet article présente des travaux qui s'orientent vers l'automatisation des images pédagogiques en cartes tactiles. Notons que ce processus se fait actuellement d'une manière purement manuelle, ce qui présente des inconvénients relatifs au temps passé à faire cette transcription et aussi aux contraintes humaines et financières qui lui sont liées.

Ce travail a permis la réalisation d'une application informatique qui se présente sous forme d'une interface nous demandant l'image à transcrire. Puis, l'application transforme cette image en deux images tactiles. Dans la première, d'une manière purement automatique, elle fait correspondre aux différentes régions de l'image, des textures spécialement choisies pour être bien différentiables tactilement. Dans la deuxième, elle présente une transcription du texte présent dans l'image en braille. Le lien entre la zone où se situe le texte dans l'image et le braille correspondant, est fait par des étiquettes (des clés représentant des indices). La décomposition d'une image en deux cartes, la carte image et la carte légende, a été proposée pouvoir pallier aux inconvénients liés au manque de place pour pouvoir insérer dans l'image un texte braille de taille fixe.

Lors de la transcription proposée, nous avons pris en compte quelques précautions liées au handicap concerné. Ces précautions correspondent à la limitation du nombre de textures utilisées ainsi qu'au lissage et au rehaussement des contours des zones texturées.

Notons que le travail présenté concernant l'automatisation complète du procédé donne des résultats plutôt satisfaisants, mise à part quelques erreurs constatées lors de l'étape OCR pour quelques images. Pour remédier à cela, nous avons introduit une étape de vérification au niveau de l'utilisateur. Ce dernier est appelé à corriger les erreurs de l'OCR dans le cas où elles se produisent. Notons toutefois que dans la majorité des cas, le processus se déroule sans aucune erreur et aucune intervention de l'utilisateur.

Comme perspectives à ce travail, nous proposons dans le cadre de travaux futurs, de tester un autre OCR plus performant, d'y ajouter des dictionnaires correspondant au domaine concerné et de compléter notre étude expérimentale en présentant nos résultats de cartes tactiles à des personnes aveugles ou malvoyantes et en récoltant leurs avis.

References

[1] Fritz, J. P., Barner, K. E., . "Design of a haptic visualisation system for people with visual impairments",IEEE Transactions on Rehabilitaion Engineering, pages 372–384,1999

[2] Baptiste-Jessel, N., Tornil, B., Encelle, B ,"Using SVG and a force feedback mouse to enable blind people to access 'Graphical' Web based documents".Computers Helping People with Special Needs (pp. 228-235). Springer Berlin Heidelberg, 2004

[3] Way, T. P., Barner, K. E., "Automatic visual to tactile translation. II. evaluation of the TACTile image creation system". Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 5(1), 95-105, 1997

[4] C. A. Bouman, "Connected Component Analysis", Digital Image Processing - January 9, 2012

[5] Manuel J. Fonseca, Joaquim A. Jorge, "Using Fuzzy Logic to Recognize Geometric Shapes Interactively". *Fuzzy Systems, 2000. FUZZ IEEE 2000.* The Ninth IEEE International Conference on 7-10 May 2000.

[6] G. Nagalakshmi, S. Jyothi, " A Survey on Pattern Recognition using Fuzzy Clustering Approaches", *International Refereed Journal of Engineering and Science*, ISSN (Online) 2319-183X, (Print) 2319-1821, Volume 2, Issue 5(May 2013), PP.24-31

[7] Sushmita Mitra, Sankar K. Pal, "Fuzzy sets in pattern recognition and machine intelligence", *Fuzzy Sets and Systems*, Volume 156, Issue 3, 16 December 2005, Pages 381 – 386

[8] Chris Harris, Mike Stephens, "A Combined Corner and Edge Detector", Proceedings of The Fourth Alvey Vision Conference (Manchester, UK), pp. 147-151, 1988.

[9] Michel BRIS ," Recommandations pour la transcription de documents, documentation du service des documents adaptés pour les déficients visuels", INSHEA, Suresnes, 2004.

[10] K. Engel (2006). Real-time volume graphics,. pp. 112–114.

[11] C. Jung, Q. Liu, J. Kim, "A stroke filter and its application for text localization", *PRL* vol 30(2), 2009.

[12] Andrej Ikica, Peter Peer,"SWT voting-based color reduction for text detection in natural scene images", *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2013:95

[13] Boris Epshtein, Eyal Ofek, Yonatan Wexler, "Detecting Text in Natural Scenes with Stroke Width Transform", *Computer Vision and Pattern Recognition* (CVPR), 2010 IEEE Conference on 13-18 June 2010.

[14] "Code braille français uniformisé pour la transcription des textes imprimés", Deuxième édition, Septembre 2008.

Serious game pour le décodage des situations sociales chez les adolescents Asperger,

K. Sehaba, A. Serna

Serious game pour le décodage des situations sociales chez les adolescents Asperger

Karim Sehaba
Université de Lyon
Université de Lyon 2, LIRIS. UMR5205, F-69679, France
karim.sehaba@liris.cnrs.fr

Audrey Serna
Université de Lyon
INSA-Lyon, LIRIS. UMR5205, F-69621, France
audrey.serna@liris.cnrs.fr

***Abstract*— Ce travail porte sur le développement de s habiletés sociales des adolescents Asperger. Dans ce cadre, plusieurs outils multimédias d'aide à l'apprentissage ont été développés. Ces outils ont l'avantage d'être flexibles, et pour certains, ludiques. Néanmoins, ils manquent généralement d'interaction et de réalisme. Ainsi, dans certains cas, il est difficile pour les personnes Asperger de transposer les compétences acquises à travers ces outils dans des situations réelles. Notre objectif était de développer un serious game qui facilite l'immersion des adolescents Asperger dans le jeu à travers des situations réelles, et ainsi faciliter le transfert des compétences. Le jeu développé a été conçu et testé dans le cadre d'un projet en partenariat avec des experts et adolescents Asperger.**

Keywords*— *Serious game ; handicap ; syndrome Asperger ; conception participative ; évaluation.

I. INTRODUCTION

Le syndrome d'Asperger est un trouble du spectre autistique qui se caractérise par une difficulté à traduire le langage social, à communiquer et à interagir avec les autres. Les personnes Asperger ont du mal à décoder l'esprit, les sentiments ou les intentions des autres, et à s'y ajuster [1]. La gestuelle et le regard sont chez eux faiblement intégrés aux comportements de communication et d'interaction. Il leur est ainsi difficile de déduire, à partir des expressions faciales, de la gestuelle, du contact visuel, et de la position du corps, les sentiments et intentions de leur interlocuteur. Même si le langage et le développement cognitif sont relativement préservés par rapport à d'autres troubles du spectre autistique, ces troubles, particulièrement gênants à l'adolescence, conduisent la personne Asperger à un isolement et une perte de l'estime de soi, voire à des troubles anxieux et dépressifs.

Grâce à leur intellect, les personnes Asperger sont capables d'apprendre une grande partie des habilités sociales. Cet apprentissage fait appel à divers médias et techniques [2], notamment des livres décomposant à l'aide de photos les étapes d'une situation sociale, des films virtuels montrant l'habileté (par exemple savoir réagir à une critique), des jeux de table, des jeux de rôle, etc. Ces outils incitent les personnes Asperger à expérimenter et à développer des comportements appropriés selon des situations sociales présentées par des images ou de petits films virtuels. Néanmoins, ces outils manquent d'interactivité et de réalisme. Par conséquent, il est dans certains cas difficile de transposer les compétences acquises à travers ces outils dans des situations réelles.

Afin de combler cette lacune, nous proposons de favoriser l'apprentissage des habilités sociales à travers un serious game permettant d'immerger l'adolescent Asperger dans des situations sociales *réelles*. Il s'agit de permettre à la personne Asperger de se trouver confrontée à une situation sociale dans laquelle elle peut décider d'un comportement et recevoir un feedback, sur les conséquences de son comportement, afin de lui permettre de repérer quels indices elle n'a pas pris en compte dans sa prise de décision. Ce jeu est basé sur de petites *scénettes filmées* avec plusieurs issues possibles. En fonction du choix fait par la personne, le moteur de jeu adapte le scénario en sélectionnant des scénettes plus appropriées avec des conséquences plus intéressantes.

En plus du réalisme des situations dans le jeu, nous avons retenu quatre propriétés pour ce dernier :

- Adaptabilité dynamique du parcours : le parcours de jeu est défini comme étant l'ensemble des étapes, d'une session de jeu, permettant à l'apprenant d'atteindre un ou plusieurs objectifs d'apprentissage. Le parcours de jeu est généré dynamiquement en prenant en compte les spécificités de l'apprenant et de son comportement.
- Feedback : c'est la capacité du jeu à collecter les traces d'interaction afin de les présenter à l'apprenant (pour un apprentissage réflexif [3]) ou à l'expert (pour suivre la progression de ses apprenants).
- Guidage et incitation : la conception des interfaces et interactions avec le système intègre les besoins spécifiques liés au syndrome d'Asperger. Les apprenants ayant tout particulièrement besoin de structure, sont guidés, mis en confiance par un compagnon ; les éléments pouvant affecter la concentration sont ajustables, etc.
- Ouverture et évolutivité : Il s'agit de permettre aux concepteurs du jeu d'ajouter, de supprimer ou de modifier une ou plusieurs situations portant sur différentes compétences sociales.

Le travail que présente cet article entre dans le cadre d'un projet en partenariat avec l'hôpital Saint-Jean de Dieu. L'objectif de ce projet est de développer un serious game permettant de favoriser l'apprentissage des situations sociales chez des adolescents Asperger. Le projet se focalise en particulier sur ces trois compétences :

- Décodage des émotions ;
- Adaptation aux situations en fonction du contexte ;
- Conversation et intégration dans un groupe.

Cet article est organisé comme suit : la section suivante présente un état de l'art sur les méthodes et les outils d'apprentissage destinés aux personnes Asperger. La section 3 est dédiée à la présentation du projet dans lequel s'insère ce travail. Ensuite, la section 4 détail le principe du jeu que nous avons développé. La section 5 décrit l'architecture et les modèles du jeu. Les évaluations du jeu sont présentées dans la section 6. La section 7 présente une conclusion et des perspectives.

II. ÉTAT DE L'ART

Le syndrome d'Asperger est un des troubles du spectre autistique. L'organisation mondiale de la santé le définit comme étant un « *syndrome de validité nosologique incertaine, caractérisé par une altération qualitative des interactions sociales réciproques, semblable à celle observée dans l'autisme, associée à un répertoire d'intérêts et d'activités restreints, stéréotypés et répétitifs. Il se différencie de l'autisme essentiellement par le fait qu'il ne s'accompagne pas d'un retard ou d'une déficience du langage ou du développement cognitif.* » En France, le syndrome d'Asperger touche en France environ 400 000 personnes dont la plupart ne sont même pas diagnostiquées [4].

Afin de prendre en charge cette maladie, des méthodes spécifiques ont été élaborées, telles que TEACCH et ABA. La méthode TEACCH[1] consiste à mettre en place un enseignement adapté aux besoins et aux exigences des enfants et adolescents Asperger. Le lieu de l'application de cette méthode peut être l'école classique, la maison ou dans des centres spécialisés. Cette méthode préconise :

- une structuration des tâches et une organisation spatiale et temporelle de l'environnement : Il s'agit de rendre clair et explicite l'environnement de l'enfant Asperger afin de faciliter son intégration visuelle.
- un processus d'évaluation : il s'agit de déterminer les difficultés spécifiques de la personne afin de mettre en place de réponses adaptées aux particularités du fonctionnement de chacun.
- une collaboration avec les parents : la méthode considère les parents comme des partenaires dans le travail entrepris auprès des enfants.

La méthode ABA[2], inspirée du behaviorisme, consiste en une analyse du comportement associée à une intervention intensive sur la personne (30 à 40 heures par semaine) afin d'obtenir la meilleure intégration dans la société. Cette méthode doit être menée par une équipe éducative formée en intégrant les parents dans un programme individualisé.

Même si ces méthodes ont prouvé leur efficacité auprès de dans certaines personnes, elles nécessitent néanmoins des structures pédagogiques spécifiques et coûteuses. En plus, comme le souligne [5], il est difficile de concevoir une seule méthode pour convenir à tous les profils.

[1] Treatment and Education of Autistic and related Communication handicapped CHildren

[2] Applied Behavioral Analysis

Avec l'avènement de l'informatique, se sont développées des solutions numériques d'aide à la structuration des personnes Asperger. Dans ce cadre, [6] propose un environnement serious game basé sur des exercices ludiques. Le jeu Tom O'connor [7] est un serious game d'évaluation et de rééducation cognitives. Le scénario de jeu est généré dynamiquement en fonction du profil de l'utilisateur.



Figure 1 : Interface du jeu Tom O'connor.

Dans [8], les auteurs présentent un logiciel proposant des exercices pour l'apprentissage du dialogue en utilisant différentes modalités : texte, image 2D-3D, voix synthétique...

JeStimule[3] est un jeu destiné à améliorer les compétences sociales des enfants et adolescents avec autisme ou TED (Troubles Envahissants du Développement). Ce jeu permet d'aider les enfants à reconnaître les émotions exprimées sur des visages, par des gestes tout en tenant compte du contexte. Le jeu commence par une phase d'apprentissage, où l'utilisateur doit associer une couleur à une émotion donnée. Une fois cette introduction passée, le joueur choisit son avatar et peut commencer à naviguer dans le monde virtuel.



Figure 2 : Interface du jeu JeStimule.

Comme on peut le constater, ces jeux manquent d'interaction, de réalisme et de pertinence dans le choix des situations, en particulier pour les adolescents pour lesquels le contexte social est important. Ainsi, notre objectif est de concevoir un serious game qui facilite l'immersion des adolescents dans le jeu à travers des situations réelles.

III. DESCRIPTION DU PORJET

Le projet est le fruit d'une collaboration entre des enseignants-chercheurs de l'INSA de Lyon, du laboratoire LIRIS et du service de pédopsychiatrie de l'hôpital Saint-Jean de Dieu à Lyon. Pour pallier au manque de réalisme des méthodes utilisées pour enseigner les règles qui régissent la

[3] http://www.jestimule.com

vie sociale, l'objectif est de concevoir un serious game éducatif qui devra immerger les adolescents Asperger dans des situations réelles leur permettant de développer des habiletés dans des situations sociales. Les besoins identifiés du projet pour la conception du jeu sont les suivants :

- Couverture des compétences : décoder les sentiments et les émotions chez les autres personnes, s'adapter à une situation en fonction du contexte, engager une conversation, s'intégrer dans un groupe, réagir aux imprévus et gérer son stress, demander de l'aide et réagir à une critique.
- Univers du jeu : afin d'augmenter l'effficatié du jeu, il doit se dérouler dans un environnement familier qui touche l'ensemble de la population cible et qui permettra de faciliter la transposition aux situations réelles.
- Principes pédagogiques mis en place: l'apprentisssage des compétences sociales doit se faire à travers des prises de décisions. Les apprenants doivent comprendre les conséquences de leur choix et ceux-ci conditionneront le déroulement de la suite du scénario. Le scénario pédagogique sera articulé par une augmentation progressive de la difficulté des situations, difficulté traduite soit par des élements complexes dans l'envrionnemment, soit par le thème abordé ou soit par la nuance des choix à faire.
- Déroulement du jeu: il sera important de donner la possibilité aux apprenants de revivre des situations pour qu'ils puissent se les approprier ou essayer d'autres options. Un historique des activités leur permettra notamment de comparer leurs réponses et de prendre conscience de leur évolution.
- Outil tuteur: pour maximiser les bénéfices du jeu, le système doit également intégrer un outil de suivi et d'analyse pour l'encadrant, le tuteur ou le corps médical. Ces derniers pourront alors visualiser la trajectoire d'apprentissage de chaque apprenant ou groupe d'apprenants et ainsi ajuster leur choix pédagogiques

Concrètement, le prototype du jeu a été conçu et développé dans le cadre d'un projet collectif par des étudiants de 4ème année du département Génie Industriel de l'INSA de Lyon. Les étudiants ont pu adopter une méthode de conception participative tout au long du projet. Un groupe d'adolescents faisant parti d'un groupe d'entrainement aux habiletés sociales de façon hebdomadaire dans le service de pédopsychiatrie de l'hôpital Saint-Jean de Dieu et leurs encadrants ont notamment participé aux choix des scènes a développer dans le jeu et les enfants ont testé le prototype implémenté.

IV. PRINCIPE DU JEU

A. Organisation et déroulement du jeu

L'environnement du jeu est un lycée dans lequel l'apprenant peut se déplacer et vivre différentes situations de la vie quotidienne. La principale tâche de l'apprenant dans le jeu est d'aider l'un(e) de ses ami(e)s à retrouver des photographies d'un album. Pour cela, il doit visiter 12 lieux du lycée pour récupérer toutes les photos et compléter l'album. Dans chaque lieu, l'apprenant peut visualiser une *scène* permettant de travailler une ou plusieurs compétences sociales, selon la complexité de la situation.

Comme le montre la figure 3, une scène se compose de trois étapes qui s'enchainent de manière logique. Chaque étape comporte un film qui décrit une situation, une question suivie de quatre réponses possibles :

1) Réponse sociale : c'est une réponse dite « idéale », permettant à l'apprenant de se sociabiliser. C'est la réponse que donnerait, dans la plupart des cas, une personne non atteinte du syndrome Asperger.
2) Réponse maladroite : c'est une réponse qui montre une prise d'initiative intéressante, mais d'une manière non adaptée.
3) Réponse échappatoire : c'est une réponse assez neutre, permettant à l'apprenant de ne pas se placer dans une situation embarrassante. La réponse ne permet pas non plus de se sociabiliser.
4) Réponse excessive : c'est une réponse non adaptée à la situation. Elle peut être agressive et entraîne chez les interlocuteurs de la gêne, confusion, peine ou énervement.

Chaque réponse déclenche une *vidéo conséquence* qui lui est associée. A la fin de la scène, un feedback, sous forme d'une explication, est présenté à l'apprenant pour l'aider à mieux comprendre et décoder la situation. Ensuite, le jeu lui remet entre 1 (correspondant à la réponse excessive) à 4 photographies (correspondant à la réponse sociale), en fonction des ses réponses, afin de compléter son album.

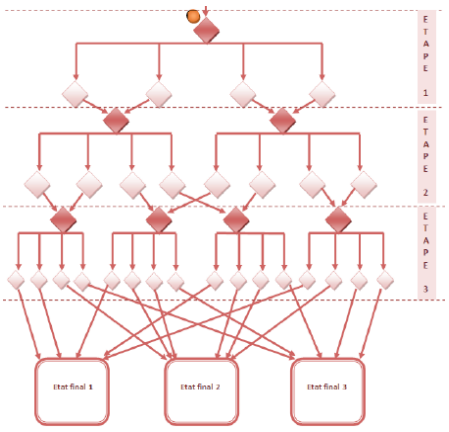


Figure 3 : Organisation d'une scène.
Légende : Le losange rouge représente un film présentant une situation, servant de mise en contexte. Les flèches verticales représentent la phase de prise de décision sous forme d'une question posée à l'apprenant, suivie de 4 propositions de réponse. Le losange rose représente une vidéo conséquence spécifique au choix de l'apprenant

En plus de ces étapes associées à des lieux particuliers de l'environnent de jeu, l'apprenant peut choisir de jouer en se rendant dans le foyer. Ce dernier contient des mini-jeux courts permettant d'introduire un apprentissage implicite basé sur des activités ludiques.

Durant toutes les étapes de jeu, l'apprenant peut avoir recours à un compagnon personnalisé pour l'aider. Cette aide peut intervenir de deux manières : à la demande de l'apprenant ou en fonction du contexte.

B. Exemple d'une étape

Afin d'illustrer nos propos, nous présentons ici un exemple d'une étape qui porte sur la compétence sociale « conversation et intégration dans un groupe ».

1) *Description de la situation*

L'apprenant est dans la file d'attente pour aller manger à la cantine. Il regarde le menu de la semaine qui est affiché. Derrière lui, trois camarades de sa classe se demandent quel est le menu du jour même.

2) *Questions*

Une fois que la vidéo présentant l'étape est terminée, une voix-off demande à l'apprenant : «*Tu viens d'entendre la conversation du groupe, Que fais-tu ?* » puis elle l'invite à choisir une réponse parmi quatre possibilités.



Figure 4 : exemple d'une étape

3) *Réponses possibles*

- Je leur indique que le menu est affiché et leur demande s'ils aiment ce qui prévu aujourd'hui
- Je leur dis le menu du jour
- J'avance et je prends mon plateau
- Je retourne pour leur dire le menu de la semaine

En fonction de la réponse de l'apprenant, une vidéo conséquence est déclenchée. Par exemple, si l'apprenant choisit la réponse 1, il va manger avec ses amis alors que s'il choisit la réponse 3, il va manger seul. Pour chacun de ces cas, le jeu s'enchaîne de manière cohérente en proposant d'autres étapes selon un scénario prédéfini par le concepteur/expert.

4) *Feedback*

Après le déroulement des trois étapes d'une scène donnée, l'apprenant reçoit un feedback. Durant cette phase, le jeu rappelle à l'apprenant les différentes situations par lesquelles il est passé, ses réponses par rapport aux différentes questions ainsi que les conséquences de ses décisions.

En fonction de ses réponses, le jeu lui remet de 1 à 4 photographies. En effet, quelle que soit la performance de l'apprenant, il gagnera au moins une photo.

V. ARCHITECTURE GENERALE ET MODELES

Dans cette section, nous présentons de façon formalisée, les éléments présentés ci-dessus et qui permettent d'avoir une vue plus globale de la conception et du fonctionnement du jeu.

1) *Gameplay et articulation des scènes*

La conception de chaque situation garantie la couverture d'au moins deux compétences sociales. De manière indirecte, le but est d'inciter l'apprenant à parcourir tous les lieux du lycée afin qu'il intègre les compétences associées à ces lieux. Douze scènes ont donc été prévues pour couvrir l'ensemble des compétences et garantir la portée éducative selon laquelle un apprenant doit travailler au moins trois fois chaque compétence sociale (selon le modèle pédagogique : découverte, compréhension et acquisition d'une compétence). Chaque scène reprend un moment clé dans la vie d'un lycéen (prendre le bus, être en cours avec des camarades de classes, aller à la cantine, être dans la cour de récréation, etc.).

Au lancement d'une nouvelle partie, seul un lieu est accessible. La traversée de ce dernier, qu'importe le score, débloque un ou deux lieux de difficulté supérieure.



Figure 5. Déroulement des scènes dans le scénario

Pour les scènes de difficulté équivalente, une liberté est donnée à l'apprenant de par la possibilité de choisir l'ordre dans lequel il veut réaliser certaines scènes (voir figure 6).

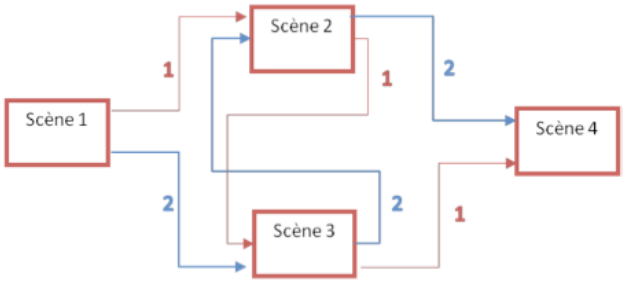


Figure 6. Possibilités des chemins des scènes

De même, le déblocage d'un jeu dans le foyer est conditionné par l'achèvement d'une scène (traversée d'un lieu). Les mini-jeux sont générés aléatoirement.

Dans chaque lieu (ou scène), l'apprenant devra répondre à 3 questions qui détermineront au fur et à mesure son scénario d'avancement dans la situation, jusqu'à un état final (il en existe trois par scène, cf. figure 3). Ainsi, plusieurs enchainements ou chemins sont possibles. Ceux-ci dépendent des actions de l'apprenant. La traversée d'un lieu est conditionnée par l'atteinte d'un des trois états finaux.

Pour chaque situation, il n'existe pas de possibilité immédiate de revenir sur ses prises de décisions. Ainsi, si l'apprenant n'est pas satisfait des choix qu'il a effectués, il doit recommencer la scène. De ce fait, à la fin d'une scène, l'apprenant a le choix entre rejouer la scène qu'il vient de traverser ou continuer dans le jeu.

2) *Module de guidage et incitation*

L'adolescent Asperger ayant besoin plus que les autres d'être cadré, il est essentiel de bien préciser l'ensemble des règles et consignes du jeu de façon simple et dépourvue de non-dits. Ces consignes sont écrites de manière ludique, avec un vocabulaire de jeu adapté. Ce guidage passe par la présence d'un compagnon, personnalisable pour une meilleure appropriation. Une fois que l'apprenant a choisit cet ami qui va l'accompagner dans le jeu, c'est ce personnage qui lui présente toutes les consignes. L'ami parle ; les consignes sont donc présentées de façon audio (voix off) mais également de façon écrite (bulle de parole) afin qu'elles soient bien assimilées par l'apprenant. De plus, pour chaque consigne, des éléments de l'interface sont dynamiques, afin que l'apprenant assimile bien le fonctionnement du jeu. A chaque fois que l'ami parle d'un élément du jeu, il apparait à l'écran.

Le guidage et l'incitation seront également mis en place pendant les phases actives de jeu au travers d'un module d'aide. C'est l'ami que l'apprenant a choisi au début du jeu qui interviendra pour l'aider. Le module sera donc accessible via une icône représentant un point d'interrogation sur lequel l'ami s'appuiera (aide décidée) mais également pour éviter des périodes d'inactivité trop grande (aide spontanée).

Type	**Déclenchement**
Aide spontanée	De manière automatique, à chaque fois que le système estime que le joueur est bloqué ou dans l'incompréhension (indicateur de temps).
Aide décidée	Lorsque l'apprenant choisit d'avoir recours à l'aide, en cliquant sur l'icône correspondante (=point d'interrogation et ami).

Le module d'aide a été conçu de façon générique, voici des extraits de types d'aides explicitées dans la conception du jeu :

Type	**Quand**	**But et implémentation**
AS2 (aide spontanée)	Après 30 sec d'inactivité sur le plateau de jeu	Lui faire comprendre qu'il doit se diriger quelque part. Phrase type : « N'oublie pas que je compte sur toi pour retrouver mes photos ! Elles sont éparpillées dans le lycée, et si tu te rendais dans l'un des lieux pour les retrouver ? Si tu veux te détendre, va dans le foyer pour faire des jeux ! »
AD3 (aide décidée)	Quand il doit faire un choix dans une étape et qu'il n'a pas vu toutes les réponses	Le faire réagir et le guider en donnant des indices de réponse. Phrase type : « Maintenant c'est à toi de choisir la suite ! Passe la souris sur les éléments qui t'entourent pour voir les réponses proposées. »

3) *Module Feedback*

A la fin de chaque scène, un résumé du parcours est restitué à l'apprenant. Il a droit à un débriefing portant sur chaque question. Le but est de mettre l'accent sur ses choix et surtout leurs conséquences pour qu'il puisse se rendre compte de ses erreurs ou renforcer ses acquis. Il est présenté sous forme d'un album photo multimédia qui contient deux photos pour chaque étape afin de représenter d'une part, la situation correspondant à la vidéo de présentation de l'étape et à la première question et d'autre part, la conséquence du choix de l'apprenant. Il y a également une photo complémentaire finale pour illustrer l'état final de la scène.

A chaque situation présentée et chaque réponse donnée par l'apprenant, une explication et des conseils sont donnés selon la justesse des réponses selon le modèle suivant :

Situations	**Phrases types des voix off**
Situation initiale	« La situation qui t'était présentée est la suivante... Tu as effectué plusieurs choix dans la situation. Revoyons comment celle-ci s'est passée. Tu viens de terminer cette situation, voyons quels ont été tes choix. Au début... »
Réponse sociale	« Bravo ! oui en effet dans ce type de situation (préciser le caractère de la situation d'une façon globale), Il est conseillé de... Tu as choisi de... C'est très bien ! »
Réponses maladroites ou échappatoires	« C'est bien ! Mais peut-être aurais-tu pu... Dans cet type de situation, il t'est plus conseillé de... Tu t'es échappé de la situation en... »
Réponses excessives	« Ici, tu as... Cette réaction peut paraître excessive pour les autres. Peut-être aurais-tu pu... Tu as vexé... en .... Fais attention à ce que tu peux dire/faire »

VI. EVALUATION DU JEU

La conception et l'implémentation du jeu ont été réalisées en adoptant une démarche de conception participative. A différents stades du cycle de conception, nous avons mené des expérimentations avec des apprenants, des experts Asperger et un expert en ergonomie des interfaces homme-machine (IHM). L'objectif était de valider les contenus pédagogiques du jeu dans un premier temps, puis dans un second temps de mesurer l'expérience utilisateur et la qualité des interfaces et interactivités du jeu. Deux types de recueil de données ont été mis en place : des questionnaires destinés aux apprenants et aux experts Asperger et IHM et une observation des apprenants durant leurs interactions avec le jeu afin d'identifier les difficultés qu'ils rencontrent et apporter des solutions en améliorant le jeu.

Ces expérimentations ont eu lieu avec les experts et les adolescents Asperger de l'hôpital Saint-Jean de Dieu. Elles ont mobilisé : 2 experts, 11 apprenants et 1 expert IHM.

A. Validation des contenus pédagogiques

1) *Pertinence des scènes proposées*

L'objectif de cette évaluation est de vérifier la pertinence de chacune des scènes proposées représentant les situations les

plus problématiques pour les adolescents Asperger. Pour chacune des douze scènes, nous avons demandé aux deux experts Asperger, via un questionnaire ouvert, d'évaluer la pertinence de la scène et recueillir les suggestions d'amélioration de la construction de la scène (étape initiale, réponses possibles amenant à la prochaine étape et états finaux de la scène). Les douze scènes ont été validées et les améliorations proposées intégrées dans le scénario pédagogique.

2) *Choix des scènes à implémenter*

Les scènes conçues ont été présentées à un groupe de 7 adolescents Asperger et leurs 2 encadrants afin d'évaluer leur pertinence en terme de ludisme, criticité de la situation et d'identification. La scène retenue pour le démonstrateur, la scène de la cantine, a obtenu la majorité de votes (4) par l'ensemble des participants.

B. Evaluation de l'ergonomie et de l'expérience utilisateur

1) *Evaluation de l'ergonomie*

Afin d'évaluer les différentes interfaces du jeu, nous avons mené une expérimentation avec un expert IHM. Ainsi, toutes les interfaces de jeu ont été évaluées selon les critères *Bastien et Scapin* [9]. Ces dernières servent de base pour concevoir, améliorer ou évaluer des IHM. Ils sont au nombre de 8 : guidage, charge de travail, contrôle explicite, adaptabilité, gestion des erreurs, homogénéité/cohérence, signifiance des codes et dénominations, et compatibilité. Sachant que chaque critère est composé de plusieurs sous critères, nous avons demandé à l'expert d'analyser, via un questionnaire basé sur l'échelle de Likert, les différentes interfaces au regard de tous les sous-critères. Le prototype a obtenu une bonne évaluation et les suggestions de l'expert ont été intégrées dans les améliorations du jeu.

2) *Expérience utilisateur*

L'expérience utilisateur a été mesurée auprès de quatre adolescents Asperger au travers d'observations pendant les phases de jeu et de questionnaires pour recueillir leur avis après avoir utilisé le système. Pendant la phase de jeu, les interactions des apprenants avec le système ont été observées. En particulier, les erreurs et hésitations ont été répertoriées en indiquant pour chacune la cause (problème de guidage ou de signifiance des codes) et la partie du jeu concernée (connexion, personnalisation du compagnon, plateau, scène, feedback et mini-jeu). Ensuite, un questionnaire fermé a été adressé aux apprenants afin de mesurer le degré de compréhension du fonctionnement du jeu relativement à l'accès aux différents lieux et mini-jeux, au plateau de jeu et à l'enchaînement des étapes, et enfin au feedback. Un deuxième questionnaire comportant à la fois des questions fermées et des questions ouvertes a permis de collecter l'avis des apprenants par rapport à l'esthétique et le réalisme du jeu, la qualité des messages d'aide lors de la prise de décision, et du feedback, les éléments qui leur ont plu ou déplu, ainsi que leur suggestions d'amélioration.

Ces premières observations ont révélé quelques problèmes de compréhension des règles du jeu et du guidage lors de la prise de décision dans une étape et ont permis d'améliorer ainsi la conception du jeu. Ces observations sont tout de même très positives, les apprenants montrent un réel intérêt pour le jeu et une grande satisfaction regardant l'esthétique et le réalisme du jeu.

VII. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Nous avons présenté dans cet article la conception d'un serious game éducatif pour le développement des habiletés sociales des adolescents Asperger. L'enjeu de ce projet est de mettre en scène des situations problématiques pour ces adolescents de façon réaliste mais également ludiques pour maximiser leur immersion et leur motivation. En adoptant une démarche de conception participative, nous avons pu dès les premières phases de conception, intégrer les remarques des utilisateurs finaux (les adolescents Asperger) et de leurs encadrants (experts Asperger). Les premiers recueils de l'expérience utilisateur lors de l'utilisation du jeu par les adolescents sont prometteurs et nous encouragent à poursuivre le développement du jeu. Bien entendu la validation du jeu devra être poussée pour que l'on puisse mesurer les réels effets du serious game sur l'apprentissage des habilités sociales et sur le décodage des émotions.

Remerciements

Les auteurs remercient les étudiants de Génie Industriel de l'INSA-Lyon, les partenaires de l'hôpital Saint-Jean de Dieu, en particulier Dr. Sabine Manificat, Johanna Guigno et les adolescents, pour leur participation durant toutes les phases du projet.

Références

[1] Frith, Uta, ed., Autism and Asperger Syndrome. Cambridge University Press, 1991.

[2] Baghdadli A., Brisot-Dubois J., Picot M. C., Michelon C., « Comparaison de l'effet de deux interventions prosociales sur l'évolution des capacités d'identification des expressions faciales et du raisonnement social d'enfants avec un syndrome d'Asperger ou d'autisme de haut niveau », Neuropsychiatrie de l'enfance et de l'adolescence, 2010, 58, 456-462.

[3] D. Clauzel, K. Sehaba. Y. Prié. Enhancing synchronous collaboration by using interactive visualisation of modelled traces. Simulation Modelling Practice and Theory Journal. 19(1): 84-97. 2011.

[4] GUIDE POUR L'INSERTION DANS L'EMPLOI en milieu professionnel. Le Syndrome d'Asperger (SA) et l'autisme de haut niveau. Asperger Aide France.

[5] LIRATNI Mehdi, BLANCHET Catherine. Les groupes d'habiletés sociales : un outil aux frontières de l'éducation et de la psychothérapie. Revue Sésame Autisme, N°185, pages 11-13. 2013.

[6] K. Sehaba. Exécution adaptative par observation et analyse de comportements: Application à des logiciels interactifs pour des enfants autistes. Thèse de doctorant en Informatique. Université de La Rochelle, L3i. 2005.

[7] Jeux sérieux adaptatifs pour la rééducation des troubles cognitifs. K. Sehaba, A.M. Hussaan. Dans Handicap 2012, 7ème congrès sur les aides techniques pour les personnes handicapées. Paris. pp. 15-20. ISBN 978-2-9536899-2-1. 2012.

[8] Grynszpan, O., Martin, J.C., Nadel, J. (2005) Designing Educational Software Dedicated to People with Autism. In A. Pruski & H. Knops (Eds.), Assistive Technology: From Virtuality to Reality, Proceedings of AAATE 2005, IOS Press, 456-460, Lille, France.

[9] Scapin, D.L., Bastien, J.M.C. *Ergonomic criteria for evaluating the ergonomic quality of interactive systems*, Behaviour & Information Technology, 1997, vol 16, no. 4/5, pp.220-231

Session 7 : Conception et usage des technologies d'assistance

Conception des technologies pour l'assistance des personnes en situation de handicap : représentations des aidants et aidés vis-à-vis de l'usage des technologies,

E. Niyonsaba, P. Sajous, D. Reguer, N. Ragot, D. Leclercq-Delapierre, F. Bouzbouz, R. Khemmar, J.Y. Ertaud

Conception des technologies pour l'assistance des personnes en situation de handicap: représentations des aidants et aidés vis-à-vis de l'usage des technologies.

Emmanuel Niyonsaba, Patricia Sajous, Daniel Reguer
UMR IDEES - CIRTAI
25 rue Philippe Lebon, 76600 Le Havre, France
emmanuel.niyonsaba@etu.univ-lehavre.fr
patricia.sajous@univ-lehavre.fr,
daniel.reguer@univ-lehavre.fr

Nicolas Ragot, Delphine Leclercq-Delapierre, Fadoua Bouzbouz, Redouane Khemmar, Jean-Yves Ertaud
ESIGELEC – IRSEEM
Technopôle du Madrillet, Avenue Galilée, 76801
Saint Etienne du Rouvray, France
nom.prenom@esigelec.fr

***Résumé* : Notre article aborde la problématique du rôle de technologies dans le processus de soutien aux personnes dépendantes. Ces travaux s'inscrivent dans le cadre du projet INTERREG IVA COALAS qui mobilise les TIC et la robotique pour répondre aux problématiques du maintien à domicile et d'amélioration de la mobilité des personnes dépendantes. Notre approche intègre l'hypothèse que l'une des préoccupations majeures des personnes en situation de handicap est la recherche de relation sociale. Notre méthodologie s'appuie sur des entretiens semi-directifs et des observations directes auprès d'un échantillon constitué de jeunes adultes, de personnes âgées, des aidants familiaux et médico-sociaux. Les résultats confirment notre hypothèse de travail et soulignent l'importance du contact humain. Ils soulignent également la nécessité d'adapter la conception des technologies à la réalité des personnes.**

Mots-clés — handicap, relations sociales, réception sociale, technologies

I. INTRODUCTION

Depuis quelques années, on souligne un usage croissant des technologies (TIC, robotique, etc.) dans l'accompagnement des personnes handicapées et/ou âgées en appui de l'intervention des familles et des équipes médico-sociales [1]. Les premières technologies qui se sont diffusées massivement, l'ont été dans les années 80, à partir de la téléphonie (téléalarme) [2]. Depuis lors, des robots humanoïdes tels que NAO et des technologies du domaine de la domotique ont été développés.

Dès lors qu'on aborde leur intégration dans le milieu de vie habituel de la personne, diverses controverses émergent alors tant sur le plan social que sur le plan éthique [3], [4]. Ces dernières échappent souvent à des acteurs (fabricants, chercheurs, etc.) préoccupés d'un usage de leur technologie utile à l'homme et pouvant s'y substituer.

Le projet COALAS a été sélectionné dans le cadre du programme européen de coopération transfrontalière INTERREG IVA France (Manche) – Angleterre, cofinancé par le FEDER.

Cette posture diverge de celle des utilisateurs ; aidé et aidant étant en quête de relations réciproques. La question sous-jacente se pose en ces termes: les technologies engendrent-t-elles de la dépendance ou de la relation ? Dans tous les cas, les technologies ne sont pas en dehors du lien social [5]. Il importe de recueillir les représentations des différents acteurs mobilisés aidants ou aidés, concernant l'apport de ces technologies dans le soutien à l'organisation d'une vie sociale [6].

Le projet INTERREG IVA COALAS (Cognitive Assisted Living Ambiant System) s'inscrit dans ce champ de recherche et vise à mobiliser les technologies de l'information et de la communication, la robotique pour répondre aux problématiques du maintien à domicile et d'amélioration de la mobilité des personnes dépendantes. En particulier, les systèmes COALAS intègrent un ensemble de capteurs hétérogènes et collaboratifs, basés sur une chaise roulante instrumentée et un robot humanoïde.

En s'appuyant sur une approche interdisciplinaire (Sciences de l'Ingénieur et Sciences Humaines et Sociales), ce projet vise à répondre à de nouveaux besoins et usages, en intégrant les attentes des aidants et des utilisateurs tout au long du projet. Le projet COALAS débuté en novembre 2012, et s'achevant en juin 2015, se structure en 3 phases: a) attentes et recommandations, b) développement technologique, c) évaluation.

Cet article présente la méthodologie et les résultats de l'enquête de « réception sociale » réalisée dans la phase a) du projet.

II. METHODOLOGIE

A. *Méthodes d'enquête et échantillonnage*

Pour mener l'enquête sociale, l'entretien semi-directif et l'observation directe ont été retenus en tant que techniques de recueil de données. Le guide d'entretien vise à poser le contexte spécifique des personnes aidées: observer l'inclusion sociale (activités et occupations au quotidien, les

déplacements etc.); préciser l'environnement de vie actuel (équipements de mobilité, de communication, difficultés à domicile par rapport au logement, leurs souhaits, etc.) et présenter et échanger autour des systèmes COALAS. Cette trame a permis de conduire les entretiens auprès de personnes handicapées et de leur entourage mais également auprès de responsables administratifs et gestionnaires de services.

Concernant la constitution de l'échantillon, Nous nous sommes intéressés au handicap à deux âges de la vie : auprès de jeunes adultes et auprès des personnes âgées. Nous avons également fait le choix de cibler des situations spécifiques :

- Personne en fauteuil roulant (électrique ou manuel),
- Personne se déplaçant avec difficulté à l'aide d'un déambulateur ou l'aide des barres d'appui, nécessitant l'apport de services pour les actes essentiels de la vie quotidienne, sans imposer une présence permanente,
- Personne atteinte de la maladie d'Alzheimer ou apparentée nécessitant une surveillance régulière.

Nous avons ainsi constitué un échantillon non représentatif mais caractéristique. Ces trois types ont été choisis car les contacts pris avec les établissements nous ont permis de nous rendre compte que ce sont des situations courantes pour lesquelles les systèmes COALAS pourraient être mobilisés. Ils permettent de saisir à la fois les pluralités qualitatives des situations, mais aussi les dynamiques sociales.

B. Collecte et traitement des données

L'enquête qualitative a été réalisée en mars et avril 2013 dans les deux villes de Rouen et du Havre. A Rouen, l'enquête a été menée au sein d'un Etablissement d'Hébergement pour Personnes Agées Dépendantes (E.H.P.A.D) et auprès des acteurs mobilisés autour du handicap travaillant en institution publique et privée. Au Havre, la passation s'est faite en collaboration avec le pôle Personnes Agées du Centre Communal d'Action Sociale du Havre (CCAS), une association d'aide à la personne (Association d'Aide Familiale Populaire : AAFP et le service handicap de l'université du Havre).

Trente entretiens ont été menés autour de ces 3 « situations de mobilité ». L'originalité de l'enquête vient également de la volonté de reconstituer le système social autour de la personne handicapée. 4 à 5 personnes entourant la personne handicapée ont été interviewées (cf. Fig. 1). Elles constituent le système social au sein duquel la personne évolue et est considérée comme actrice.

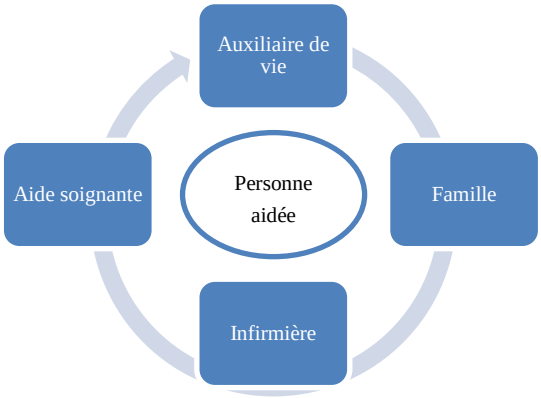


Fig. 1 : Organisation des entretiens pour une même situation

D'autres d'entretiens ont été réalisés avec des responsables administratifs et gestionnaires de services. Ces personnels n'interviennent pas directement auprès des personnes malades ou handicapées. Ils sont considérés comme des vecteurs de connaissances, détenant une certaine expertise dont ils font état durant les entretiens. Par ailleurs, ils interviennent directement auprès des décideurs et la conception des outils et dispositifs mis à disposition des professionnels.

III. RESULTATS

Pour faire lien avec la phase b) du projet COALAS, les entretiens ont été analysés de telle façon à nourrir un cahier des charges techniques selon deux axes. D'une part, un inventaire des situations quotidiennes les plus rencontrées a été réalisé. D'autre part, des recommandations ont été formulées pour l'élaboration de scénarios d'usage autour de grandes thématiques retenues par le partenariat COALAS. Ces thématiques concernent la promotion de la communication, l'aide à la mobilité, le suivi de l'état de santé et la détection des anomalies.

A. Inventaire des situations quotidiennes

1) La famille autour du handicap

La prise en charge d'une personne dépendante reste une préoccupation familiale tant sur le plan financier que sur le plan social. La famille est une structure centrale dans ce processus de soutien. Concomitamment elle gère quotidiennement une double activité : la sienne et celle de la personne en situation du handicap. Cette double gestion est souvent vécue comme une contrainte forte: « *Oui, il y a une aide-ménagère qui vient tous les matins , 5 jours sur 7, moi je gère le reste, et c'est assez lourd à gérer en fait , parce que je m'occupe du linge, je m'occupe de faire ses courses, de penser aux rendez-vous chez le médecin, aux rendez-vous de pédicule, jusqu'à alors je m'occupe de la toilette, je pense qu'on va faire intervenir quelqu'un, parce que c'est beaucoup pour moi, j'assume trop de choses à la fois, j'ai ma maison* », (femme, retraitée, s'occupe de sa mère de 93 ans qui marche difficilement à l'aide d'un déambulateur). Certaines familles renoncent à leur activités professionnelles pour se consacrer pleinement à l'accompagnement :

« *Avant je travaillais pour une dame âgée, quand ma mère a eu tous ses problème de santé, quand elle est revenu ici, j'ai arrêté de travailler pour cette personne, pour venir m'occuper de ma mère. Donc c'est devenu mon travail* », (dame qui s'occupe de sa mère âgée de 86 ans, se déplaçant en fauteuil manuel, atteinte d'Alzheimer).

La prise en charge d'une personne dépendante déstabilise parfois la famille et peut susciter certaines divergences tant sur les modalités d'intervention que sur le partage des charges financières qui s'y rapportent : « *Ma sœur voulait un lève-malade parce qu'elle pensait qu'elle avait mal au dos, alors que ma mère ne voulait pas un lève- malade […], on n'a pas le même caractère* », (dame qui s'occupe de sa mère âgée de 86 ans, se déplaçant en fauteuil manuel, atteinte d'Alzheimer).

De plus, un déséquilibre dans la participation active des membres de la famille apparait régulièrement. Nous avons constaté que le plus souvent, les responsabilités reviennent à celui ou celle qui vit le plus près. On évoque également des difficultés financières au fur et à mesure que la dépendance s'accroît.

2) "Galaxie" des situations du handicap

L'altération de l'état de santé d'une personne, notamment âgée, résulte souvent de maladies chroniques, d'affaiblissement des capacités physiologiques, ou de plusieurs handicaps apparents: surdité, problème de vue, problème de motricité, paralysie. Pour certains cas, le handicap peut s'ajouter au corps déjà meurtri par d'autres séries de maladies : « Ça *fait 20 ans qu'elle est ici. Elle a toujours eu de problèmes de santé, plusieurs opérations, une trentaine, cervicale, genoux, des prothèses un peu partout. En 2007 … les deux [épilepsie et AVC] se sont mélangés, plus des problème antécédents …*», (dame qui s'occupe de sa mère âgée de 86 ans, se déplaçant en fauteuil manuel, atteinte d'Alzheimer).

Des problèmes psychoaffectifs (dépression, angoisse, etc.) peuvent s'ajouter en raison de différents facteurs (solitude, isolement, souffrance, perte d'un être cher etc.) : « *Lorsque vous êtes dans un fauteuil roulant, vous êtes coupé du monde extérieur. On est dépendant. Et beaucoup de choses m'ont cloué. Des personnes que je voyais auparavant, je ne peux plus les contacter. Euh…et ça c'est un handicap très lourd moralement, physiquement* » (homme, 76 ans, vit seul en E.H.P.A.D, se déplace en fauteuil roulant électrique). Il est à noter que les handicaps apparents, eux, peuvent entraver la mobilité générale du corps mais également toucher la motricité dite fine qui correspond spécifiquement à celle des mains. Cela pose des problèmes par exemple pour tenir longtemps des choses en main ou exercer quelques petites activités manuelles : « *Je peux avoir du mal à me servir à boire par exemple quand je suis tout seul ou bien des petites broutilles comme ça. Parce que je ne contrôle pas mes gestes des mains* », (homme, 35 ans, handicapé, se déplace en fauteuil roulant électrique).

Une difficulté majeure soulignée par la plupart de nos interlocuteurs concerne les chutes. Les plus âgés semblent davantage concernés. Le cas de chutes à l'intérieur de la maison notamment dans la salle de bain et la douche est évoqué : « *Ce sont souvent des chutes, des malaises. C'est généralement les mêmes choses. Surtout les malaises. C'est souvent dans l'appartement* », (gestionnaire d'un établissement pour personnes âgées, ayant lui-même des parents âgés.) ; *« J'étais tombé dans la salle de bain, … il a fallu que je me traine »*, (femme, 87 ans, vit seule en foyer-logement, se déplaçant difficilement avec l'aide d'un déambulateur).

Il ressort des entretiens que bon nombre de difficultés rencontrées est lié à la gestion des actes élémentaires de la vie quotidienne : toilette intime, se brosser les dents, se raser, s'habiller, se lever du lit ou se coucher, ouvrir et fermer les volets, ouvrir une porte, monter et descendre les escaliers, faire le ménage, préparer le repas, réchauffer la nourriture aux micro-ondes, se nourrir, prendre les médicaments, se déplacer sans aucun support, etc. On constate que ces difficultés sont généralement identiques aussi bien chez les handicapés (jeunes ou adultes) que chez les personnes âgées dépendantes. Des exemples sont multiples : « *Le seul truc où j'ai peu de mal c'est par exemple les chaussures, ça demande une motrice assez fine, c'est un peu compliqué, aujourd'hui c'est ma mère qui me chausse* », (homme, 21 ans, handicapé moteur, se déplace en fauteuil roulant électrique); « *c'est surtout pour me raser, pour mes ongles, je ne peux pas* », (homme, 35 ans, handicapé moteur en fauteuil roulant électrique).

Les personnes en situation de handicap souffrent généralement d'une perte de mobilité, tant au sein de leur habitat qu'en dehors de celui-ci, pour diverses raisons que nous avons classé en trois catégories. Nous avons constaté une perte de motricité: elles ne peuvent pas ou peu se déplacer. Cela peut relever également d'un choix personnel: elles ne veulent pas se déplacer par désaffection ou disparition de l'environnement social habituel. Elles ne désirent pas participer à des rencontres, activités qui leur sont proposées. Enfin, d'autres fois *c'est le monde qui vient à elles*: télévision, téléphone, ordinateurs connectés, etc. Nous notons également qu'en établissement, des activités, animations sont organisées mais une mobilité de faible distance doit cependant pouvoir être accomplie.

B. Recommandations pour des scénariosd'usage

A partir de la connaissance de ces situations du quotidien, le deuxième volet de l'étude a cherché à les rapprocher des propositions techniques formulées dans le projet COALAS. Selon les diverses facettes retenues dans les scénarios pour caractériser la relation sociale, l'équipe SHS a formulé des recommandations, détaillées dans les paragraphes suivants. Préalablement aux détails de ces préconisations, nous indiquons que le fait d'être

pour ou contre l'utilisation des systèmes COALAS dans la vie courante est apparu comme un faux problème. Nous considérons que d'une part, le temps de développement du dispositif suit le temps de diffusion des TIC dans la société en général. D'autre part, du point de vue démographique, la faible exposition des personnes âgées aux usages des TIC va progressivement se résorber.

1) La promotion de la communication

La substitution à des tâches ménagères par les systèmes techniques fait l'unanimité. Mais Une présence humaine est souhaitée au moment des repas ou de la toilette. Ces deux moments sont très importants car ils constituent des occasions pour l'échange.

A propos de l'usage des TIC dans notre échantillon nous voyons se dégager deux positions : chez les personnes âgées, la manipulation du téléphone fixe apparaît comme la plus familière. Les systèmes devraient tenir compte de cette observation. Chez les personnes handicapées, nous constatons une meilleure familiarité aux techniques en général dans le quotidien et plus d'ouverture vers l'informatique et les nouvelles générations de TIC.

2) L'aide à la mobilité

Le fauteuil roulant est considéré comme la réponse principale pour le projet COALAS pour cet objectif. Concernant les caractéristiques techniques, le besoin exprimé porte sur un fauteuil moins imposant que ce qui existe actuellement, plus léger, sur principe de motricité électrique, pouvant étendre les plages de déplacement à l'extérieur (nuit par exemple).

Toutefois, les représentations du fauteuil sont très éloignées entre les deux catégories de personnes dépendantes considérées. Les personnes âgées ont une mauvaise image car cela paraît dégradant et renvoie à la perte d'autonomie. Elles repoussent au maximum son utilisation. Pour les handicapés plus jeunes, c'est un objet du quotidien. Ils sont en recherche de formes d'aide permettant d'améliorer ce dernier, de s'adapter au handicap.

3) Le suivi de l'état de santé

Le principe des relevés des données physiologiques apparaît comme une entrée intéressante. Le contexte d'utilisation semble compliqué dans la mesure où le suivi se fait via le fauteuil. La télémédecine paraît peu crédible dans le cas des rendez-vous réguliers pour suivre l'évolution de l'état de santé. Par ailleurs, la substitution au contact humain n'est pas souhaitée. En revanche, une télémédecine d'urgence est un scénario évoqué par différents enquêtés afin de détecter des anomalies sans symptômes perçus par la personne ou bien pour analyser des anomalies avec symptômes perçus déclenchant une procédure d'urgence pour prévenir le corps médical.

4) La détection d'autres types d' anomalies

Selon la logique exprimée par les enquêtés durant les entretiens, la détection par les systèmes COALAS doit être accrue sur les temps où les personnes dépendantes sont seules. Les « autres » anomalies évoquées correspondent à des imprévus durant la mobilité. Les personnes se projettent et estiment que les systèmes COALAS pourraient permettre de gérer directement la présence d'obstacles, les batteries déchargées. Ou encore, avoir une téléassistance, (à l'intérieur comme à l'extérieur) couplée au fauteuil permettrait en fonction des situations de prévenir différentes personnes de l'entourage ou des professionnels.

IV. CONCLUSION

L'attente sociale exprimée à travers les entretiens concernant le démonstrateur COALAS, confirme notre hypothèse de l'importance des relations sociales. En effet, eu égard aux résultats de l'enquête, il s'avère que la présence de la famille ou de l'aidant ne doit en aucun cas être remise en cause, tout en aspirant à ne pas constituer une gêne. Le contact humain notamment avec le médecin, est souligné autant par les personnes aidées que par les aidants comme rassurant. Nous le voyons par exemple lorsqu'on aborde l'usage de la télémédecine et même d'un robot en tant que moyens auxquels on peut avoir recours dans ce processus de soutien.

Du point de vue des personnes dépendantes, des aidants familiaux et médico-sociaux, à l'exception du ménage, le démonstrateur COALAS ne devrait pas se substituer à des personnes pour des tâches impliquant un contact humain. Un risque déclaré porte sur le fait de réduire, voire de remplacer, les visites des aidants ou de la famille.

En revanche, en dehors des temps de présence, les systèmes COALAS peuvent être présents dans l'environnement de la personne pour l'aider à gérer à la place de l'aidant ou de la famille des imprévus de différentes natures. Ils peuvent jouer un rôle pour la sécurité à domicile. En l'absence de l'aidant, les systèmes COALAS peuvent contribuer à la sécurité de la personne en analysant notamment des anomalies mais également soutenir des relations sociales. C'est donc avant tout la complémentarité qui est recherchée. Tout se passe comme si l'aide de la technologie ne doit pas être seulement pensée pour la personne handicapée mais aussi en direction de l'aidant. Il s'agit alors de soulager l'aidant afin qu'il puisse se (re)centrer sur la relation sociale.

D'autres interrogations portent sur les questions de défaillance technique, d'efficacité, voire de pertinence de ces systèmes. Il est fondamental que l'ingénieur, le chercheur, dépassent l'approche machiniste pour éviter le risque de penser l'homme comme faisant partie de la machine. Il s'agit de s'adapter aux besoins de l'usager et surtout d'adapter la conception à la réalité, en l'occurrence la réalité sociale. C'est pourquoi « la maîtrise de la technologie est aussi une maîtrise sociale » [7].

REFERENCES

[1] V. Rialle, «Technologies nouvelles susceptibles d'améliorer les pratiques gérontologiques et la vie quotidienne des malades âgés et de leur famille,» 2007.

[2] D. Reguer et M. Toutain, «Enjeux médico-sociaux du concept de télé-relation,» *La revue de Gériatrie*, vol. 21, n°11, 1996.

[3] S. Ville, «L'imaginaire des nouvelles technologies,» 2001.

[4] G. Cornet et M. Carré, «Technologies pour le soin, l'autonomie et le lien social des personnes âgées : quoi de neuf ?,» *Gérontologie et société*, vol. 3, n°1126, pp. 113-128, 2008.

[5] P. Musso, «Territoires et cyberespaces, 2030,» *la documentation française et DIACT*, 2008.

[6] D. Lecompte, «Aides techniques : situation actuelle, données économiques, propositions de classification et de prise en charge,» *La documentation française*, 2003.

[7] H. Khelfaoui, «Pourquoi un cours de sociologie des technologies? Quel est son intérêt pour les ingénieurs ?,» [En ligne]. Available: http://www.cec.polymtl.ca/sociologie.php.

La préconisation des technologies d'assistance : De la solution palliative à l'action participative,

S. Leclercq, A. Thevenon

La préconisation des technologies d'assistance

De la solution palliative à l'action participative

Stéphanie LECLERCQ
PH&NT, Pôle RRSS CHRU de Lille
France
plateformeNT@chru-lille.fr

André THEVENON
Université Nord de France EA 4488
Pôle RRSS CHRU de Lille
France

***Résumé*—Au-delà de la simple acquisition d'un dispositif de palliation du handicap, l'enjeu de la préconisation des technologies d'assistance est de favoriser l'autonomie, la participation sociale, la construction de soi et de sa propre vie. Le suivi actuellement mis en place au sein de la Plateforme Handicap & Nouvelles Technologies du CHRU de Lille, basé sur une approche systémique, vise à proposer une prise en charge adaptée à l'écosystème de la personne en situation de handicap (PSH). Nous proposons ici de nouvelles perspectives pour favoriser l'action participative avec la technologie d'assistance. Nous discutons particulièrement de l'intérêt de la conduite du changement et des enjeux de la phase d'essais lors de laquelle la PSH et son entourage pourront se mettre en action et progresser vers un nouvel équilibre du système.**

Mots-clés : Technologies d'assistance; Approche systémique; Accompagnement au changement; Essais

I. INTRODUCTION

Depuis 2007, la Plateforme Handicap & Nouvelles Technologies du Centre Hospitaliser Régional Universitaire (CHRU) de Lille est spécialisée dans la préconisation des technologies d'assistance pour des personnes en situation de handicap (PSH) adultes, présentant des atteintes physiques et/ou cognitives. Il s'agit de consultations externes réalisées par une ergothérapeute, en lien avec des médecins de Médecine Physique et Réadaptation. Le recours à d'autres professionnels est parfois envisagé (orthophoniste, psychologue). Ce service s'adresse à des personnes qui ont le projet de changer, d'améliorer, ou de s'adapter aux situations rencontrées dans leur vie quotidienne. Les principaux champs d'intervention sont l'accès à l'ordinateur, la communication alternative et améliorée, l'adaptation de fauteuils roulants électriques, le contrôle de l'environnement, la robotique. Même si la plupart des solutions proposées sont de haute technologie (high tech), il arrive que des solutions plus simples (low tech) ou non matérielles (aides humaines, aides animalières) soient préconisées. Au-delà de l'acquisition d'un dispositif de palliation du handicap, l'objectif est de favoriser l'autonomie, la participation sociale, la construction de soi et de sa propre vie.

Dans un premier temps, nous proposons un état des lieux de la démarche actuelle de préconisation des technologies d'assistance dans notre contexte spécifique. Dans un second temps, nous discuterons de l'intérêt de la conduite du changement pour améliorer le processus de préconisation. Nous soulignerons alors l'enjeu de la phase d'essais pour accompagner la PSH et son entourage vers une nouvelle dynamique de vie avec sa technologie d'assistance.

II. ETAT DES LIEUX DE LA PRECONISATION DES TECHNOLOGIES D'ASSISTANCE

A. Une Approche Systémique

Plusieurs modèles conceptuels ont été développés pour la préconisation des technologies d'assistance. Nous présentons ici les trois principaux modèles sur lesquels nous nous appuyons au sein de notre plateforme.

1) La Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIF)

La CIF, adoptée en 2001 par l'Organisation Mondiale de la Santé, est utilisée pour identifier une situation de handicap [1]. Par une approche bio-psycho-sociale, elle met en évidence l'influence du contexte (humain, matériel, architectural) et des habitudes de vie ou autres caractéristiques personnelles sur la participation sociale de l'individu. Le handicap est alors la résultante d'un ensemble d'interactions dont certaines sont absentes, inopérantes ou nuisibles. Ce modèle met l'accent sur le caractère individuel et évolutif d'une situation de handicap. Dans la version adaptée pour l'évaluation des technologies d'assistance par Scherer en 2012 (Fig. 1), le dispositif d'aide n'est pas uniquement un facteur facilitateur ou limitant de l'environnement. Il est aussi un médiateur entre les différentes dimensions du système [2].

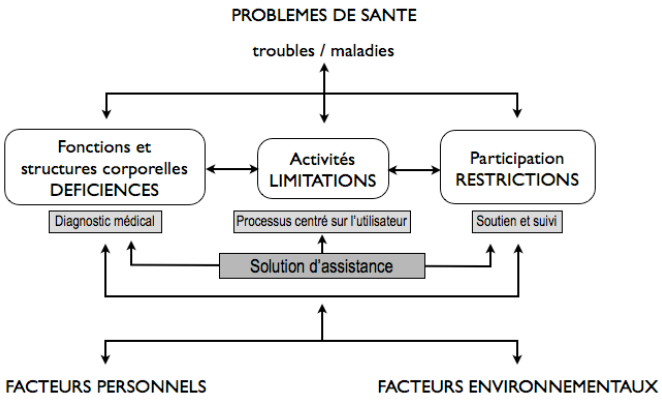


Fig. 1. L'évaluation des technologies d'assistance basé sur la CIF, reproduit d'après Scherer [2]

2) Le Modèle «Human Activity Assistive Technology» (HAAT)

Le modèle HAAT a été développé au Canada par Cook et Hussey à partir de 1995, sous la forme de 3 versions successives (Fig. 2). Il est diffusé à l'échelle internationale. Le « système des technologies d'assistance » est composé de l'homme, l'activité, la technologie d'assistance et le contexte [3]. L'homme est l'opérateur, il possède des capacités, des compétences et des rôles sociaux qui lui sont propres. L'activité est le but ultime du système et résulte de la performance de la PSH lors de la réalisation des tâches dans les différents champs de la vie quotidienne. La technologie d'assistance doit être un "facilitateur externe" qui améliore les performances de l'homme lors de la réalisation d'une activité. Ces trois premiers éléments interagissent entre eux pour former une unité qui vient s'emboiter dans un contexte particulier, caractérisé par des données physiques, sociales, culturelles et environnementales. Le choix d'un dispositif de compensation du handicap et l'identification des compétences à développer reposent sur une recherche d'équilibre au sein de ce système.

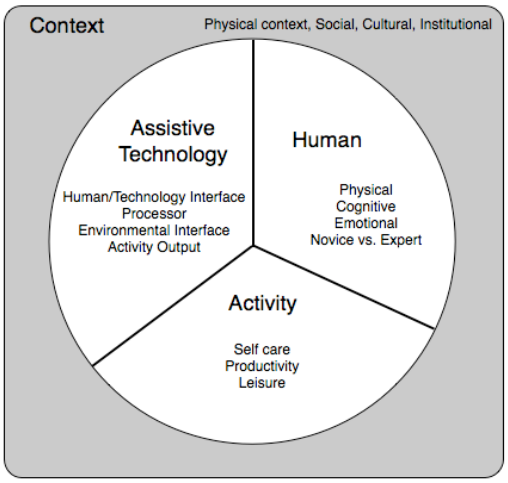


Fig. 2. Le modèle HAAT, reproduit d'après Cook & Hussey [3]

3.Le Modèle «Matching Person and Technology» (MPT)

Ce modèle est développé par Scherer depuis 1992 afin d'identifier l'ensemble des facteurs influençant la non utilisation ou l'insatisfaction des utilisateurs face aux technologies d'assistance. L'auteur considère que la personne et la technologie sont en concordance lorsqu'il existe une augmentation de la qualité de vie et du bien-être grâce à la solution palliative. La PSH est l'élément central de la démarche et y est totalement impliquée, en collaboration avec le préconisateur. Différentes influences interviennent dans le choix de la technologie : le milieu (architectural, physique, social, culturel, les attitudes des autres par rapport aux aides techniques), les caractéristiques de la personne (tempérament, personnalité, préférences) et les caractéristiques de la technologie d'assistance [4]. L'identification de chacun des facteurs permet de trouver la solution la plus adéquate ainsi que d'évaluer le risque d'abandon afin de le réduire au maximum. Le modèle MPT insiste une fois de plus sur l'importance de la vision de l'ensemble du système dans lequel la préconisation de la technologie d'assistance va se dérouler.

Ce modèle nord américain a été conçu sur la base des politiques de santé anglo-saxonnes dans lesquels la PSH est considérée comme un client ou un consommateur : la structure qui préconise les aides techniques est la même que celle qui les conçoit et les vend. Au contraire, la plupart des pays européens structure leur prise en charge autour de patients ou utilisateurs qui reçoivent uniquement des conseils et des préconisations, en toute neutralité. L'objectif de ce modèle reste cependant la satisfaction des utilisateurs et le modèle MPT est de plus en plus utilisé en Europe.

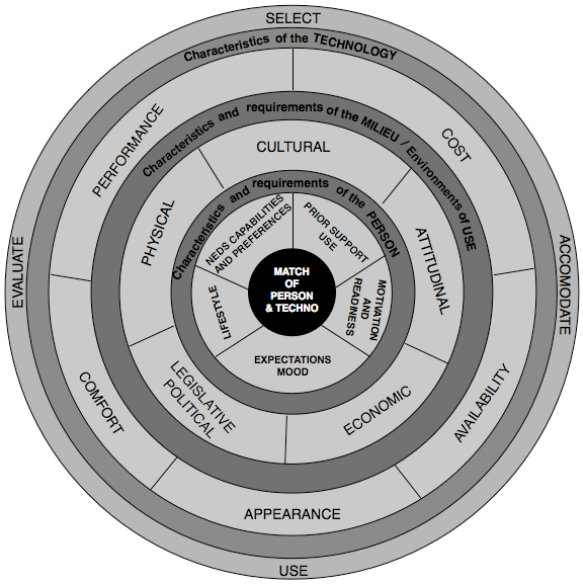


Fig. 3. Le modèle MPT, reproduit d'après Scherer [2]

B. Une Démarche Structurée et Circulaire

1) La Structure des Prises en Charges

L'organisation des prises en charges dans le cadre d'une demande de technologies d'assistance est classiquement décrite comme une succession de phases : évaluation initiale, recherche des solutions possibles, apprentissage et essais, choix définitif, recherche des financements, acquisition [3, 5, 6, 7, 8]. Cette structure linéaire est utile pour faciliter la collaboration entre les différents intervenants et la PSH [9]. Elle permet de planifier les interventions afin d'anticiper les rôles, les charges et l'articulation des actions de chacun. Dans la pratique, l'estimation de la durée des démarches peut permettre de devancer certaines étapes, telle que la recherche de financements. Ce type d'organisation permet également d'adapter le processus en fonction des contraintes rencontrées, notamment dans le cadre de maladies rapidement évolutives.

2) Une Structure Circulaire

Dans la réalité, cet enchainement d'étapes est perturbé par différents facteurs.

Le premier facteur est général et concerne l'adaptation au système. La démarche de préconisation suppose la mise en œuvre d'actions au sein d'un ensemble structuré. Or, chacune de ces actions est susceptible d'avoir un impact sur l'agencement global [7]. Cela nécessite des réévaluations et des

ajustements constants lors de la prise en charge afin de respecter l'équilibre du système et éviter les bouleversements importants.

Le second facteur concerne le statut de novice et d'expert qui aura une influence sur la démarche de préconisation [3, 10]. On appelle "novice" la PSH qui n'a pas ou peu d'expérience dans le domaine des technologies d'assistance ou dans la réalisation des activités envisagées. Il a tendance à choisir et utiliser un dispositif sûr et efficace par rapport aux besoins précis qu'il aura identifiés. L'acceptation du produit est décisive à ce niveau. L'utilisateur expert va prendre plus de risques, évaluer différemment ses besoins et va plus facilement généraliser l'usage d'une aide technique à l'ensemble de sa vie quotidienne. La planification des étapes ne sera donc pas identique dans ces deux situations. Ce facteur a été identifié dans le champ de la communication alternative et améliorée par le *Parallel Interventions Model* [7]. Angelo et Smith ont mis en évidence un processus dynamique lors de la recherche des solutions technologiques répondant aux besoins de la PSH. L'entrainement à l'utilisation d'une aide technologique améliorerait les compétences de la PSH. Ces compétences pourraient faire apparaitre de nouveaux besoins, mais également lui permettre d'accéder à d'autres technologies encore plus performantes. La démarche de préconisation est donc un processus itératif.

Ainsi, on retrouve une structure circulaire de la prise en charge : les démarches réalisées engendrent des conséquences qui, elles-mêmes, rétroagissent sur le processus et ainsi de suite. L'organisation "type" est plutôt un fil conducteur rappelant les phases indispensables. Les transitions entre elles sont des jalons qui permettent de s'accorder régulièrement sur les objectifs avec la PSH et les différents intervenants.

C. Des Outils Spécifiques pour la Préconisation

Depuis quelques décennies, plusieurs outils ont été développés pour améliorer la préconisation des aides techniques et des technologies d'assistance, notamment dans le domaine de l'éducation. Ces différents supports d'évaluation sont souvent liés à une phase particulière de la démarche. Nous présentons ici les principaux outils spécifiques, exploités au sein de la Plateforme Handicap & Nouvelles Technologies du CHRU de Lille.

1) Evaluation Initiale

Le modèle MPT est assorti d'une série d'instruments qui permet une évaluation très personnalisée de la PSH [2]. L'intérêt de l'outil se trouve dans son approche collaborative grâce à une paire d'instruments destinée d'une part au(x) préconisateur(s), d'autre part à l'utilisateur. Les objectifs de ce dernier sont au cœur du processus. La confrontation de l'analyse de chacun va permettre de partager une même vision du système et définir des objectifs communs. Les outils du MPT servent ainsi de base pour l'évaluation des technologies d'assistance, la recherche des solutions appropriées et la mise en place de démarches personnalisées telles que l'apprentissage. La limite à l'utilisation de cet outil est son absence de traduction française. D'autre part, ces outils s'adressent normalement à une équipe pluridisciplinaire.

2) Programmation des Essais de Matériels

A l'heure actuelle, il existe peu d'outils visant à structurer la phase d'essais des technologies d'assistance. C'est surtout dans le champ de l'éducation que des guides telles que *Assessing Student's Needs for Assistive Technology* (ASNAT) ou l'instrument *Students, Environment, Task and Tools* (SETT) ont été développés aux Etats-Unis [12, 13]. La conception de ces outils est fortement liée aux politiques de santé anglo-saxonnes. Leur but est d'uniformiser les prises en charges afin que chaque étudiant américain bénéficie des mêmes chances. Les données sont néanmoins pertinentes pour organiser des essais au sein d'une plateforme telle que la nôtre : définir les produits à tester, les actions à réaliser, la durée, les moyens de contrôle de l'efficacité, les critères de succès, puis identifier la personne responsable de l'évaluation, de la synthèse des essais et du suivi.

3) Evaluations des Bénéfices du Dispositif d'Assistance

L'Echelle de Satisfaction envers une Aide Technique (ESAT) est la traduction française du *Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology* (QUEST) [14]. Il s'agit d'une échelle de satisfaction portant d'une part sur la technologie utilisée (poids, durabilité, ajustement, simplicité d'utilisation, dimensions, efficacité, sécurité), d'autre part sur le service reçu (procédures d'attribution, services professionnels, suivi, réparation et entretien). Cette échelle, disponible en 10 langues, est destinée à identifier les bénéfices des technologies d'assistance a posteriori. En France, elle est essentiellement utilisée dans le cadre d'études cliniques. Les items de l'ESAT peuvent également servir de supports aux essais comparatifs lors des prises en charges.

L'Echelle de Mesure de l'Effet des Aides Techniques sur le Plan Psychosocial (F-PIADS) est la version française du *Psychosocial Impact of Assistive Devices Scale* (PIADS) [15]. Cette échelle évalue le retentissement psychosocial de l'utilisation de la technologie d'assistance. Il s'agit d'un questionnaire composé de 26 items correspondant aux notions de compétence, d'adaptabilité et d'estime de soi afin de mesurer la qualité de vie de la PSH. Comme l'ESAT, l'objectif est d'évaluer les effets de l'usage de la technologie d'assistance a posteriori. Traduite en 20 langues, elle est utilisée dans de nombreux pays à travers le monde.

D. L'Utilisation Actuelle des Technologies d'Assistance

Depuis plus de 20 ans, et malgré le développement de nombreux modèles et outils en vue d'améliorer les démarches de préconisation, les études portant sur l'utilisation des technologies d'assistances évaluent entre 20% et 40% le taux d'abandon [2, 8, 16, 17].

Les principales explications de ce délaissement sont : une mauvaise adaptation aux besoins, le coût du matériel et des contraintes liées à son ergonomie, les capacités physiques de la personne, les critères démographiques, la sécurité ou la fiabilité des dispositifs ainsi que des déterminants sociaux, personnels et environnementaux. Aussi, des recommandations ont été faites pour y remédier : veiller à une meilleure évaluation des attentes, besoins et caractéristiques de la PSH par une approche pluridisciplinaire, développer les prises en charge multidisciplinaires, structurer l'apprentissage pour améliorer les compétences et habiletés, réaliser des essais en situation

écologique, impliquer la PSH et son entourage tout au long du processus d'acquisition. Malgré cela, une partie non négligeable de PSH continue de renoncer au dispositif d'assistance acquis à l'issue d'un suivi spécialisé.

En réalité, même si l'identification des facteurs à l'origine de la non utilisation ou l'utilisation discontinue des technologies d'assistance est utile lors d'une prise en charge, elle ne permet pas de résoudre entièrement le phénomène. En effet, il s'agit d'un problème complexe, à l'image des modèles conceptuels présentés précédemment.

Au sein de la Plateforme Handicap & Nouvelles Technologies du CHRU de Lille, nous sommes également confrontés à ces situations de non utilisation du matériel préconisé, en particulier chez des utilisateurs novices ou "nouveaux demandeurs". Nous nous sommes alors intéressés au sens et aux représentations liées à l'utilisation de ces technologies d'assistance, ainsi qu'aux effets provoqués sur la PSH [18]. L'absence d'utilisation est surtout liée à l'absence d'appropriation de ces aides techniques complexes par les utilisateurs. On constate alors que le processus de préconisation des technologies d'assistance va au-delà de la simple réponse à une demande. L'enjeu est de permettre à la PSH de passer de l'utilisation d'un matériel pour résoudre un problème à une utilisation dans le but de participer activement et construire son futur. La solution proposée n'est pas une conclusion à une situation de handicap mais avant tout un premier pas vers un nouvel équilibre du système, plus satisfaisant.

III. Des Perspectives Pour Favoriser l'Action Participative Avec La Technologie d'Assistance

A. Du Consulting au Coaching : en marche vers l'autonomie

1) Demande de Solution, Besoin de Changement

L'approche systémique considère l'homme comme un ensemble d'éléments combinés, le « système », dont le résultat va au-delà de la somme des composants si leur harmonie est parfaite, ou en-deçà des potentiels si les interactions au sein du système ne sont pas opérantes. Le comportement humain serait alors animé par une recherche constante d'équilibre, appelé « homéostasie ». Dans le cadre des technologies d'assistance, la demande initiale de prise en charge émane de l'identification d'un problème qui vient perturber le système de la PSH. Elle va ainsi envisager l'acquisition d'une technologie d'assistance pour conserver ou retrouver un certain équilibre. Cette demande, souvent directement exprimée en termes de solutions, a pour but de transformer une situation non satisfaisante (situation de handicap, de dépendance) en une situation plus positive pour la personne (indépendance et autonomie) afin de mieux agir au sein de son propre système [19].

Une solution technologique peut apporter des bénéfices considérables, notamment lorsque la PSH évoque un « retour à la normale » ou un meilleur engagement dans les activités qui lui procurent du plaisir. Cependant, l'utilisation d'une telle solution peut également avoir des conséquences négatives : un rappel visible de son état, des ajustements à faire par rapport à le « vie idéale » envisagée, une rupture dans le sentiment de normalité et d'intégrité [4, 19]. Une démarche de « consulting », par l'apport de conseils spécifiques est suffisante lorsque l'environnement de l'individu ou ses compétences sont affectées. Mais lorsque les demandes bousculent les comportements et les représentations de la personne [20, 21], une démarche de conduite du changement, ou « coaching du changement », est une attitude pertinente [22]. Le changement envisagé au départ par le « plus » (changement quantitatif, solutions matérielles) va ainsi pouvoir cheminer vers le « mieux ».

2) Les Résistances au Changement : vers une Approche Dynamique

La découverte de cette dimension plus profonde du changement peut être déstabilisante pour la PSH qui risque de résister pour conserver la maîtrise du système. La PSH se trouve alors face à une situation paradoxale où coexistent l'envie de changer et de maintenir son état. Cela se caractérise par certains comportements tels que la multiplication d'essais de matériel sans jamais trouver la solution parfaite, le refus des solutions proposées, le retrait ou l'absence de motivation [23].

Ce type de comportement peut parfois être expliqué sous l'angle de l'acceptation du handicap qui se définit comme un processus d'adaptation aux nouveaux attributs fonctionnels. Dans ce cas, la connaissance des différentes étapes du processus par les préconisateurs (choc, désorganisation, réorganisation) permet d'identifier l'état dans lequel se trouve le demandeur afin d'adapter sa prise en charge [24]. Mais si on se limite à cette approche, le risque est de stopper temporairement la démarche de préconisation car la personne n'y est "pas prête". Un suivi psychologique doit alors généralement être mis en place [25].

Dans une vision systémique, la résistance au changement est un principe de défense sain. Il est alimenté par des représentations limitantes, une vision réduite du problème, des difficultés à lâcher prise sur la situation pour envisager des solutions plus créatives. Un facteur clé, influant sur le changement, est également la croyance qu'un problème complexe (situation de handicap sévère) se résout nécessairement par une solution complexe. Ce facteur est très présent chez les PSH qui s'orientent vers une plateforme spécialisée comme la nôtre.

La résistance au changement n'est donc pas simplement une cause des échecs mais aussi la conséquence de la déstabilisation du système. Par ailleurs, elle apparaît le plus souvent lorsque la personne subit le processus de changement et qu'elle n'y est pas associée. Elle est donc aussi le résultat de méthodes inadaptées pour la personne. De ce fait, il s'agit de partager la responsabilité de ces situations difficiles avec le préconisateur qui a un rôle décisif pour lever ces oppositions [26].

3) Le Cycle de l'Autonomie : la PSH en Devenir

L'autonomie n'est pas un état statique. Il s'agit d'un processus dynamique, complexe, et qui diffère selon les situations pour un même individu. Une personne autonome dans une activité va être en mesure de disposer pleinement de sa technologie d'assistance, d'exploiter son pouvoir de décision, d'être moteur et dynamiser son propre système. Il s'agit du but ultime de la préconisation des technologies d'assistance et il est

ainsi utile de connaître les différentes phases pour atteindre cet état.

Le cycle de l'autonomie comporte 4 stades : la dépendance, la contre-dépendance, l'indépendance et l'autonomie [27]. Chaque étape est considérée comme une évolution de la personne vers l'autonomie et le passage de chaque stade implique l'abandon de repères. Les besoins de chaque état diffèrent et évoluent de la nécessité d'être pris en charge à la volonté de s'ouvrir au monde et développer ses performances. Le thérapeute peut devenir facilitateur en adoptant un comportement adapté aux besoins correspondants à chaque niveau. Par exemple, alors que la personne dépendante a besoin d'être sécurisée, responsabilisée et incitée à exprimer son point de vue, il sera nécessaire d'accompagner une personne indépendante en lâchant prise et en mettant l'accent sur la création du lien pour l'aider à passer au stade suivant qu'est l'autonomie (ou interdépendance).

Le stade de la contre-dépendance est celui lors duquel la personne adopte un comportement irresponsable et en opposition aux propositions. Ce type de comportement résistant peut amener les intervenants à suspendre la prise en charge en attendant une attitude plus volontaire et collaborative. Or, il s'agit en réalité d'une étape décisive vers l'autonomie et témoigne d'une progression dans ce sens [28]. Un accompagnement approprié est alors nécessaire pour passer au stade suivant (l'indépendance) : accepter les désaccords avec la personne, donner des informations pour éviter la méconnaissance, se mettre d'accord sur les besoins, donner de la place à ses propositions. Le comportement du thérapeute doit ainsi s'adapter à l'évolution de chaque individu et l'amener vers l'autonomie. En le faisant progresser, il devra prendre en compte les modifications des besoins et réajuster les réponses apportées. Cette approche rejoint l'idée de démarche circulaire pour la préconisation des technologies d'assistance.

Ainsi, l'objectif de la prise en charge n'est pas simplement de donner à la PSH la clé adaptée pour ouvrir la bonne porte chaque fois que nécessaire. Il est aussi de profiter de la recherche d'outils appropriés pour développer ses compétences et lui apprendre à exploiter les ressources nécessaires à l'action une fois la porte ouverte sur le monde. L'ergothérapeute, par son approche centrée sur l'activité et l'action, est un des acteurs clés de ce changement. Le cœur de sa pratique va participer à sa mise en œuvre.

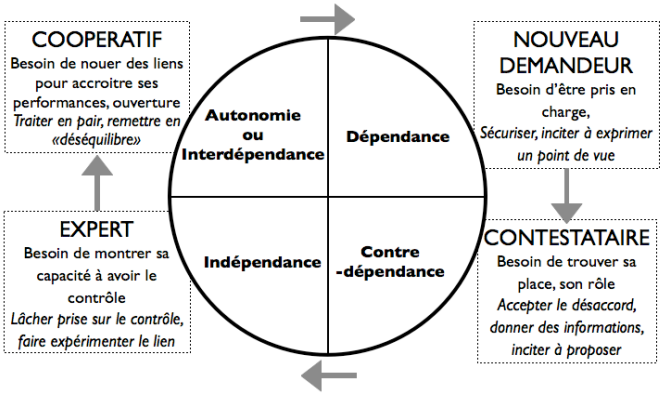


Fig. 4. Le cycle de l'autonomie, reproduit d'après Tonnelé [28]

B. La Mise en Action pour Développer l'Autonomie

1) L'Action : Levier de Changement Efficace

Jarrosson a identifié trois leviers de changement individuel : l'autorité, la persuasion, l'action [29]. Le premier suppose une relation dominé-dominant qui est peu efficace et, le cas échéant, est limité au court terme. La persuasion implique que la personne intègre l'ensemble des informations qui lui sont données puis agisse selon ce qui est bon pour elle. Cette technique, basée sur le jugement, a plutôt tendance à créer des résistances. La mise en action est le levier le plus efficace à court et long terme car l'engagement dans l'action va au delà des éventuels désaccords ou difficultés de compréhension. Elle permet à la personne de se faire sa propre idée des changements à effectuer et des ressources à exploiter.

2) Les Essais dans une Dynamique de Changement Individuel

Les essais des technologies d'assistance se font de préférence en situation écologique (lieu de vie). La durée est variable : plus la technologie est complexe, plus une durée importante d'essai permettra de valider l'utilisation, de vérifier les usages, de redéfinir les besoins. L'appropriation de la technologie d'assistance conditionne l'usage. L'étape des essais est décisive pour se familiariser et s'adapter au nouveau matériel. Elle permet également de faire mûrir le projet [7].

Nous avons vu précédemment que les technologies d'assistance "complexes" ont souvent un impact important sur la structure du système en modifiant notamment les rôles, les participations et les représentations de l'utilisateur. Proposer des essais plus longs est nécessaire mais insuffisant pour approprier ces outils. Il parait indispensable d'adopter une démarche d'accompagnement lors de cette phase afin de permettre la maturation de la PSH et du projet face aux résistances au changement. La création d'outils spécifiques, prenant en compte des principes de conduite du changement, permettrait d'aider les préconisateurs à amener la PSH vers une plus grande autonomie au fil des essais.

3) Les Essais pour Accompagner le Changement Collectif

Les essais sur le lieu de vie sont l'occasion de se confronter à l'environnement social qui est un facteur majeur de l'acceptation ou non d'une aide technique [30]. Les principales raisons des échecs dus à l'entourage social sont, d'une part les représentations stigmatisantes, d'autres part sa propre résistance face à la nouvelle situation qui vient bouleverser l'homéostasie de son système. La problématique du changement et l'apparition de résistances est d'autant plus délicate à gérer que les contraintes du changement n'auront pas été anticipées et seront donc involontaires et subies. C'est le cas lorsque l'entourage n'est pas acteur de la demande initiale. On retrouve également ces oppositions lorsqu'une situation problématique ou une demande précise cache des besoins divergents entre les membres d'une famille. Par exemple, alors que la PSH est en recherche d'autonomie, l'entourage peut attendre du soutien ou de la reconnaissance. Ces différences peuvent être identifiées et prises en compte en explorant la manière dont le problème est perçu par chacun [27]. La période des essais apparait donc là aussi comme un moment crucial pour accompagner le changement du système social de la PSH. L'évolution de l'environnement social est un nouveau facteur à

prendre en compte dans la démarche itérative de préconisation. Un contexte plus favorable va permettre d'intégrer pleinement la technologie d'assistance et passer ainsi d'une simple utilisation, ou non utilisation, à de réelles actions participatives.

IV. Conclusion

La démarche de préconisation des technologies d'assistance est un processus complexe qui doit constamment contribuer au respect de l'homéostasie du système de la PSH. Bien que de nombreux modèles et outils existent, on constate, depuis plus de 20 ans, des résistances dans l'utilisation du matériel, avec un taux d'abandon encore élevé. Plus que l'utilisation du dispositif dans la vie quotidienne, c'est son appropriation et les actions qui en résultent qui sont au cœur du questionnement. Derrière la demande de solution palliative, il existe généralement le besoin de changer un fonctionnement actuel limitant dans le but d'exercer son autonomie. Bien qu'offrant de nombreux bénéfices, ces solutions peuvent aussi avoir des effets négatifs sur la PSH et son entourage en perturbant leurs fonctionnements et leurs représentations. Ainsi, il nous parait important d'intégrer une démarche de coaching du changement lors des préconisations des technologies d'assistance afin de permettre à la PSH qui en aurait besoin, mais aussi son entourage, de vivre efficacement les remaniements en exploitant ses ressources et en développant ses compétences. L'enjeu est de permettre à la personne d'agir pleinement grâce à son dispositif d'assistance, dans un système lui-même métamorphosé par la présence de cet outil complexe qui offre de nouvelles possibilités d'actions, de production, de création. Par la mise en action du futur utilisateur et son entourage, la période des essais nous semble être une phase clé dans le processus de préconisation et, surtout, d'accompagnement du changement vers l'autonomie de la PSH et un nouvel équilibre du système.

References

[1] World Health Organization, "International Classification of Functioning, Disability, and Health ", World Health Organization. Geneva, 2001.

[2] M. Scherer and S Federici, Assistive technology assessment handbook, CRC Press, Taylor & Francis Group. USA, 2012.

[3] A. Cook and JM. Polgar, Cook & Hussey's Assistive Technologies : Principles and Practice, 3rd ed., Mosby Elsevier. USA, 2008.

[4] M. Scherer, Assistive Technology : Matching device and consumer for successful rehabilitation, American Psychological Association. Washington, 2002.

[5] L. Haisnes and B. Sanche, "Assessment models and software support for assistive technology teams", in Assessment for effective intervention. Hammill institute on disabilities, vol. 25 no. 4, pp. 291-305, 2000.

[6] T. Long, L. Huang, M. Woodbridge, M. Woolverton and J. Minkel, "Integrating assistive technology into an outcome-drivent model of service delivery", in Infants and young children. Lippincott Williams & Wilkins, Inc., vol. 16, no. 4, pp. 272-283, 2003.

[7] FCES, AFM, CNSA, "Acquisition d'une aide technique : quels acteurs, quel processus ?", Rapport de la commission d'audition. HAS, Evry, mai 2007.

[8] S. Pouplin, J. Bouteille, "Évaluation et aides techniques nouvelles technologies : nécessité d'un outil spécifique pour évaluer la compensation d'une situation de handicap moteur", IRBM. Elsevier Masson, Vol. 30 issues 5-6, pp. 240 – 243, Paris, 2009.

[9] D. L. Edyburn, "Integrating technology to support effective instruction", in Technology and exceptional individuals 3rd ed.,J. Lindsey Ed. Austin, 2000.

[10] L. Gitlin, "From hospital to home : individuals variations in experience with assistive devices among older adults", in Designing and using assistive technology. D. B. Gray & A. Quatrano & M. L. Lieberman Eds., pp. 117-135, 1998.

[11] J. Angelo and R. O. Smith, "The critical rôle of occupational therapy in augmentative communication services", in Technology review '89 : Perspectives on occupational therapy practice. American occupational therapy association, pp. 49-53, 1989.

[12] J. Gierach, Assessing student's needs for assistive technology (ASNAT), a ressource manual for school district teams. Wisconsin assistive technology initiative, 5th ed.. 2009. www.wati.org

[13] J. S. Zabala, "Ready! SETT! Go! Gettinf started with the SETT framework", in Computer technology in special education and rehabilitation. Closing the gap, Vol. 23, no. 6. 2005.

[14] L. Demers, R. Weiss-Lambrou, B. Ska, "The Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST 2.0) : an overview and recent progress", in Technology and disability. IOS Press, Vol. 14, pp 101-105, 2002.

[15] H. Day and J. Jutai, "Measuring the psychosocial impact of assistive devices : the PIADS", in Canadien journal of rehabilitation. Canadian Assoc:i.ation for Research in Rehabilitation , vol. 9, no. 2, 1996.

[16] B. Phillips, H. Zhao, "Predictors of assistive technology abandonment". Assistive technology. Vol. 5, no. 1, pp 36-45, 1993.

[17] M. Riemer-Reiss, R. Wacker, "Factors Associated with Assistive Technology Discontinuance among Individuals with Disabilities", in the Journal of Rehabilitation. Vol. 66, no. 3, 2000.

[18] P.T Louise-Bender, J. Kim, B. Weiner, "The shaping of individual meanings assigned to assistive technology : a review of personal factors", in disability and rehabilitation, pp 5-20, vol. 24, 2002.

[19] J. Scherer, Living in the state of stuck ; how assistive technology impacts the lives of people with disabilities. Brookline Books, 4th ed., Manchester, 2005.

[20] R. Smith, "A client-centered model for equipment prescription : client's values and roles, effective use of adaptive equipment", in Occupational therapy in health care. Informa Healthcare, Vol. 9, no. 4, pp 39-52, 1995.

[21] R. Smith, "Accountability in assistive technology interventions-measuring outcomes", in RESNA Resource guide for assistive technolohy outcomes : measurement tools, Vol. 1, pp 14-42, 1998.

[22] V. Lenhardt, P. Bernard, L'intelligence collective en action. Village mondial, 2005.

[23] F. Kourilsky, Du désir au plaisir de changer. Dunod, 4th Ed., Paris, 2008.

[24] R. Khomiakoff, G. Czternatsy, L. Vandromme, "L'acceptation des aides techniques robotisées par la personne en situation de handicap moteur : une approche psychologique", Journal de réadaptation médicale. Elsevier Masson, 2009.

[25] F. Meloni, S. Federici, a. Stella, "The psychologist's rôle : a neglected presence in the asistive technology assessment process", in Everyday technology for independance and care. G.J. Gelderblom et a. Eds., IOS Press, pp 1199-1206, 2011

[26] R. Fisch, P. Watzlawick, J. Weakland, Changements : paradoxes et psychothérapie. Points Essais. Seuil Ed., 1981.

[27] V. Lenhardt, Les responsables porteurs de sens – culture et pratique du coaching et du team-building. Insep consulting Ed., 3th Ed., 2010.

[28] A. Tonnelé, 65 outils pour accompagner le changement individuel et collectif. Eyrolles, 2011.

[29] B. Jarrosson, B. Jaubert, P. Van Den Bulke, Pourquoi c'est si dur de changer ? Changement de soi, de l'autre, des organisations. Dunod, 2007.

[30] C. Dumas, "Evaluation des aides techniques et ergothérapie", Expériences en ergothérapie. Sauramps Médical, 15ème série. Sauramps Médical, pp.120-124, 2002.

Quel dispositif d'assistance aux courses concevoir pour les futures personnes âgées ?,

C. Ormea, A. Giboin, D. Daney, J.P. Merlet, P. Rives

Quel dispositif d'assistance aux courses concevoir pour les futures personnes âgées ?

Mise en oeuvre d'une démarche ergonomique dans un projet de plate-forme de services robotiques et de vision destinés à des personnes âgées et/ou fragilisées

Célia Orméa[1], Alain Giboin[1], David Daney[2], Jean-Pierre Merlet[3], Patrick Rives[4]
[1]Équipe-projet Wimmics, [2]Équipe-Projet Phoenix, [3]Equipe-projet Hephaistos, [4]Equipe-projet Lagadic
Inria Sophia Antipolis – Méditerranée
Sophia Antipolis, France

***Résumé*—Cet article décrit l'application d'une démarche ergonomique à la conception d'un dispositif robotisée d'assistance aux courses pour les générations à venir de personnes âgées qui souhaiteront rester autonomes dans leurs déplacements. Cette application répond à une demande d'introduction d'une réelle démarche centrée utilisateurs dans un projet plus large de plate-forme de services robotiques et de vision destinés à des personnes âgées et/ou fragilisées.**

Mots-clés—ergonomie; robotique ; assistance aux personnes âgées ou fragilisées

I. INTRODUCTION

L'étude préliminaire rapportée ici répond à une demande d'introduction d'une démarche ergonomique dans un projet de plate-forme de services robotiques et de vision destinés à des personnes âgées et/ou fragilisées : le projet PAL (*Personally Assisted Living*). L'objectif était d'appliquer cette démarche dans les phases amont de la conception d'un dispositif robotisé d'assistance aux courses pour les générations à venir de personnes âgées souhaitant rester autonomes dans leurs déplacements. L'étude rapportée ici relève donc en partie de ce que l'on appelle l'ergonomie prospective: *« l'ergonomie [qui] cherche à détecter les besoins actuels, à anticiper les futurs besoins, et à comprendre les facteurs technologiques, sociaux, culturels et économiques qui mènent à la création de nouveaux produits et services »* [1]. Dans cet article, on décrit la démarche proposée – une démarche d'Ergonomie des Interactions Homme-Machine centrée utilisateur –, son application sur le terrain avec le déploiement d'une enquête contextuelle et un audit de l'existant et les résultats de son application. On conclut sur les apports de cette démarche *a)* pour la conception d'un système d'aide aux courses et *b)* pour les roboticiens souhaitant identifier le plus adéquatement possible les besoins des utilisateurs de leur système.

II. CONTEXTE : LA DEMANDE

La demande provenait du projet PAL et plus précisément de l'une des équipes de recherche impliquée dans ce projet, l'équipe COPRIN[1]. La demande a été formulée par l'un des roboticiens de COPRIN (le troisième auteur de cet article, aujourd'hui membre de l'équipe PHOENIX), qui est aussi le responsable du projet PAL.

A. *Le Projet PAL et l'équipe de recherche COPRIN*

Le projet PAL (en anglais *INRIA Project Lab PAL*) est un projet transversal rassemblant plusieurs équipes de recherche de l'INRIA dans le but de développer de manière collaborative un plate-forme de services améliorant l'autonomie et la qualité de vie des personnes âgées et fragilisées, en assistant ces dernières dans leurs activités au quotidien. Le projet PAL implique également des partenaires scientifiques (CSTB, Supelec), médicaux (CHU de Nice, de Nancy, IRR, OHS) et industriels (Linkcare Service, Diatelic-Pharmagest).

Les équipes de PAL travaillent sur quatre axes de recherche qui ont pour but de : 1) estimer le degré de fragilité des personnes âgées et fragilisées via des capteurs non invasifs (aide à la marche pour détecter et éviter les chutes, prévenir la malnutrition) ; 2) étudier et développer des équipements pour favoriser la mobilité des personnes (fauteuils roulants, déambulateurs) ; 3) assister les personnes âgées et fragilisées dans le cadre de la réhabilitation, du transfert ou de l'aide à la marche ; 4) étudier les moyens de communication les plus efficaces pour maintenir le lien social.

Les équipes INRIA impliquées sont majoritairement des équipes de recherche en robotique et vision. COPRIN est l'une de ces équipes. Elle est spécialisée en robotique d'assistance et développe des dispositifs tels que des grues de levage, des déambulateurs ou des caddies robotisés.

B. *L'exigence PAL et le crédo COPRIN*

PAL a pour exigence de *« construire des services utiles et utilisables »*[2]. COPRIN a pour crédo de *« construire des dispositifs robotiques adaptés à l'utilisateur-final et à son*

[1] Aujourd'hui équipe-projet HEPHAISTOS.
[2] Site Web PAL (page https://pal.inria.fr/main/about-pal/)

environnement quotidien et non un robot "universel" auquel l'utilisateur-final et son environnement devront s'adapter »[3].

C. *Demande : mieux satisfaire l'exigence et le crédo*

Pour concevoir des dispositifs robotiques adaptés à l'utilisateur, et donc utiles et utilisables, COPRIN employait jusqu'alors une « méthode maison » d'analyse des besoins et d'évaluation. Cette méthode ne s'étant pas révélée satisfaisante (elle n'a pas permis par exemple d'élaborer de réels scénarios d'usage, mais des scénarios techniques), l'équipe COPRIN a fait appel à une autre équipe de l'INRIA employant des méthodes plus normalisées : l'équipe WIMMICS ; cette dernière utilise et développe en effet des méthodes de l'Ergonomie de l'Interaction Homme-Machine. La demande a donc été adressée à WIMMICS de proposer une méthode pour améliorer la manière de répondre à la fois au credo COPRIN et à l'exigence PAL, et d'appliquer cette méthode pour concevoir un service particulier. Cette méthode et son application devait conduire les membres de PAL à : 1) penser la conception ergonomique d'un système robotique complexe le plus en amont possible ; 2) aborder la conception du système d'un point de vue transdisciplinaire ; 3) préparer le terrain pour une conception collaborative et le dépôt d'un projet commun de recherche transdisciplinaire ; 4) pouvoir factoriser les efforts grâce à ce type d'action transversale.

III. OBJECTIF

Au départ, l'objectif fixé par COPRIN était d'étudier la possibilité de doter des cabas et des caddies de fonctionnalités d'assistance complémentaires des fonctionnalités classiques (charger/décharger des achats, transporter les achats) et satisfaisantes d'un point de vue ergonomique. On se proposait d'étudier à la fois *a)* les fonctionnalités à destination des personnes fragilisées « clientes » du magasin et *b)* les fonctionnalités à destination des personnels et de la direction du magasin (les « fournisseurs ») souhaitant adapter leurs prestations aux besoins de leurs clients fragilisés (par exemple : recueillir et analyser les déplacements des clients afin d'améliorer la disposition des rayons). La question à laquelle on cherchait à répondre était : y a-t-il un fort intérêt, d'un point de vue ergonomique, à concevoir des caddies et des cabas aux fonctionnalités élargies ?

Vu la complexité de l'étude que supposait cet objectif initial, ce dernier a été réduit : i) on s'est limité aux personnes fragilisées – autonomes et dépendantes – précisément aux *futures personnes âgées* (horizon 2035) qui souhaiteront rester autonomes le plus longtemps possible ; ii) on s'est référé principalement aux pratiques actuelles d'utilisation des *cabas* à roulettes ; iii) on s'est intéressé en premier lieu aux fonctionnalités d'*assistance aux déplacements* des personnes (trajet aller-retour domicile-magasin et parcours dans le magasin ; cf. Fig. 1) ; iv) on a surtout mis l'accent sur la *sécurisation* de ces déplacements (et cherché à faire en sorte que, grâce au dispositif, les personnes âgées se sentent en sécurité lors de leurs déplacements). L'objectif initial est ainsi devenu : appliquer une démarche centrée utilisateurs permettant d'amorcer la conception d'un système robotique ergonomique d'assistance aux courses pour les futures personnes âgées souhaitant rester autonomes et en sécurité dans leurs déplacements du domicile au magasin (aller-retour) et dans le magasin.



Fig. 1. Assistance aux trajets aller-retour domicile-magasin et au parcours dans le magasin.

IV. LA DÉMARCHE

La démarche utilisée est une adaptation d'une démarche enseignée dans le module CEIHM (Conception et Évaluation des Interactions Homme-Machine) du Département Sciences Informatiques de l'Ecole Polytechnique Universitaire de l'Université de Nice – Sophia Antipolis. Cette démarche est enseignée par des informaticiens *et* des ergonomes à des étudiants en Informatique *et* des étudiants en Sociologie et Ergonomie des Technologies numériques, lesquels doivent réaliser ensemble un projet d'IHM ergonomique. Le premier auteur de cet article (sociologue ergonome) a été formé à cette démarche dans le cadre du module CEIHM. Le second auteur (psychologue ergonome) enseigne cette démarche dans le module et supervise, avec l'enseignant-chercheur (informaticienne) responsable du module, l'application de la démarche par les étudiants.

La démarche CEIHM est une démarche d'Ergonomie des Interactions Homme-Machine et, plus généralement, une démarche de conception centrée utilisateurs (cf. norme ISO 9241-210) ; elle prend en considération les utilisateurs, leurs buts, leurs tâches et leurs besoins tout au long du processus de conception du dispositif. La démarche CEIHM a été adaptée au projet de conception du dispositif robotisée d'assistance aux courses ; elle a été enrichie de techniques complémentaires ; l'analyse ergonomique entreprise a porté sur des aspects physiques, cognitifs et sociaux. Cette démarche adaptée et enrichie comprenait quatre étapes principales :

A. *Analyses préalables à l'étude de terrain*

1) Analyse des dispositifs existants en rapport avec le dispositif à concevoir.– Deux grands types de dispositifs ont été analysés : *i)* les dispositifs d'assistance à la mobilité et au déplacement dans l'espace public (dans la rue) ou privé (à domicile) : cannes, déambulateurs, etc. ; *ii)* les dispositifs permettant de faire et de transporter des courses : cabas, caddies, scooters de supermarché, etc. L'analyse a consisté à identifier, pour chaque dispositif, les besoins auxquels ils répondent, leurs fonctionnalités, leurs avantages et leurs limites. Les méthodes utilisées ont été : la veille

[3] Rapport d'activité COPRIN 2012 (http://raweb.inria.fr/rapportsactivite/RA2012/coprin/coprin.pdf)

technologique (pour la collecte des dispositifs), le « triangle » de Kuutti à visée d'innovation [2] et le *benchmarking* (pour l'analyse).

2) Identification a priori *des utilisateurs cibles.*– Deux grands types de personnes fragilisées ont été identifiés : *i)* (cible principale) les personnes âgées et/ou fragilisées autonomes (pouvant se déplacer seules à l'aide d'un dispositif d'assistance) ; *ii)* (cible secondaire) les personnes âgées et/ou fragilisées dépendantes (pouvant se déplacer, mais accompagnées). Cette typologie a priori a été utilisée pour recruter les utilisateurs réels participant à l'étude de terrain.

3) Analyse a priori des contextes et des situations d'usage du cabas.– Les différentes étapes de l'activité « Faire ses courses » ont été identifiées, en mettant en exergue celles qui sont les plus contraignantes pour l'utilisateur, afin de cibler les contextes et les situations où le futur dispositif devra offrir l'assistance. Cette analyse avait pour objectif une mise en scène préalable des activités des utilisateurs en tenant compte de leurs fragilités possibles. Pour amorcer cette scénarisation, nous nous sommes appuyés sur les scénarios techniques élaborés par le projet COPRIN dans le cadre du projet PAL.

B. Enquête de terrain

1) Les participants.– Quatre personnes fragilisées autonomes et trois personnes fragilisées dépendantes ont été récrutées pour participer à l'enquête de terrain (ou enquête contextuelle). Quelques-unes des caractéristiques des personnes autonomes (en particulier leurs fragilités) sont décrites dans la TABLE I. Les caractéristiques des personnes dépendantes peuvent être trouvées dans [5].

TABLE I. CARACTÉRISTIQUES DES PERSONNES FRAGILISÉES AUTONOMES AYANT PARTICIPÉ A L'ÉTUDE

1) Personnes fragilisées autonomes					
	Sexe	***Âge***	***Type***	***Fragilités***	***Situation familiale***
A	F	61	Sénior fragilisé	Scoliose, Cyphose, Hernie hiatale, Difficulté à la marche	Mariée 1 enfant Retraitée
B	M	58	Fragilisé	Hernie discale opérée, Thrombose oculaire récente	Marié 1 enfant Salarié
C	F	73	Sénior fragilisé	Tassement des vertèbres, Scoliose depuis l'adolescence	Mariée 2 enfants Retraitée
D	M	82	Sénior fragilisé	Lobectomie	Marié 2 enfants Retraité

2) Les phases de l'étude. – L'enquête de terrain a comporté trois phases (correspondant à deux rendez-vous différents avec chacun des participants) : *i)* Une *phase de cadrage* (premier rendez-vous) où l'on informait le participant des objectifs de l'étude et on l'interviewait de manière semi-directive sur ses situations de course, ses besoins, ses craintes, ses attentes, etc. ;. *ii)* Une *phase d'observation directe* en situation naturelle (deuxième rendez-vous) où l'on cherchait à identifier les pratiques mises en œuvre et les problèmes rencontrés par le participant effectuant ses courses avec son cabas traditionnel ; ces pratiques et problèmes étaient notés à l'aide d'une grille d'activités portant sur les postures, déplacements et arrêts, direction du regard et communications du participant. *iii)* Une *phase de debriefing* (toujours au deuxième rendez-vous, de retour au domicile), où un questionnaire type échelles de Likert était proposé au participant pour quantifier son avis et son ressenti sur la situation de courses qu'il venait de vivre.

C. Analyses et modélisations post-enquête de terrain

1) Caractérisation des participants (utilisateurs cibles).– La première analyse effectuée à l'issue de l'enquête de terrain a consisté à identifier les caractéristiques des participants (voir TABLE I.). Un objectif de cette caractérisation était de permettre aux roboticiens d'avoir une idée réaliste des utilisateurs du futur dispositif.

2) Identification des problématiques majeures rencontrées par les utilisateurs en situation.– Un seconde analyse a consisté à faire ressortir, pour chaque étape de l'activité « Faire ses courses », les contraintes principales verbalisées par les participants. L'objectif était de cerner les problématiques majeures rencontrées par les participants.

3) Identification des besoins des utilisateurs.– A partir des caractéristiques des participants et de leurs problématiques majeures, les besoins de chaque type d'utilisateurs (autonomes et dépendants) ont été identifiés et hiérarchisés par ordre de priorité à l'aide de la méthode MoSCoW[4] ; dans cette méthode, hierarchiser par ordre de priorité consiste à indiquer si un besoin {doit être, devrait être, pourrait être, ne sera pas} satisfait. Cette méthode a permis de déterminer les besoins principaux, les besoins secondaires et les besoins à intégrer ultérieurement.

4) Modélisation des utilisateurs sous forme de Personas.– Les types d'utilisateurs futurs ont été modélisés, sur la base des caractéristiques des participants, à l'aide de la technique des Personas [3]. Cette technique consiste à définir concrètement des utilisateurs types *après entretiens* : un persona porte un nom, est représenté par une photo, poursuit des objectifs précis, etc. ; développer un dispostif en se référant à des personas concrets permet d'éviter les pertes de contact avec l'utilisateur réel que l'on rencontre souvent quand on se réfère à l' « utilisateur générique ». Ont également été caractérisées les parties prenantes (*stakeholders*, ou « personas non utilisateurs » du dispositif : développeurs, fabricants, etc.), qui peuvent avoir une influence sur le dispositif à concevoir.

5) Modélisation des tâches.– Les tâches observées durant l'étude de terrain ont été formalisées à l'aide de la méthode

[4] http://www.dsdm.org/content/10-moscow-prioritisation

MAD [4]. Cette méthode analytique de description des tâches a, via une formalisation de deux types (tableaux et graphes), offert au commanditaire un accès au raisonnement mis en place par les utilisateurs en situation, en identifiant leurs buts, sous-buts et la manière dont ils opéraient pour les atteindre.

D. Spécifications fonctionnelles, scénarisation et maquettage

1) Spécifications fonctionnelles.– A partir des données issues des analyses et modélisations précédentes, des spécifications fonctionnelles « centrées utilisateurs » du futur dispositif ont été élaborées.

2) Scénarios d'usage futur.– En s'appuyant sur les différentes étapes de l'activité « Faire ses courses », deux scénarios exposant la situation future d'usage du futur dispositif ont été élaborés. L'idée était de présenter en contexte comment les utilisateurs se comporteraient pour effectuer leurs courses avec le dispositif (horizon 2035).

3) Maquette basse fidélité du dispositif futur.– Plusieurs versions d'une maquette basse fidélité (croquis) du dispositif ont été réalisées dans le but de représenter comment sont intégrées au dispositif les spécifications fonctionnelles retenues. L'idée était d'offrir aux équipes du projet une visualisation illustrative du futur dispositif.

V. RÉSULTATS (EXTRAITS)

Les résultats obtenus étant trop nombreux pour être présentés ici, nous nous limiterons à quelques extraits, en nous focalisant sur les utilisateurs fragilisés autonomes, cibles principales du dispositif. Bien que non exposés ici, les résultats relatifs aux personnes fragilisées dépendantes, cibles secondaires du dispositif, ont été organisés comme dans les extraits présentés ci-après. Les résultats complets sont présentés dans [5].

A. Problématiques rencontrées par les utilisateurs

TABLE II. PROBLÉMATIQUES RENCONTRÉES PAR LES PARTICIPANTS FRAGILISÉS AUTONOMES

Étape de l'activité	Problématique
Trajet aller vers le magasin	1. Le cabas ne permet pas de se tenir 2. Inutilité du cabas à cette étape 3. Mains occupées par la tenue du cabas et du dispositif d'assistance
Courses dans le magasin	1. Se lever et se baisser fréquemment pour charger et décharger des produits du cabas 2. Oublier son cabas en rayon 3. Charger / Décharger des produits du cabas à plusieurs reprises
Trajet retour vers le domicile	1. Poids du cabas (entraine de la fatigue) 2. Attention focalisée doublée (déplacement personnel + déplacement du cabas nécessitant anticipation et analyse) (charge cognitive importante) 3. Obstacles atypiques indétectables avant de les voir (charge cognitive importante)
Montée des courses au domicile (en cas d'absence d'ascenseur)	1. Cabas impossible à lever et à monter dans les escaliers 2. Aide obligatoire de proches 3. Peur de la chute – réduction de la confiance en soi

La TABLE II. présente les trois principales problématiques rencontrées en situation réelle par les utilisateurs autonomes fragilisés pour chaque étape de l'activité « Faire ses courses » avec un cabas.

B. Besoins identifiés

La TABLE III. regroupe les besoins exprimés par les utilisateurs autonomes fragilisés possédant ou non, en plus du cabas, un dispositif d'assistance à la marche pour faire leurs courses. Ces besoins ont été identifiés et hiérarchisés sur la base de l'expression des problématiques rencontrées. N.B. – L'adjectif « besoin secondaire » est à prendre dans le sens de « besoin dépendant de la satisfaction d'un besoin principal ».

TABLE III. BESOINS DES PARTICIPANTS FRAGILISÉS AUTONOMES

Type de besoins	Description
Besoins principaux	**Besoin d'autonomie :** - Pouvoir marcher - Pouvoir se déplacer en magasin malgré l'évolution de sa fragilité/pathologie - Pouvoir faire des courses avec son cabas et son dispositif d'assistance à la marche - Pouvoir transporter des courses seul **Besoin d'être en sécurité lors des déplacements avec le cabas :** - Pouvoir transporter facilement le cabas - Pouvoir déléguer au cabas le transport de la charge - Pouvoir se tenir au cabas en cas de fatigue - Pouvoir ne pas charger/décharger à de multiples reprises les produits du cabas - Pouvoir ne pas relever le cabas à chaque obstacle - Etre moins fatigué lors du transport du cabas **Besoin d'indépendance sociale :** - Pouvoir faire des courses seul - Avoir confiance en soi / être fier de soi
Besoins secondaires	**Besoin de communiquer :** - Pouvoir communiquer rapidement, en temps réel, et facilement avec des proches/tiers lors des courses - Accéder facilement et rapidement (à portée de soi) à un dispositif de communication lors des déplacements avec le cabas **Besoin de connaître/anticiper son trajet :** - Pouvoir identifier avant son départ les obstacles atypiques présents sur le trajet (accidents, travaux) - Pouvoir se déplacer sans porter une attention accrue à l'environnement - Pouvoir connaitre en temps réel le chemin le plus court pour aller en magasin et pour revenir à son domicile
Besoins à intégrer ultérieurement	**Besoin de se repérer :** - Savoir où l'on se situe en temps réel en ville - Savoir où l'on se situe en temps réel en magasin - Pouvoir identifier les magasins dans son secteur lors du déplacement avec le cabas - Etre renseigné sur l'emplacement des produits en rayon **Besoin de se rappeler :** - Pouvoir ne plus faire de listes de courses - Pouvoir ne pas oublier d'acheter de produits

C. Persona représentant l'utilisateur fragilisé autonome actuel

La TABLE IV. décrit le persona représentant l'utilisateur fragilisé autonome actuel type, cible principale du futur dispositif.

TABLE IV. PERSONA DE L'UTILISATEUR FRAGILISÉ ACTUEL

	**DOMINIQUE**
	Présentation générale - Dominique, 63 ans, mariée - Jeune retraitée - Mère de 2 enfants - Lien social familial - Connaissances de base en nouvelles technologies – Ouverte à des technologies faciles d'apprentissage
Pathologies et fragilités - Autonome fragilisée avec pathologie en dégradation progressive - Pathologies d'adolescence et développées avec l'âge (Arthrose, Arthrite au niveau du dos et des jambes, tassement des vertèbres) - Peut disposer d'un dispositif d'assistance à la marche (type canne) ou y songer d'ici quelques années	
Habitudes de courses - Fait les courses 1 fois par semaine dans son magasin habituel pour les courses importantes et en magasin de proximité pour complément - Possède un cabas de 2 à 6 roues d'une contenance de 32 à 40 litres - Prend toujours le même trajet pour se rendre en magasin (sauf si obstacles atypiques comme travaux ou accidents)	
Contraintes rencontrées en termes de déplacement lors des courses et de transport du cabas chargé 1 : poids du cabas chargé lourd à tirer 2 : sentiment de fatigue important et d'attention accrue à porter à l'environnement lors du trajet retour avec le cabas chargé 3 : peu en confiance lors du franchissement d'obstacle sur la voie publique (peur de la chute et du renversement du cabas) 4 : difficultés en magasin pour charger et décharger les produits du cabas 5 : ne peut pas monter le cabas chargé dans les escaliers et doit faire appel à son conjoint pour monter les courses au domicile 6 (pour utilisateur possédant un dispositif d'assistance à la marche) : triple trajectoire à gérer (cabas + dispositif + soi-même)	
Besoins principaux en termes de déplacement lors des courses avec le cabas 1 : besoin d'autonomie (se déplacer, marcher, conserver ses habitudes, faire ses courses seul, faire ses courses avec un dispositif d'assistance, transporter des produits) 2 : besoin d'être en sécurité lors des déplacements avec le cabas (pouvoir se tenir au cabas, transporter facilement le cabas, ne pas supporter sa charge réelle) 3 : besoin de communiquer (communiquer rapidement avec ses proches/tiers, accéder facilement et rapidement à un dispositif de communication en déplacement) 4 : besoin de connaitre/anticiper le trajet (identifier en temps réel les obstacles atypiques sur le trajet, planifier son trajet).	

D. Modèle de tâche du persona fragilisé autonome

La TABLE V. décrit l'une des tâches modélisées pour le persona fragilisé autonome.

E. Fonctionnalités possibles du dispositif futur

La TABLE VI. décrit les principales fonctionnalités possibles du dispositif futur. Ces fonctionnalités ont été définies pour répondre aux besoins des personas effectuant les tâches identifiées précédemment.

F. Persona représentant l'utilisateur fragilisé autonome de demain et son scénario

La TABLE VII. décrit le persona de l'utilisateur fragilisé autonome de demain (2025). Ce persona est une extrapolation du persona représentant l'utilisateur fragilisé autonome actuel.

G. Fonctionnalités retenues pour le dispositif futur

La Fig. 2 décrit les fonctionnalités choisies pour le dispositif futur. On distingue les fonctionnalités à intégrer à court terme et les fonctionnalités à intégrer à moyen terme. On notera que certaines fonctionnalités sont faciles à implémenter mais importantes (ex. : ajouter un siège), d'autres sont faisables et originales (ex. : monte-produit) et d'autres plus difficiles a réaliser (ex. : pour la montée d'une marche, triple roue mais gros moteur).

TABLE V. STRUCTURE DE L'UNE DES TÂCHES DU PERSONA FRAGILISÉ AUTONOME

Tâche « REVENIR A SON DOMICILE DEPUIS LE MAGASIN EN SE DEPLAÇANT AVEC SON CABAS PERSONNEL CHARGE »
Début → Quitter le magasin dans l'optique de revenir à son domicile avec son cabas chargé de courses 1) Identifier la direction à prendre pour se rendre à son domicile 2) Evaluer au moyen de la vue si la trajectoire perçue est libre 3) Se déplacer dans l'espace public en tenant d'une main ou à l'épaule son sac personnel, et de l'autre main tirer le cabas qui est lourd 4) Marcher doucement en analysant, identifiant et anticipant les obstacles typiques 5) Porter une attention accrue à l'environnement et aux obstacles atypiques pour ne pas se mettre en danger 6) Effectuer de nombreux arrêts pour se reposer 7) Contrôler la trajectoire du cabas à chaque obstacle typique comme les trottoirs ou marches hautes afin que le cabas ne bascule pas 8) Contrôler sa trajectoire pour ne pas chuter 9) Changer à chaque arrêt de bras pour tenir le cabas afin de ne pas fatiguer toujours le même côté du corps 10) Veiller à ne pas chuter et conserver à grande proximité son téléphone portable *Fin → Arriver au bas de son domicile et contacter un proche pour être aidé à monter les courses*

TABLE VI. FONCTIONNALITÉS PRINCIPALES DU DISPOSITIF FUTUR

Tâche
Pour répondre au besoin d'autonomie, le dispositif doit permettre de : □ Se déplacer en étant assisté en terme de force □ Se déplacer en étant guidé dans les gestes □ Pouvoir faire des courses malgré l'évolution sa fragilité de déplacement □ Transporter jusqu'à 60 Litres de produits □ Transporter des courses sans en supporter la charge réelle □ Faire des courses seul **Pour répondre au besoin d'être assisté lors des déplacements avec le cabas, le dispositif doit permettre de :** □ Etre facilement transporté □ Etre robuste, solide et fiable □ Déléguer le transport de la charge réelle □ Monter facilement et en sécurité une marche □ Assurer la sécurité des biens du cabas □ Se tenir au cabas pour se reposer □ Assurer l'assise pour se reposer □ Supporter le poids de l'utilisateur en assise (cas cabas à l'arrêt) □ Disposer d'un mécanisme évitant de se baisser et se lever pour charger ou décharger les produits du cabas □ Ne plus avoir à charger/décharger les produits à plusieurs reprises ; □ Réduire la fatigue de l'utilisateur □ Offrir une sensation de confort et de sécurité lors des courses et du trajet de retour vers le magasin **Pour répondre au besoin d'indépendance sociale, le dispositif doit permettre de :** □ Faire des courses seul □ Etre autonome lors des courses et des déplacements associés □ Etre indépendant lors des courses et des déplacements associés □ Avoir confiance en soi lors des courses

TABLE VII. PERSONA DE L'UTILISATEUR FRAGILISÉ FUTUR (EXTRAITS)

	**DOMINIQUE**
	- Dominique, 57 ans en 2025 - Actif - Marié, 1 enfant - Hernie discale - Prothèse à la hanche
Scénario futur *Dominique est un actif qui vit avec sa femme en centre-ville à moins d'un kilomètre des grandes surfaces. Il fait ses courses une fois par semaine avec le cabas innovant qu'il a acheté il y a trois mois. Travaillant dans le bâtiment depuis l'adolescence, il a des difficultés à rester longtemps debout dues à des douleurs au dos liées à une hernie discale. Il a également une prothèse à la jambe et des difficultés pour marcher. Avant d'acquérir le cabas, il utilisait une canne. Grâce à son nouveau cabas, Dominique fait ses courses plus aisément et avec moins de craintes. Dans le magasin, le cabas lui évite de se baisser et se lever à de nombreuses reprises. Sur le chemin du retour, Dominique n'a plus peur que le cabas chargé bascule et le fasse tomber. Il peut s'arrêter quand il veut pour se reposer : en s'appuyant sur le cabas ou en s'asseyant sur le siège dépliable. Il n'a plus à lever le cabas chargé à chaque marche ou bordure de trottoir puisqu'un système mécanique l'assiste dans la montée de cet obstacle. Son dos n'est plus autant sollicité car il peut pousser le cabas et non plus le tirer. Le cabas assiste aussi Dominique dans ses gestes de guidage par un mécanisme de retour de force. Arrivé au bas de son immeuble, Dominique n'a plus qu'à accrocher son cabas au rail motorisé fixé sur la rampe de l'escalier, qui monte le cabas jusqu'à son palier.*	

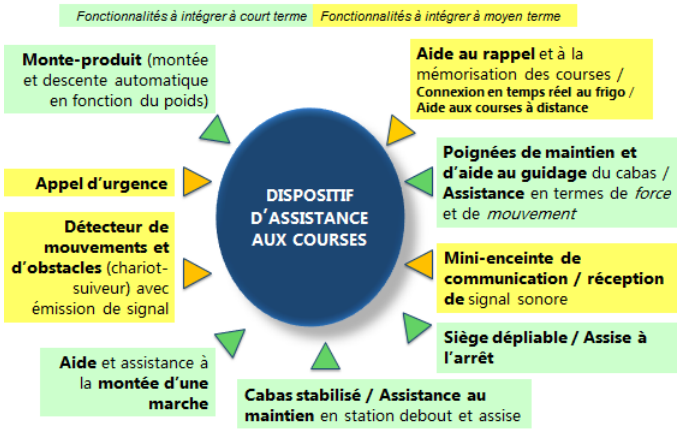


Fig. 2. Synthèse des fonctionnalités retenues pour le dispositif futur.

VI. CONCLUSION

L'étude présentée ici avait pour objectif d'introduire une démarche ergonomique dans la conception d'un dispositif robotisé d'assistance, en l'appliquant à l'analyse des besoins et à la spécification des fonctionnalités d'un dispositif robotisé d'assistance aux courses pour des personnes âgées fragilisées.

L'application de la démarche ergonomique a permis d'identifier les utilisateurs cibles du dispositif (personnes fragilisées dépendantes et autonomes) et leurs besoins, ce qui n'avait pas été fait jusqu'à présent dans le projet PAL et qui était demandé par les responsables de ce projet. Cela a permis également de fournir un premier cahier des charges sur la conception d'un dispositif robotique complexe tel qu'un cabas de course robotisé. Ce cahier des charges pourra servir de support à la conception complète du dispositif. Il pourra servir aussi de base de départ d'un nouveau projet de conception. Cependant, comme précisé dans [5], une étude quantitative de type questionnaire devra être réalisée auprès d'un échantillon plus large d'utilisateurs finaux afin de déterminer si les besoins, fonctionnalités et recommandations identifiées dans cette étude préliminaire peuvent être généralisés. En fonction des résultats de ce questionnaire, des observations complémentaires pourront être menées.

L'application de la démarche ergonomique a permis également aux roboticiens d'acquérir une conscience plus poussée de la nécessité d'identifier précisément les besoins en amont du processus de conception d'un dispositif. Elle a conduit certains membres des équipes PAL à s'impliquer davantage dans l'analyse des besoins. La démarche a été considérée comme exemplaire et devant être reproduite.

VII. REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient les participants à l'enquête de terrain, ainsi que les membres du projet PAL.

VIII. BIBLIOGRAPHIE

(*Faute de place, nous ne citons ici que cinq des références théoriques et méthodologiques que nous avons utilisées pour cette étude. L'ensemble des références se trouvent dans* [5].)

[1] É. Brangier, J.-M. Robert (2013). « L'innovation par l'ergonomie : Eléments d'ergonomie prospective ». *innovatiO - La revue | Numéro 1*. Publié en ligne le 30 octobre 2013.

[2] K. Kuutti (1996). Activity Theory as a Potential Framework for Human-Computer Interaction Research. In *Context and consciousness: Activity theory and human computer interaction* (ed. B.A. Nardi) pp. 17-44. MIT Press, Cambridge, MA, 1996.

[3] A. Cooper, R.M. Reimann (2003). *About Face 2.0: The Essentials of Interaction Design*, John Wiley and Sons.

[4] D.L Scapin., C. Pierret-Goldbreich, (1989). MAD : une méthode analytique de description des tâches, *Colloque sur l'ingénierie des interfaces homme-machine*, Sophia-Antipolis.

[5] C. Ormea (2013). « Caddie ou cabas comme dispositif d'assistance aux personnes âgées et fragilisées : étude d'un point de vue ergonomique », Rapport de stage, Master « Sociologie et Ergonomie des technologies numériques », Université de Nice – Sophia Antipolis, Inria Sophia Antipolis, 156 p.

EDiTH2 : une plateforme de développement pour la génération de démonstrateurs pour des recherches sur les AAC,

P. Pino, E. Naves, G. Bourhis, B. Martin, I. Pecci

EDiTH2 : une plateforme de développement pour la génération de démonstrateurs pour des recherches sur les AAC

Pierre PINO*, Eduardo NAVES**, Guy BOURHIS*, Benoît MARTIN*, Isabelle PECCI*
*Université de Lorraine
LCOMS, 7 rue Marconi, 57070 METZ, France,
pierre.pino@univ-lorraine.fr
**BioLab, Universidade Federal de Uberlândia, UBERLANDIA, MG BRASIL

Résumé **Ce papier présente la plateforme de développement EDiTH2. Cette plateforme va permettre de générer des démonstrateurs d'interface homme/machine intégrant des modules de communication AAC. Un des points importants de cette plateforme est le partage, l'intégration et la gestion de modules développés par des chercheurs du domaine. Ces démonstrateurs ainsi générés, conçus sur le principe des interfaces à balayages, sont modulables et adaptables aux besoins de l'utilisateur qui pourra tester des modules en voie de développement tout en utilisant quotidiennement une application d'aide à la communication.**

Mots clés—AAC ; handicap moteur ; interaction H/M ; communication ; démonstrateur ; plateforme de développement ;

I. PROBLEMATIQUE

Les recherches sur la problématique des AAC (Augmentative and Alternative Communication) pour les personnes handicapées moteur existent depuis environ une trentaine d'années. Ces études intégrant les connaissances des sciences cognitives, de l'automatique, de l'informatique, sont menées pour concevoir des dispositifs techniques permettant à ces personnes handicapées de communiquer avec leur environnement humain et technique et d'accéder ainsi à une vie sociale [1] [2].

Pour les utilisateurs d'AAC la perte ou la forte altération de la parole associée à des problèmes moteurs, peut avoir diverses origines : un locked-in syndrom, une SLA (Sclérose Latérale amyotrophique), etc. Les personnes souffrant de ces pathologies ne gardent le contrôle que de quelques muscles (comme la paupière, la mâchoire, ...), leurs capacités cognitives restant généralement intactes. Elles n'ont pas d'autres possibilités pour communiquer que d'utiliser un système d'aide à la communication. En 2013, on dénombre en France 8000 cas de SLA avec actuellement 1000 nouveaux cas par an diagnostiqués [3].

Dans les systèmes d'aide à la communication utiliser un clavier virtuel pour saisir du texte n'est qu'une fonctionnalité parmi tout ce qu'il est possible de faire avec un ordinateur doué de fonctionnalités multimédia à l'heure de l'Internet (mail, navigation, …) où la communication dépasse l'environnement proche de l'utilisateur. Se pose alors le problème d'accès à ces fonctionnalités dans le cadre des systèmes AAC car beaucoup d'utilisateurs n'ont pas une bonne connaissance de l'utilisation d'un système informatique (Microsoft Windows ou autre) qui est prévu pour une utilisation clavier/souris. On commence à trouver sur le marché des systèmes adaptés à certains profils d'utilisateurs notamment les personnes âgées qui veulent utiliser ces nouvelles fonctionnalités de communication avec leur famille. Le succès de l'usage des tablettes en est une preuve : les fonctions de base sont présentes sans proposer autant d'options de traitement que l'on trouve sur un ordinateur.

Par ailleurs la validation des recherches dans ce domaine des AAC n'est pas aisée car il est très difficile de faire des tests en situation écologique du fait de la grande diversité et la spécificité des pathologies et des situations de handicap. Généralement les applications sont validées au fil de l'eau en fonction de tests peu nombreux avec des utilisateurs potentiels. Ces tests peuvent amener à la conception de modèles d'interaction qui intégrés au système AAC pourront alors adapter l'application à l'utilisateur.

Un des manques dans le domaine des AAC est l'absence de plateforme commune de développement, de test et d'utilisation qui permettrait d'intégrer de nouvelles fonctionnalités conçues dans les laboratoires (optimisation de saisie de texte, conception de nouveaux capteurs de commande comme le suivi du regard, EMG ou BCI, ...).

C'est à partir de notre expérience dans le domaine des AAC avec notamment le développement du projet EDiTH (Environnement Digital de Téléactions pour personne Handicapée moteur) que nous proposons de développer une plateforme commune (EDiTH2) d'intégration de modules spécifiques AAC répondant à des fonctionnalités développées en laboratoire [4]. Un ensemble cohérent de modules AAC va pouvoir être développé/testé/utilisé dans un environnement adapté à l'utilisateur. Il est prévu d'ouvrir cette plateforme à la communauté des chercheurs du domaine.

Ce projet va permettre de travailler sur différents verrous scientifiques et leurs interactions comme :

- l'étude de nouveaux dispositifs de capteurs de commande (EMG, EOG, BCI, suivi du regard, ...),

- la modélisation de l'interaction du système AAC dans sa globalité,
- l'ergonomie de l'interface (thèmes, squelettes),
- l'usage simultané ou non de deux types de contrôle : défilement et pointage,
- l'adaptation du temps de défilement dans le cas d'une configuration à balayage seule,
- l'étude de l'usage de l'haptique pour améliorer le contrôle du système,
- l'entrée de texte optimisée en fonction de la tâche en cours,
- la modélisation du profil (physiologique, moteur, cognitif) de l'utilisateur permettant de configurer de manière objective le système,
- l'accès à des fonctionnalités complexes comme la navigation internet.

L'objectif de ce papier est de présenter d'une part la structure de la plateforme EDiTH2 et d'autre part nos avancements/réflexions sur quelques verrous scientifiques cités ci-dessus.

II. RAPPEL SUR L'EXISTANT : EDITH

Le système EDiTH sur lequel se base la plateforme a été développé au laboratoire LASC de l'ex-université de Metz ; Ce projet continue au laboratoire LCOMS de l'université de Lorraine (Fig. 1). Ce système était un ensemble logiciel intégrant de multiples fonctionnalités d'aide à la communication et au contrôle d'un environnement multimédia [5]. Il s'agit d'un système à balayage, colonne-ligne ou séquentiel selon les écrans des différents modules, contrôlé uniquement par un capteur de type tout-ou-rien adapté à l'utilisateur. La conception de ce système avait deux objectifs :

- Le premier objectif, pratique, consistait à fournir aux utilisateurs potentiels un outil de communication et de contrôle d'environnement qui intégraient les conclusions de nos expérimentations et de nos recherches dans le domaine des AAC.
- Le second objectif, théorique, était de disposer d'un outil permettant une évaluation en condition réelle de nos résultats de recherche. En l'occurrence les algorithmes de calcul de délai de défilement qui ciblaient la majeur partie de notre travail théorique en s'attachant à modéliser ce temps de façon objective basé uniquement sur le temps d'action de l'utilisateur [4].

Les fonctionnalités disponibles dans EDiTH étaient les suivantes : Appeler le personnel soignant - Lire des textes - Communiquer par écrit (Fig. 1) - Communiquer verbalement (phrases préenregistrées) classées par thèmes (soins, politesse, …) - Accéder à un environnement multimédia (MP3, CD, Films).

La vitesse de défilement était configurable selon deux modes : un mode fixe classique et un mode « adaptatif » permettant de régler les différents paramètres intervenant dans l'algorithme de calcul du temps de défilement.

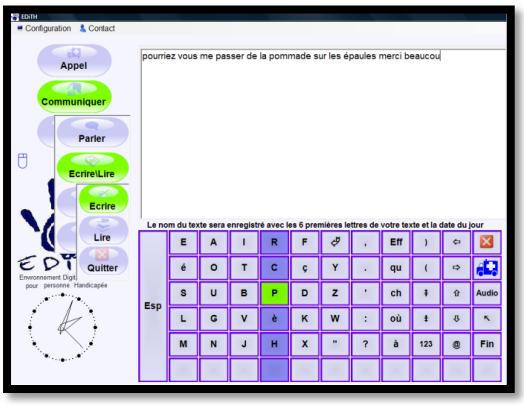


Fig. 1. Capture écran du système EDiTH (clavier)

Le développement technique du système EDiTH n'a pas été prévu pour un travail à plusieurs personnes qui voudraient tester de nouvelles fonctionnalités et modules.

III. UNE PLATEFORME GENERIQUE EDITH2 POUR GENERER UN DEMONSTRATEUR AAC

Pour développer cette plateforme nous nous sommes appuyé sur l'expérience du système EDiTH (connaissance des utilisateurs, de leurs besoins, des tests en situation écologique menés en France (15 utilisateurs) et au Brésil (6 utilisateurs) : [6] [7]) pour réaliser un démonstrateur EDiTH2 qui sera issu de cette plateforme générique de développement dans laquelle des modules venant des recherches AAC du laboratoire LCOMS et autres pourront être implantés et testés en situation écologique.

Avec notre expérience sur le développement d'application AAC et différentes collaborations que nous avons réalisées avec d'autres laboratoires dont le laboratoire BioLab de l'Université Fédérale d'Uberlandia (Brésil), la plateforme doit pouvoir proposer au minimum ces fonctionnalités :

- Un canevas unique sur lequel viendront se greffer les modules AAC qui respecteront un protocole de communication entre eux.
- Une internationalisation de l'interface en fonction du pays où est installé le démonstrateur.
- Une gestion des versions du démonstrateur généré sur la plateforme pour obtenir plusieurs types de démonstrateur AAC en fonction des besoins.
- Une gestion des différentes personnes qui vont utiliser la plateforme pour leurs propres développements qui pourront être fusionnées après validation.

Pour ce faire, afin de pouvoir gérer les différents développements ainsi que les espaces de travail (utilisateurs, wiki, …) sur EDiTH2, nous sommes partis sur l'utilisation combinée de REDMINE et de GIT (Fig. 2). REDMINE est une application web Open Source de gestion complète de projet [8] tandis que GIT [9] est un système de gestion décentralisée de versions permettant à chacun de travailler à son rythme de façon indépendante puis d'offrir un moyen de s'échanger les travaux respectifs.

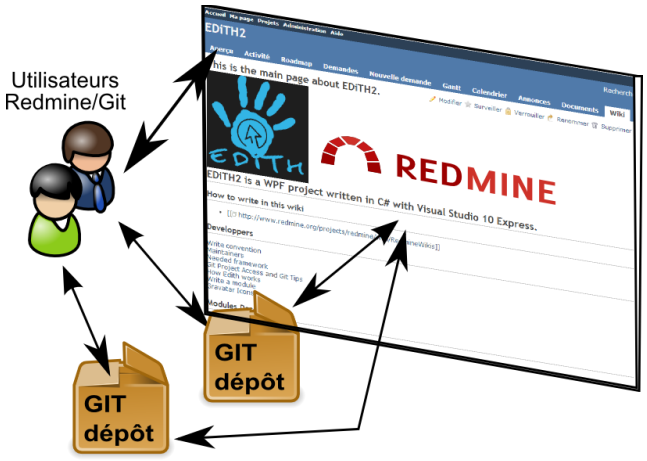


Fig. 2. Système de gestion des développements de la plateforme EDiTH2

EDiTH2 est écrit en C# - WPF (Windows Presentation Foundation), sous l'environnement de développement Visual Studio Express 10. L'utilisation du WPF pour gérer les interfaces H/M dans EDiTH2 permet de résoudre certains problèmes liés aux dimensions de l'écran où sera utilisé EDiTH2.

En première phase de développement, il est prévu que le démonstrateur soit contrôlé par l'utilisateur avec un capteur Tout-ou-Rien qui émule le clic d'une souris afin de pouvoir interfacer de nombreux capteurs présents sur le marché des AAC via une souris adaptée.

Pour pouvoir réaliser les développements des modules AAC qui communiqueront au sein d'EDiTH2, nous avons mis en place un canevas de développement de composants à respecter qui intègre (Fig. 3) :

- La gestion du module de configuration du module : chaque module AAC a ses propres fonctionnalités de configuration qui sont reprises automatiquement dans un environnement unique de configuration (un onglet par module) (Fig. 4),
- Le module de gestion de la vitesse de défilement du balayage des items/choix possibles qui distribue les actions de l'utilisateur aux modules qui en font la demande,
- Le traitement des états spécifiques (validé, validable, …) de chaque item/choix,
- La gestion des thèmes de l'IHM (Interface Humain-Machine),
- La gestion de l'internationalisation (I18N) d'EDiTH2 : chaque module contient dans ses dictionnaires de langues les différentes versions des termes affichés à l'écran,

La syntaxe pour pourvoir enregistrer dans des fichiers logs spécifiques (temps d'action, modules utilisés, …) toutes les interactions de l'utilisateur avec le système en vue d'un traitement a posteriori.

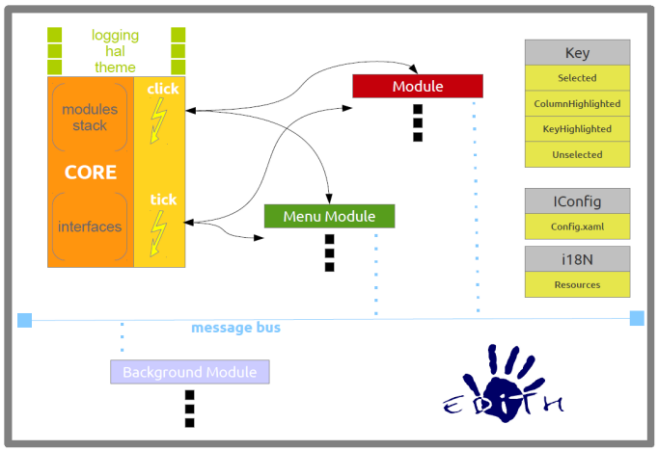


Fig. 3. Canevas composants d'EDiTH2

Le canevas d'EDiTH2 a été conçu et réalisé, pour que chacun puisse développer son propre module AAC qui sera intégré dans un environnement plus complet, répondant ainsi au problème d'avoir à développer pour chaque module une application spécifique.

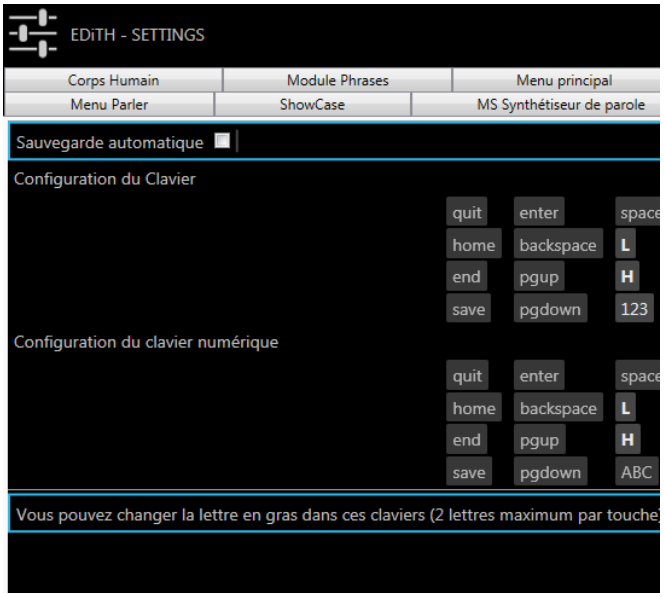


Fig. 4. Interface de configuration d'EDITH2

Chaque module AAC est donc autonome et intégrable dans un ensemble de modules configurable en fonction des besoins de fonctionnalités de l'utilisateur (Fig. 4). L'utilisateur d'EDiTH2 aura donc un système qui lui permet d'utiliser des fonctions de communications de base (appeler, lire, parler, …) pour ensuite pouvoir tester/utiliser des modules AAC plus spécifiques développés dans les laboratoires (Fig.5).



Fig. 5. Captures d'écran de EDiTH2 (module clavier simple, module parler et module soins corps)

En respectant le canevas proposé qui est lui-même configurable dans une certaine mesure (gestion des thèmes, des modèles), les chercheurs vont pouvoir générer des démonstrateurs adaptés à l'étude de leurs modules AAC, qu'ils pourront ensuite partager.

IV. Etude des signaux physiologiques dans EDiTH2

Dans certains cas la personne atteinte d'un handicap moteur maîtrise une interface homme-machine « mécanique » de pointage (souris adaptée, trackball, mini joystick, …). Ceci permet une communication via une désignation directe des items. Si ce mode d'entrée n'est pas utilisable par la personne il faut faire appel à des capteurs plus spécifiques comme par exemple les capteurs de direction du regard. Ces derniers ont cependant l'inconvénient d'être couteux et difficiles d'utilisation. Le principe consiste ici à pointer directement sur l'item. Se pose alors le problème de la validation de la position si l'utilisateur n'est pas en mesure d'utiliser un contacteur. Des systèmes de "clics" automatiques existent mais ils augmentent la charge de travail mentale de l'utilisateur.

Les signaux physiologiques, électroencéphalographiques (EEG), électrooculographiques (EOG) et électromyographiques (EMG) peuvent apporter une information intermédiaire entre le tout-ou-rien et le contrôle 2D d'un curseur [2], [10]: ils permettent de contrôler le déplacement d'un curseur en une dimension ce qui, associé à une interface adéquate, peut fortement améliorer la vitesse de communication par rapport à un système classique à balayage.

En matière de signaux physiologiques, il est difficile de trouver des études référencées dans la littérature utilisant les « Potentiels d'Action d'Unité Motrice » (MUAP) qui composent le signal EMG pour le contrôle d'un communicateur. La forme de ces potentiels d'action permettant de comprendre le comportement du système neuromusculaire laisse supposer qu'ils peuvent apporter une alternative intéressante pour la commande des systèmes d'aide à la communication. Partant de ce constat nous nous sommes proposés d'étudier les potentialités des signaux EMG, notamment de « l'activité MUAP » extraite de ces signaux, en tant qu'informations de commande d'une aide à la communication. Des premières avancées en ce sens ont fait l'objet de la thèse de Carlos Galvao [11] et doivent se poursuivre par des expérimentations en situation réelle.

V. Etude de la modelisation de l'interaction : impact du choix du/des capteurs de commande sur l'interface des modules AAC

Les utilisateurs potentiels d'une aide à la communication ont des possibilités physiques et cognitives très diverses. L'aide technique à la communication doit donc être personnalisable et paramétrable. Le choix du capteur d'interface homme-machine ainsi que du mode de dialogue sont réalisés la plupart du temps de façon empirique. Il s'agit donc d'associer l'information captée à une interface graphique de dialogue optimisée. L'optimisation est fonction de la richesse de l'information disponible : une ou plusieurs données tout-ou-rien (contacteur, EOG, …), une information analogique (déplacement 1D d'un curseur), une information analogique associée à une information tout-ou-rien (type souris), d'un accéléromètre …

Le premier critère retenu pour l'évaluation des performances de ces interfaces humain-machine est le temps moyen d'accès à un caractère. Ce temps peut être mesuré mais également prédit en utilisant des lois classiques : loi de Fitts [12] pour le pointage, le modèle MHP (Human Model Processor) [13] pour le temps de réaction à un stimulus visuel. On devra associer par la suite à ce paramètre temporel, un taux d'erreurs obtenu expérimentalement qui influe en pratique fortement sur la performance [14]. Une évaluation hors ligne de la charge de travail physique et mentale de l'utilisateur est également envisagée.

L'objectif final est de proposer des recommandations ergonomiques pour l'utilisation des signaux EMG, EOG et accéléromètre en tant qu'interface de commande d'une AAC.

Cette étude continue avec le laboratoire BioLab qui travaille sur un boitier permettant de connecter plusieurs types de capteurs pour contrôler une AAC [15] (Fig. 6).



Fig. 6. Personne atteinte de SLA, qui contrôle avec un capteur EMG (machoire) un démonstrateur AAC généré avec EDiTH2.

VI. Etude sur le Delai de defilement adaptatif

Les systèmes à balayage demeurent souvent le seul moyen de communication et/ou de contrôle de l'environnement pour une personne au déficit moteur sévère. Le principe de ces systèmes consiste en un défilement lumineux sur un écran. Une action sur un contacteur permet de valider un choix ou un groupe de choix. Leur problème majeur est la lenteur de communication qu'ils induisent mais leur utilité indéniable pour un grand nombre de personnes handicapées fait qu'ils demeurent un objet de recherche de « niche » pour quelques chercheurs à travers le monde [16], [17].

Le paramètre essentiel pour la vitesse de communication reste toutefois le temps élémentaire de défilement Tscan : un réglage trop court de Tscan engendre un nombre important d'erreurs de sélection alors qu'un réglage trop long diminue la vitesse de communication dans des proportions importantes. Ce temps est défini de façon empirique et garde souvent sa valeur tout au long de l'utilisation du système pour une personne donnée.

Notre objectif est de régler initialement Tscan de façon objective puis de l'adapter automatiquement en cours d'utilisation en fonction de l'état physique (fatigue) et cognitif (concentration, stress) de la personne. Quelques rares travaux en ce sens sont évoqués dans la littérature [18] [19]. On peut constater que deux paramètres sont utilisés pour adapter en temps réel le délai de défilement : le temps de réaction de l'utilisateur et les erreurs de sélection. Ce dernier paramètre suppose toutefois que les erreurs soient pour la plupart effectivement repérables. On s'aperçoit cependant en pratique que pour gagner en vitesse de communication beaucoup d'utilisateurs ne corrigent pas leurs fautes de frappe tant que la phrase reste globalement intelligible. On peut noter également que tous les travaux précédemment cités ont été testés, à notre connaissance, en laboratoire. Il est donc souhaitable de compléter ces évaluations en situation écologique sur de longues périodes.

Nous avons pour notre part développé un algorithme de réglage automatique du délai de défilement basé sur l'analyse des temps de réaction de la personne par le biais de la modélisation de l'interaction entre la personne handicapée et le communicateur à balayage. Cet algorithme a été validé expérimentalement sur des personnes valides en laboratoire, sur des personnes handicapées en scénarios imposés et enfin sur des personnes handicapées en situation écologique [4].

La poursuite de nos travaux dans ce domaine vise deux objectifs. Le premier consiste à valider d'un point de vue théorique le modèle de l'algorithme découlant de nos travaux en le confrontant à des données issues d'autres disciplines, psychologie cognitive et neurosciences notamment. Le second objectif est d'expérimenter en situation écologique et sur de longues périodes l'algorithme de défilement adaptatif cité ci-dessus. Toutes les données d'utilisation et plus particulièrement les temps de réaction de l'utilisateur sont enregistrées dans un fichier log permettant une analyse en temps différé de l'interaction humain-machine et plus tard une analyse en temps réel pour une adaptation plus fine de notre algorithme.

VII. Etude sur Entree de texte adaptable pour EDiTH2

Pour notre étude sur l'entrée de texte dans le cadre du projet EDiTH2, on se place dans le cas d'un système de communication à balayage utilisant les claviers virtuels [20].

Les claviers virtuels disposent généralement d'un dictionnaire et d'une prédiction de lettre ou de mots afin d'améliorer le confort ou la performance. La correction permet une frappe "floue" alors que la complétion permet un gain théorique en termes de nombre de frappes. Si les solutions précédentes reposent sur des claviers virtuels à touches, des solutions très différentes existent basées sur des navigations dans un espace de caractères, mots et phrases comme Dasher [21].

Enfin, un grand nombre de claviers virtuels proposés permettent de s'adapter à l'utilisateur grâce à une grande latitude de personnalisation. Cela peut aller de la disposition des touches, de leur organisation à l'enrichissement du dictionnaire.

Le module Entrée de texte d'EDiTH2, sur lequel on se propose de travailler, vise à proposer de nouvelles solutions afin de faciliter la sélection, d'économiser le nombre de sélection et la distance à parcourir entre les différentes sélections. Par exemple, une première proposition de clavier virtuel s'appuiera sur un clavier basé sur un joker [22]. L'écriture d'un mot se fait à partir d'un sous-ensemble des lettres possibles, le reste des lettres étant représenté par le joker (le caractère « ? » sur la figure 7). Par exemple, dans la configuration de la figure 7, le patron « ?and?cap » permet d'atteindre le mot « handicap ». En fonction du nombre de lettres représentées par le joker, le nombre de défilement est réduit, car le nombre de lettres à atteindre est réduit. Le système s'appuie sur un dictionnaire pour présenter à l'utilisateur les mots correspondant au patron saisi. Un défilement permet de choisir le mot si le mot le plus fréquent présenté en premier n'est pas celui souhaité (Fig. 7).

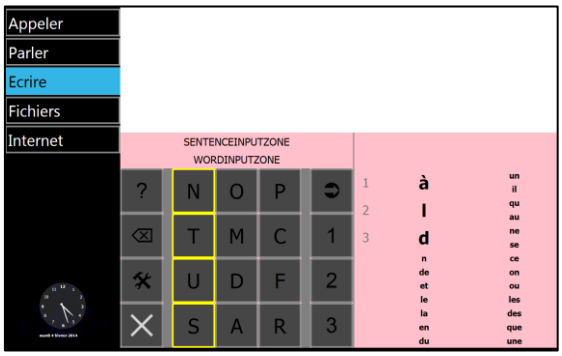


Fig. 7. Capture d'écran du prototype du clavier joker AAC

Une seconde proposition de clavier s'appuiera sur un clavier numérique [23]. Chaque lettre correspond à un nombre. Pour saisir un mot, il suffit de saisir une suite de nombres. Le clavier numérique est réduit par rapport à un clavier classique, ce qui réduira les défilements et facilitera l'apprentissage.

VIII. Conclusion

La plupart des modules AAC développés en laboratoires nécessitent le développement d'applications qui ne sont pas prévues pour communiquer entre elles. Cela fausse les tests en situation réelle, les utilisateurs ne pouvant pas changer de module. Par exemple, tester un clavier virtuel se réalise dans un temps long parmi l'usage d'autres fonctionnalités. C'est l'expérience des tests utilisateurs en situations réelles qui nous a montré que tester un module de façon autonome n'était pas satisfaisant car l'utilisateur doit pouvoir utiliser ce module pendant un temps très long, temps qui n'est pas facile à gérer en milieu médical ou chez l'utilisateur.

Avec la plateforme EDiTH2 (REDMINE+GIT+Canevas de développement), nous avons les bases d'un environnement de développement conçu pour générer des démonstrateurs AAC permettant d'intégrer d'une part un module AAC spécifique venant des recherches menées en laboratoire et d'autre part d'intégrer plusieurs fonctionnalités communicationnelles (parole, lecture/écriture, domotique, accès à l'internet, ...).

Ces démonstrateurs générés étant complètement modulables et adaptables à l'utilisateur (fonctionnalités, langue et thème de l'interface), ce dernier pourra utiliser à sa guise des modules AAC en phase de test au sein d'une application qui lui soit dédié, adapté à ses besoins communicationnels.

Remerciements

Ce projet de plateforme EDiTH2 bénéficie du soutien de l'Université de Lorraine (via le pôle AM2I et le laboratoire LCOMS) et de la Région Lorraine dans le cadre des appels à projets 2013 et de CAPES/COFECUB (MA627/09).

Bibliographie

[1] Howard C. Shane, Sarah Blackstone, Gregg Vanderheiden, Michael Williams & Frank DeRuyter, "Using AAC Technology to Access the World", Assistive Technology: The Official Journal of RESNA Special Issue: Special Issue on Augmentative and Alternative Communication, Volume 24, Issue 1, pages 3-13, 2012.

[2] Carlos G Pinheiro, Eduardo LM Naves, Pierre Pino, Etienne Losson, Adriano O Andrade and Guy Bourhis, "Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey", BioMedical Engineering OnLine Volume 10, 2011.

[3] http://sla-pratique.fr

[4] S. Ghedira, P. Pino, G. Bourhis, "Conception and experimentation of a communication device with adaptative scanning", ACM Transactions on Accessible Computing special issue on Augmentative and Alternative Communication, vol.1, n°3, article n°14, 2009.

[5] GHEDIRA Souhir, "Aide à la communication pour personnes handicapés moteurs : modélisation et optimisation du système homme-machine", Thèse de l'université Paul Verlaine de Metz, le 17 nov. 2009.

[6] P. Pino, P. Freckhaus, "Communication aid: from the idea to the implementable system" Conference AAATE 2005, p. 197-201, 2005

[7] Projet CAPES/COFECUB - MA 627/09, "Analyse des signaux électromyographiques de surface en tant qu'interface humain-machine pour des systèmes d'aide à la communication pour des personnes handicapés moteurs", 2009-2012

[8] http://www.redmine.org/

[9] http://git-scm.com/

[10] Perez-Maldonado C, Wexler AS, Joshi SS "Two-dimensional cursor-to-target control from single muscle sites EMG signals.", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2010, 18:203-209.

[11] C. G. Pinheiro Jr., A. O. Andrade, G. Bourhis , "Myolectric control system using information at the motor unit level", XXIII CBEB, Porto de Galinhas/Brazil, 2012.

[12] Fitts PM "The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movements.", Journal of experimental psychology 1954, 47:381-391.

[13] Card SK, Moran TP, Newell A "The Psychology of Human-Computer Interaction.", Hillsdale, NJ (USA): Lawrence Erlbaum Associates; 1983.

[14] R.C. Simpson, R. Mankowski, H.H. Koester "Modeling one-switch row-column scanning with errors and error correction methods", The open rehabilitation journal, 2011, 4, p.1-12.

[15] L. Rocha, P. Pino and E. Naves "Alternative Communication System For People With Severe Motor Disabilities Using Myoelectric Signal Control", Proceedings of ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2012

[16] R.C. Simpson, R. Mankowski, H.H. Koester "Modeling one-switch row-column scanning with errors and error correction methods", The open rehabilitation journal, 2011, 4, p.1-12.

[17] I.S. Mackenzie, "Modeling text input for single-switch scanning", K. Miesenberger et al. (Eds): ICCHP 2012, p.423-430, 2012.

[18] R.C. Simpson, H.H. Koester, E. Lopresti "Evaluation of an adaptative row/column scanning system", Technology and Disability, vol.18, 127-138, 2006.

[19] G.E. Evreinov, R. Raisamo "Optimizing Menu Selection Process for single-Switch Manipulation", K. Miesenberger et al. (Eds): ICCHP 2004, Paris (France), July 7-9 2004, 836-844.

[20] B. Martin, I. Pecci. "Etat de l'art des claviers physiques et logiciels pour la saisie de texte", Revue d'Interaction Homme-Machine (RIHM), n°2, 147-205, 2007.

[21] Wills S. A., MacKay D. J. C., "DASHER: An Efficient Writing System for Brain-Computer Interfaces? ", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 14, n° 2, p. 244-246, 2006.

[22] N. Godard, B. Martin, G. Kuhler, M. Nassire., "Le Joker : vers une diminution du nombre de changements de pages dans KeyGliss", 23th French-speaking conference on Human-computer interaction (IHM 2011), Nice - Sophia Antipolis, 4 pages, Démonstration

[23] Pierre Pino, Benoît Martin, Nathan Godard, Alexandre Humbert, Nicolas Reitz, Sofiane Hamiti, " HandiFox l'adaptation de Firefox pour personnes handicapées physiques", Handicap 2012, 13-15 juin 2012, p. 33-39, Paris,

Session 8 : Technologies d'assistance à la perception

Utilisation de pauses dans les vidéos audio-décrites,

B.Encelle, M. Ollagnier-Beldame, Y. Prié

Utilisation de pauses dans les vidéos audio-décrites

Benoît Encelle
Université de Lyon,
CNRS Université Lyon 1, LIRIS,
UMR5205, F-69622, France
bencelle@liris.cnrs.fr

Magali Ollagnier Beldame
Université d'Avignon et des Pays du Vaucluse,
CNRS, Centre Norbert Elias,
UMR8562, France
Magali.Ollagnier-Beldame@univ-avignon.fr

Yannick Prié
Université de Nantes,
CNRS Université Nantes, LINA,
UMR6241, Nantes, France
yannick.prie@univ-nantes.fr

***Résumé*— Le processus classique d'audiodescription d'une vidéo pour améliorer son accessibilité souffre parfois de certaines limites. En effet, en fonction de la vidéo, certaines descriptions importantes peuvent être omises parce qu'elles ne « tiennent » pas dans la durée des « trous » de la bande son de la vidéo (i.e. dans les blancs filmiques - entre les dialogues et les éléments sonores importants). Face à cette limitation, nous présentons un travail exploratoire se basant sur l'utilisation de pauses « artificielles » dans les vidéos audio-décrites. Ces pauses interviennent en cours de lecture de la vidéo dans le but de transmettre plus de descriptions audio. Les résultats obtenus montrent que ces pauses artificielles sont plutôt bien acceptées tout en étant peu perturbantes.**

Mots clefs*— *Accessibilité vidéo, enrichissement vidéo, pauses en audiodescription

I. INTRODUCTION

De plus en plus de vidéos sont disponibles sur le Web et, de ce fait, la vidéo apparaît comme un média de premier choix pour le partage d'information. Cependant, si des efforts ont été faits pour améliorer l'accessibilité globale des pages Web (e.g. Web Accessibility Initiative efforts - www.w3.org/WAI), les contenus vidéos posent des problèmes d'accessibilité bien spécifiques, notamment pour les personnes mal/non-voyantes [1] et souffrent d'un manque de solutions pour les rendre plus accessibles.

Le projet ACAV (Annotation Collaborative pour l'Accessibilité Vidéo) [2][3][4] propose une solution aux problèmes d'accessibilité des vidéos. Notre approche se base sur l'usage d'annotations textuelles reliées à des parties de la vidéo et présentées pendant la lecture du flux vidéo comme des « enrichissements » de la vidéo. Ces enrichissements peuvent être des éléments audio, visuels voire tactiles. Dans cet article, nous présentons un travail basé sur l'utilisation de pauses « artificielles » dans des vidéos enrichies par des descriptions audio (i.e. vidéos audio-décrites). Ces pauses interviennent en cours de lecture de la vidéo dans le but de transmettre des descriptions audio qui nécessitent des temps de diction plus longs que ceux disponibles dans les trous de la bande son. Ces trous correspondent à des « blancs filmiques », à savoir des espaces vides de la bande son (entre les dialogues et les éléments sonores importants) qui peuvent être remplis sans nuire à la compréhension de la vidéo.

Les résultats obtenus montrent que ces pauses artificielles sont plutôt bien acceptées tout en étant peu perturbantes.

La partie 2 présente un état de l'art sur les différents types d'enrichissement proposés pour améliorer l'accessibilité des vidéos aux mal/non-voyants. Ensuite, la partie 3 traite des questions posées pour évaluer la pertinence de l'usage de pauses artificielles dans les vidéos audio-décrites. La partie 4 décrit une expérience conduite avec des sujets non-voyants dans le but de déterminer les manières les plus pertinentes d'utiliser ces pauses artificielles. Dans les sections 5 et 6, nous présentons les perspectives de nos propositions après les avoir discutées.

II. ETAT DE L'ART

Les vidéos enrichies sont des vidéos auxquelles sont ajoutés différents éléments, tels que des sous-titres, des images, des éléments audio, des hyperliens, etc. L'accessibilité des vidéos repose sur de tels enrichissements lorsqu'ils sont utilisés pour traduire des éléments visuels/audio des vidéos ne pouvant pas, en l'état, être perçus par certaines personnes.

Concernant les enrichissements dédiés aux personnes mal/non-voyantes, ceux-ci sont pour la plupart des enrichissements audio, ajoutés à la bande sonore de la vidéo, qui décrivent les éléments visuels clefs de la vidéo. Plusieurs types d'enrichissements audio peuvent alors être considérés : des fichiers audio enregistrés au préalable, de la synthèse vocale ou des notifications audio (des earcons ou des auditory icons [5]).

Des travaux récents se penchent sur les enrichissements audio. Par exemple, le projet E-inclusion [6][7][8] tire profit d'enrichissements audio de type synthèse vocale. L'objectif de ce projet est d'aider à la production de vidéos audio-décrites destinées aux mal/non-voyants. Le prototype développé au cours du projet emploie des technologies de vision par ordinateur pour extraire automatiquement certains contenus visuels (e.g. des visages), associer des descriptions textuelles à des segments de la vidéo qui seront ensuite oralisées et ajoutées sa bande sonore. Le projet ACAV [2] va un cran plus loin dans le sens où l'usage de la synthèse vocale et d'earcons pour améliorer la compréhension des vidéos est étudié [4]. Ces projets soulignent également le fait que les descriptions audio doivent être personnalisées [7] et proposent à cet effet des mécanismes de personnalisation [3][8], contrairement à l'audiodescription classique qui ne la permet pas.

L'audiodescription est le moyen le plus classique pour rendre accessible aux personnes mal/non-voyantes des pièces de théâtre, des émissions de télévision et des films. Les descriptions audio sont produites par des acteurs et placées dans les blancs filmiques (i.e. les « trous » de la bande sonore originale). Plusieurs standards concernant l'audiodescription existent [9][10].

Cependant, l'audiodescription a ses limites. Avec cette technique, chaque description audio doit « tenir » dans le blanc filmique de la bande sonore originale qui lui est associé et ce, quelle que soit la quantité d'information visuelle à décrire: des choix doivent donc parfois être fait entre contenu visuel à décrire et blancs filmiques disponibles, pouvant occasionner la perte de descriptions utiles. Avec l'audiodescription classique, la longueur/quantité des descriptions audio est donc limitée. En réponse à ce problème, la quantité des descriptions communiquées peut être augmentée en utilisant la multimodalité [4] (i.e. communications en parallèle). D'autres types d'enrichissement de vidéos peuvent aussi être étudiés.

III. Utilisation de Pauses Artificielles

Nous proposons d'effectuer des pauses artificielles en cours de lecture d'une vidéo pour transmettre plus de descriptions audio. Ces descriptions seront alors plus longues que les durées des blancs filmiques auxquels elles sont associées. Nous allons à cet effet placer des pauses à la fin de ces blancs filmiques. Par conséquent, une description audio, associée à un blanc filmique suivi par une pause, sera transmise durant le blanc filmique puis durant la pause qui le succède. Ces pauses artificielles constituent un nouveau type d'enrichissement de vidéos.

Nous nous intéressons d'une manière générale à l'utilité potentielle de ces pauses dans des vidéos audio-décrites à destination d'un public non-voyant. Plus précisément, les questions posées sont les suivantes : est-ce que ces pauses, qui contiennent des descriptions audio, sont perçues par les non-voyants ? Est-ce que ces pauses sont plus utiles que perturbantes et, dans l'affirmative, sous quelles conditions ? (e.g. est-ce que la durée de ces pauses revêt une importance : y a t-il une durée limite, un seuil à ne pas dépasser ?)

IV. Experience

A. *Objectifs et Hypothèses*

Nous avons conduit une expérience combinant deux analyses, l'une quantitative et l'autre plutôt qualitative. Nous avons fait les hypothèses suivantes pour étudier la pertinence de pauses dans des vidéos audio-décrites :

H1: Plus la pause est longue, plus elle est perturbante – (variable *durée de la pause* V1). L'objectif est de déterminer, si elle existe, une durée seuil de pause au delà de laquelle le spectateur ressentirait une gêne, durée qui pourrait couper son « illusion de continuité » [11].

H2: Plus la position de la pause (dans l'ordre chronologique de placement des pauses) est élevée, moins elle est perturbante – (variable *position de la pause* V2). Les pauses sont numérotées par ordre d'apparition. La pause déclenchée en premier (i.e. la plus proche du début de la vidéo) est la pause numéro 1; la suivante la numéro 2, etc. L'objectif est de mesurer un éventuel effet d'appropriation des enrichissements de type pause artificielle.

H3: Les pauses sont plus perturbantes lors de la première diffusion/lecture d'une vidéo enrichie que lors d'une seconde diffusion – (variable *nombre de diffusions* V3). L'objectif est de mesurer un potentiel effet d'appropriation du matériel vidéo (i.e. une certaine vidéo enrichie).

B. *Matériel expérimental*

Un dessin animé non connu du grand public intitulé "Tong", court (8 min 59 sec) a été choisi. Le premier objectif a été d'identifier les éléments visuels clefs de la vidéo qui doivent être décrits et les blancs filmiques associés, quelles que soient les durées de ces blancs. En accord avec la « Charte de l'audiodescription » [10], 41 éléments visuels clefs ont été identifiés : 41 brèves descriptions textuelles, chacune associée à un certain blanc filmique, ont été écrites.

Dans un second temps, la vidéo a été enrichie à l'aide de la plateforme Advene (advene.org) pour au final en avoir une version audio-décrite. Pour cela, nous avons premièrement annoté la vidéo avec des annotations de type « description ». Chacune de ces annotations correspond à une description précédemment identifiée: son contenu est le texte de la description et elle est temporellement alignée sur le début du blanc filmique associé à cette description. La version audio-décrite est ensuite produite en synthétisant vocalement ces annotations au cours de la lecture de la vidéo. Chaque annotation oralisée correspond de ce fait à un certain enrichissement de la vidéo (i.e. une certaine description audio).

Dans un troisième temps, nous avons identifié 26 descriptions audio qui ne « tenaient » pas dans les blancs filmiques associés (nécessitant de fait des temps de transmission supérieurs aux durées de ces blancs filmiques). Par conséquent, 26 annotations de type « pause artificielle » ont été ajoutées. Chacune de ces annotations est temporellement alignée sur la fin du blanc filmique correspondant. Les durées choisies pour ces pauses doivent à présent être clarifiées.

De notre point de vue, la durée d'un blanc filmique est souvent porteuse de sens : nous avons fait le choix d'avoir des durées de pauses proportionnelles aux durées des blancs filmiques associés. Plus précisément, conformément à la variable V1, plusieurs durées de pause doivent être testées. Nous avons décidé d'avoir trois types de durée de pause : D1) la durée de la pause est égal à 0,5 * la durée du blanc filmique, D2) la durée de la pause est égal à la durée du blanc filmique et D3) la durée de la pause est égal à 1,5 * la durée du blanc filmique.

Afin de tester de manière indépendante les variables V1 et V2, trois versions enrichies de la vidéo ont été conçues. De cette manière, chaque pause identifiée aura, en fonction de la version de la vidéo, soit une durée de pause de type D1, D2 ou D3. Pour chaque version de la vidéo, nous avons alterné les types des durées des pauses D1, D2 et D3 en utilisant un carré latin (e.g. D1, D2, D3, D2, D3, D1, D3, D1, D2, etc.) pour éviter tout biais expérimental dû à un effet d'accoutumance ressenti par les sujets.

Pour chaque version, les descriptions associées aux pauses de types D2 et D3 ont été « étendues » pour correspondre aux durées de ces pauses. Par conséquent, les pauses de type D1 ont été associées à leur description initiale (i.e. description courte). Les pauses de type D2 ont été associées à des descriptions une peu plus longues (i.e. descriptions moyennes, un peu plus verbeuses que les descriptions courtes). Les pauses

de type D3 ont été associées à des descriptions longues (i.e. un peu plus verbeuses que les descriptions moyennes). Tout le matériel expérimental est disponible ici : http://liris.cnrs.fr/~bencelle/handicap14.

C. Protocole et conditions expérimentales

Les sujets ont été divisés en 3 groupes, chaque groupe est associé à une certaine version enrichie de la vidéo.

Les sujets étaient face à un ordinateur contenant en local les versions enrichies de la vidéo (afin d'éviter les éventuels délais réseaux). Avant de démarrer l'expérimentation, nous avons expliqué aux sujets la notion de pause artificielle et leur avons lu les instructions suivantes : « Nous vous demandons de regarder deux fois une vidéo enrichie. Pendant ces deux diffusions, si vous ressentez une gêne procurée par une pause artificielle et la description qu'elle contient, veuillez presser la touche du clavier identifiée par une gommette. Merci par conséquent de garder en permanence un doigt sur cette touche. ». Après avoir regardé deux fois la vidéo enrichie correspondant à leur groupe, les sujets ont rempli un questionnaire permettant de récolter leurs retours.

Selon nos hypothèses expérimentales, trois variables indépendantes sont étudiées ; *V1* : la variable représentant la durée de pause avec trois valeurs possibles : D1, D2 ou D3. *V2* : la variable représentant la position de la pause dans l'ordre chronologique des pauses (26 pauses artificielles par vidéo enrichie). *V3* : le nombre de diffusions/lectures : (première ou seconde diffusions de la vidéo enrichie associée au groupe).

Le nombre de pauses artificielles perçues comme gênantes a été collecté pour 1) chaque durée de pause (V1), 2) chaque position (V2) et 3) chaque diffusion (V3).

D. Participants et données collectées

18 bénévoles aveugles (âgés de 12 à 69 ans, 9 hommes et 9 femmes) ont été recrutés pour l'expérience par le biais d'une association de non-voyants et d'une école accueillant des élèves ayant une déficience visuelle. Tous ont été diagnostiqués comme ayant une cécité absolue ou une déficience visuelle quasi-totale (i.e. acuité visuelle après correction inférieure à 1/50 mais perception lumineuse préservée ou champ visuel inférieur à 5 degrés).

Premièrement, des données sur la localisation des gênes ressenties par les sujets au cours de la lecture des vidéos enrichies ont été recueillies dans le but d'effectuer une analyse quantitative. Un outil a été utilisé pour sauvegarder dans des fichiers les instants (i.e. *timecode*) correspondant aux appuis effectués par les sujets sur la touche « en relief » du clavier.

Deuxièmement, des données, en vue d'effectuer une analyse qualitative et quantitative, ont été collectées à l'aide du questionnaire. Celui-ci est composé de 10 questions validées par trois relecteurs. La plupart des questions utilise des échelles de Likert pour mesurer un degré d'accord ou de désaccord : 5 questions fermées concernent l'expérience de manière globale (e.g. « cette expérience m'a intéressée »), 4 autres questions fermées sont ciblées sur les éventuels effets provoqués par des enrichissements de type « pause artificielle » (e.g. « les pauses m'aident à comprendre l'histoire » / « les pauses me perturbent ») et une question ouverte permet au sujet de livrer ses impressions concernant: a) ce nouveau type d'enrichissement vidéo, b) son utilité potentielle quant à la compréhension de vidéos.

V. Resultats

A. Analyses quantitatives

Pour chaque hypothèse posée et sa variable associée (V1, V2 ou V3), un test du Chi 2 a été effectué pour vérifier s'il existait un lien entre la variable en question et la perception d'une gêne.

H1: Plus la pause est longue, plus elle est gênante.

La première ligne de la Table 1 montre le nombre de gênes observées pour chaque type de durée de pause (V1). Les pauses de type D3 semblent occasionner un peu plus de gênes que les pauses de type D1 ou D2. Il n'y a pratiquement pas de différence entre les pauses de types D1 et D2.

Test du Chi 2

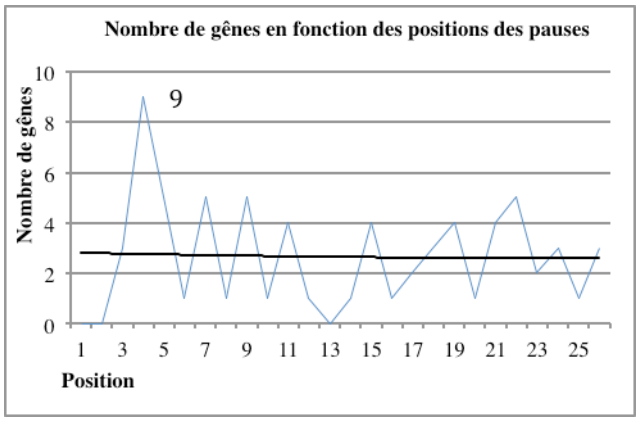
TABLE I. Nombre de genes observees / duree des pauses

Nombre de gênes / durée des pauses				
	D1	**D2**	**D3**	**Total**
Gêne	22	21	26	69
Non-gêne	290	291	286	867
Total	312	312	312	936

Les valeurs suivantes ont été obtenues : *chi-sq*=0,6571, *df*=2 et *p-value* = 0,71995 > 0,05. Ce test statistique met en évidence le fait qu'il n'y a pas de dépendance entre les deux variables. La durée des pauses (V1) - d'après notre définition – ne semble pas impacter la perception de gênes.

H2: Plus la position de la pause (dans l'ordre chronologique de placement des pauses) est élevée, moins elle est perturbante.

Fig. 1. Nombre de gênes / positions des pauses



La Figure 1 représente le nombre de gênes en fonction des positions (e.g. numéro) des pauses (V2) en bleu et une courbe de tendance polynomiale en noir. Un maximum de gênes (9) est ressenti pour la 4ème pause.

Test du Chi 2

Les valeurs suivantes ont été obtenues : *chi-sq*= 46,3283, *df*=25 et *p-value* = 0,00588 < 0,05. Ce test statistique met en évidence le fait qu'il y a une dépendance entre les deux variables. La position (le numéro) de la pause (V2) semble avoir un impact sur la perception de gênes.

H3: Les pauses sont plus perturbantes lors de la première diffusion d'une vidéo enrichie que lors d'une seconde diffusion

TABLE II. NOMBRE DE GENES OBSERVEES / NOMBRE DE DIFFUSIONS

	1ère Diffusion	2ème Diffusion	Total
Gêne	45	24	69
Non-gêne	423	444	867
Total	468	468	936

La Table 2 présente le nombre de gênes ressenties par rapport au nombre de diffusions (V3).

Test du Chi 2

Les valeurs suivantes ont été obtenues : *chi-sq*= 6,9000, *df*=1 et *p-value* = 0,00862 < 0,05. Ce test statistique met en évidence le fait qu'il y une dépendance entre les deux variables. Le nombre de diffusions d'une version donnée de la vidéo enrichie (V3) semble avoir un impact sur la perception de gênes.

B. Analyse qualitative

1) L'expérience

La Table 3 expose le nombre de sujets se situant dans chaque catégorie d'accord/désaccord pour chacune des questions concernant l'expérience.

TABLE III. REPONSES AUX QUESTIONS SUR L'EXPERIENCE

Question	Tout à fait d'accord	D'accord	Ni en désaccord ni d'accord	Pas d'accord	Pas du tout d'accord
Expérience plaisante	10	8	0	0	0
Histoire plaisante	9	6	2	0	1
Motivé par l'expérience	13	5	0	0	0
Histoire incompréhensible	2	1	1	3	11
Expérience ennuyeuse	0	0	0	3	15

Conformément aux résultats précisés dans la Table 3, les sujets étaient sans exception motivés par l'expérience. De manière générale, l'histoire a été bien comprise et jugée. Par conséquent, les gênes indiquées par les sujets et collectées au cours des diffusions, ne sont pas dues à une vidéo ennuyeuse ou à l'expérience elle-même : ceci vient confirmer les résultats de l'analyse quantitative.

2) Effets des pauses artificielles

Nos objectifs sont a) de savoir si les pauses artificielles ont été perçues, et, b) d'estimer leur éventuelle utilité quant à la compréhension des vidéos.

Conformément aux résultats présentés dans le Table 4, les pauses semblent être perçues et sont jugées plus utiles que gênantes. Par ailleurs, la synthèse vocale employée a été clairement qualifiée de compréhensible.

3) Utilité des pauses artificielles dans l'enrichissement de vidéos

L'analyse des réponses obtenues pour la question ouverte laisse apparaître que les pauses semblent surtout aider lorsque les durées des blancs filmiques sont trop courtes pour transmettre des descriptions d'éléments visuels clefs. Par exemple, certains sujets indiquent que ce genre d'enrichissement peut s'avérer très utile pour audio-décrire des vidéos ayant un rythme intense (e.g. films d'action). Un sujet précise que ces pauses peuvent également être utiles pour transmettre de l'information purement visuelle, par exemple des textes à l'écran ou des changements dans le temps (i.e. flashback, etc.). Pour que ces pauses soient moins surprenantes, des sujets suggèrent de mieux les intégrer à la bande son originale de la vidéo. Leur proposition consiste à faire des fondus d'ouverture/fermeture (fade-in/fade-out) dans la bande son respectivement avant/après les pauses. Deux sujets indiquent que ces pauses cassent l'histoire de manière générale. S'attendant parfois à de vraies pauses dans la bande son, ils ont par conséquent été gênés par celles-ci. Un sujet a précisé que pour lui les pauses étaient ni gênantes ni utiles. Deux sujets ont indiqué que ces pauses seraient d'autant plus utiles si elles pouvaient être déclenchées par le spectateur (i.e. à la demande). Par exemple, ces pauses pourraient être demandées afin de répéter une audio-description non-comprise ou lorsqu'un sujet veut de façon générale ralentir le débit de la synthèse vocale.

TABLE IV. EFFETS DES PAUSES ARTIFICIELLES

Question	Tout à fait d'accord	D'accord	Ni en désaccord ni d'accord	Pas d'accord	Pas du tout d'accord
Pauses perçues	9	7	0	1	1
Les pauses aident	6	5	4	1	2
Synthèse vocale claire	10	4	2	2	0
Les pauses perturbent	2	3	5	4	4

VI. DISCUSSION

En ce qui concerne la variable V1 sur la *durée* et conformément à notre analyse quantitative, les pauses de type D3 semblent occasionner un peu plus de gênes que les pauses de type D1 ou D2. Cependant, aucune relation n'a pu statistiquement être établie entre ces types de durée et le ressenti d'une gêne. Par conséquent, nous n'avons pas trouvé de « seuil » concernant la durée des pauses qui séparerait ces

durées de pause en deux groupes (durées de pause acceptées/rejetées (i.e. jugées gênantes) par les sujets). Cependant, pour déterminer la possible existence d'un tel seuil, d'autres expérimentations utilisant des différences plus significatives entre les durées des pauses doivent être menées.

Par rapport à la variable *position* V2, nous avons fait l'hypothèse que plus la position de la pause était faible (dans l'ordre chronologique de placement des pauses), plus la pause risquait d'être perturbante. D'après les résultats (cf. Figure 1), le nombre maximum de gênes n'est pas associé à la première pause (i.e. la plus proche du début de la vidéo), mais à la 4ème pause (assez proche du début de la vidéo). Ceci peut être dû à un certain temps d'adaptation à l'expérience. En effet, les sujets ont dû directement faire face à un nouveau type d'enrichissement de vidéos, les pauses artificielles, sans avoir eu une période de préparation/ d'entraînement. Ils ont de ce fait peut-être eu besoin d'un certain temps d'adaptation à l'expérience. Cependant, comme l'un de nos objectifs était de mesurer un effet potentiel d'appropriation des enrichissements de type pause artificielle (V2), nous avons préféré ne pas faire de périodes d'entraînement. Au vu de l'analyse quantitative, la position de la pause est en relation avec la perception d'une gêne et d'après la courbe de tendance présentée en Figure 1, nous pouvons remarquer que le niveau de gêne semble lentement décroitre dans le temps.

La variable *nombre de diffusions* (V3) semble être en relation avec la perception d'une gêne. Cette variable a été choisie pour savoir s'il y a un effet d'appropriation du matériel expérimental - de la vidéo enrichie présentée – de la part des sujets. En effet, le nombre de gêne décroit fortement entre les deux diffusions. Par conséquent, ces pauses artificielles semblent être plutôt bien acceptées. Les réponses des sujets dans l'étude qualitative renforcent cette interprétation, puisqu'une majorité est satisfaite par ce nouveau type d'enrichissement vidéo.

VII. Conclusion et Perspectives

Nous présentons dans cet article un travail exploratoire sur l'usage de pauses « artificielles » dans les vidéos audio-décrites. Ces pauses interviennent en cours de lecture d'une vidéo dans le but de transmettre plus de descriptions audio.

Les résultats obtenus montrent que ces pauses artificielles sont plutôt bien acceptées tout en étant peu perturbantes. Ce travail exploratoire représente une première investigation sur l'utilisation de pauses dans les vidéos audio-décrites. Nous prévoyons également d'étudier une autre modalité de transmission de descriptions, produisant des enrichissements vidéos dédiés aux non-voyants : la modalité tactile (i.e. périphériques Braille).

Remerciements

Les travaux ici présentés ont été financés par le ministère de l'Industrie (appel à projets Web Innovant) contrat 09.2.93.0966, "Annotation Collaborative pour l'Accessibilité Vidéo " (ACAV) et par le dispositif ARC (Communautés de Recherche Académique) de la région Rhône-Alpes.

Les auteurs remercient vivement Nasthasia Kovacs pour son implication dans les expériences, analyses et résultats présentés. Nous remercions également Olivier Aubert, ingénieur principal sur la plateforme Advene. Nous exprimons toute notre gratitude aux participants de l'expérience, à la Cité Scolaire René Pellet à Villeurbanne et à l'Association Valentin Haüy (AVH) de Lyon.

References

[1] Burgstahler, S. Creating video and multimedia products that are accessible to people with sensory impairments. DO-IT, University of Washington http://www.washington.edu/doit/Brochures/PDF/vid_sensory.pdf. Accessed 02/15/13.

[2] Champin, P.-A. and Encelle, B. et al. 2010. Towards collaborative annotation for video accessibility. In Proc. W4A '10. 17:1–17:4.

[3] Saray Villamizar, J. F. and Encelle, B. et al. 2011. An adaptive videos enrichment system based on decision trees for people with sensory disabilities. In Proc. W4A '11. 7:1–7:4.

[4] Encelle, B. and Ollagnier-Beldame, M. et al. 2011. Annotation-based video enrichment for blind people: a pilot study on the use of earcons and speech synthesis. In Proc. ASSETS '11. 123–130.

[5] Blattner, M. and Sumikawa, D. et al. Earcons and Icons: Their Structure and Common Design Principles. Human–Computer Interaction, 4(1), 11–44.

[6] Gagnon, L. and Foucher, S. et al. Towards computer-vision software tools to increase production and accessibility of video description for people with vision loss. Universal Access in the Information Society, 8(3), 199-218.

[7] Chapdelaine, C. 2010. In-situ study of blind individuals listening to audio-visual contents. In Proc. ASSETS '10. 59–66.

[8] Chapdelaine, C. and Gagnon, L. 2009. Accessible videodescription On-Demand. In Proc. Assets '09. 221–222.

[9] ITC 2000. ITC Guidance on standards for audio description. Technical report ITC.

[10] Morisset, L. and Gonant, F. 2008. Charte de l'audiodescription. Technical report .

[11] Berliner, T. and Cohen, D. J. The Illusion of Continuity: Active Perception and the Classical Editing System. Journal of Film and Video, 63(1), 44–63.

Influence de l'encrassement du microphone sur les performances de l'implant cochléaire. Etude préliminaire en simulation des codages CIS et n of m,

K. Perreaut, S. Gallego, C. Berger-Vachon, F. Millioz

INFLUENCE DE L'ENCRASSEMENT DU MICROPHONE SUR LES PERFORMANCES DE L'IMPLANT COCHLÉAIRE
ÉTUDE PRÉLIMINAIRE EN SIMULATION DES CODAGES CIS ET N OF M

K. Perreaut[1], S. Gallego[1,3], C. Berger-Vachon[1,2], F. Millioz[1,2]

[1] Université Lyon 1, 43 bvd du 11 Novembre, 69 622 Villeurbanne-Cedex
[2] Centre de Recherche des Neurosciences de Lyon, Équipe DYCOG, INSERM U1028
95 bvd Pinel, 69 675 Bron-Cedex
[3] Centre Audition Conseil, 34 Av Lacassagne, 69 003 Lyon

RÉSUMÉ

Le vieillissement (usure, encrassement) des aides et prothèses auditives est un sujet qui est d'actualité dans le monde qui nous entoure.

Dans ce travail, on se pose la question des conséquences de l'encrassement des microphones dans le cas de l'implant cochléaire et d'une éventuelle influence de la stratégie de codage. Cette étude préliminaire a pour but d'explorer ces hypothèses et de voir si une étude à plus grande échelle peut être envisagée.

Des listes de mots dissyllabiques ont été proposées à trois sujets normo-entendants en simulant le codage de l'implant cochléaire avec deux stratégies : CIS et « n of m ».

Les premiers résultats montrent qu'un encrassement faible ne perturbe pas trop les performances de reconnaissance. De même, lorsque les conditions d'écoute ne sont pas trop défavorables (RSB positif, micro peu encrassé), la stratégie CIS semble donner de bons résultats. De même, le test des microphones doit être rigoureusement standardisé.

Dans ces conditions, une étude plus approfondie mérite d'être envisagée.

Index Terms— Encrassement des microphones, implant cochléaire, stratégies CIS et « n of m », simulation du codage.

1. INTRODUCTION

Le vieillissement et l'encrassement du matériel sont deux problèmes classiques de l'instrumentation médicale. Ceci affecte le fonctionnement des machines [1, 2] et des efforts sont à effectuer pour réduire cette incidence.

Dans les systèmes de réhabilitation de la surdité, le microphone est situé à l'entrée de la chaîne. De manière classique il vieillit et s'encrasse et cette incidence est loin d'être négligeable [3, 4]. En effet, des anomalies à ce niveau seront répercutées et amplifiées, ce qui affectera sérieusement les performances de la machine.

Les auteurs remercient les personnes et organismes qui les ont soutenus dans ce travail, le Pr Eric Truy, le Pr Hung Thai-Vanla société MED-EL France et son directeur, M. Michel Beliaeff ainsi que M. Fabien Seldran, et aussi les responsables de la section GBM de Polytech'Lyon puisque le travail a été effectué dans ce cadre.

Ce phénomène, déjà abordé au niveau des aides auditives classiques, mérite d'être revu avec l'implant cochléaire. L'implant permet de réhabiliter les surdités profondes et son utilisation n'est plus confidentielle, puisqu'il s'en pose environ 1000 par an en France et de 15 à 20 000 dans le monde.

Une étude, à grande échelle avec des sujets implantés et même avec des témoins normaux est soumise aux règles de la recherche en Santé Publique et le « CPP » (Comité de Protection des Personnes) doit se prononcer sur les règles de l'éthique.

Une pré-étude apparaît nécessaire pour argumenter au niveau du CPP et aussi pour voir si le travail mérite d'être poursuivi, sur le plan scientifique. Nous avons donc réalisé un travail en simulation pour explorer ces directions.

Deux types de simulation ont été employés, avec la participation de sujets témoins qui seront soumis à des signaux acoustiques ayant les caractéristiques de ceux qui parviennent aux sujets implantés. Des traitements du signal réalisés « sur table » [5, 6, 7] sont proposés à des sujets normo-entendants qui écoutent des signaux acoustiques dans la gamme du conversationnel. La validité de cette approche a été soulevée et des études spécifiques [8, 9] ont indiqué que, dans les grandes lignes, on pouvait se fier aux résultats qui sont ainsi obtenus. Les stratégies de codage sont aussi concernées et on peut se demander si elles se comportent toutes de la même manière, notamment lorsque le signal est altéré [10, 11].

Dans cette étude, nous abordons la question de l'influence du microphone sur les performances obtenues avec un implant cochléaire, en simulation, dans le cadre d'une étude pilote.

2. MATÉRIEL ET MÉTHODES

2.1. Codage par l'implant cochléaire

Nous ne reviendrons pas en détail sur l'implant cochléaire. On sait que cette prothèse réalise une transduction entre le signal acoustique et le signal électrique qui est ensuite délivré sur les électrodes. Dans notre cas, le simulateur sera essentiellement composé de deux parties (FIG 1) :

— le microphone qui sera plus ou moins altéré, notamment à la suite de l'encrassage naturel lié à son

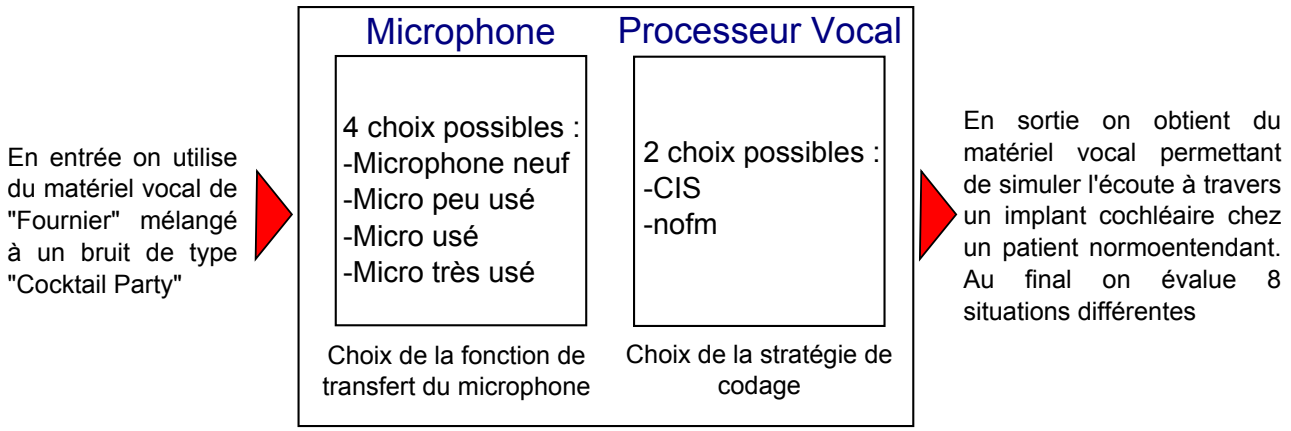


Fig. 1. Représentation de l'ensemble « microphone + implant cochléaire »

utilisation,

— le processeur vocal qui codera le signal à l'aise de deux stratégies, CIS (Continuous Interleaved Sampling) ou « n of m » (n canaux actifs sur m possibles). Nous reviendrons sur ces aspects dans le cadre de la simulation.

2.2. Étude du microphone

2.2.1. Micros testés

Le fabricant Knowles electronics (Ataska, Illinois, USA) est le leader sur le marché des transducteurs et il équipe aussi bien les aides auditives conventionnelles que les implants cochléaires. Ces microphones sont, a priori, omnidirectionnels et nous les avons considérés comme tels dans ce travail.

Nous avons mesuré la fonction de transfert des microphones à l'aide d'une chaîne « New Aurical ». Le microphone est soumis à un balayage tonal, de 200 à 8 000 Hz, à 60 dB. Nous avons travaillé sur plusieurs aides auditives, indépendamment de la marque (Oticon, Phonak, Siemens, Starkey) et indépendamment du type de dispositif. Les mesures ont été effectuées sur les aides auditives de malentendants consentants qui venaient pour l'entretien de leur matériel. La fréquence de ces rendez-vous est de 3 à 4 fois par an.

Pour chaque dispositif, nous avons effectué deux mesures. La première a été effectuée après un nettoyage minutieux de la partie écouteur + embout qui permet de transmettre le signal sonore dans le conduit auditif, ce qui correspond à « écouteur propre » et « microphone sale ». La seconde a été réalisée après le nettoyage de la partie réception (micro) de l'aide auditive. La soustraction de la première courbe à la seconde indique le gain qui résulte de l'encrassement du microphone.

2.2.2. Courbes d'encrassement

Après avoir nettoyé les microphones, nous avons pu, pour chaque fréquence, évaluer l'apport du nettoyage (en décibels) et donc déterminer un niveau d'encrassement. Nous avons considéré quatre cas pour l'encrassement :

— c1 : pas d'encrassement,

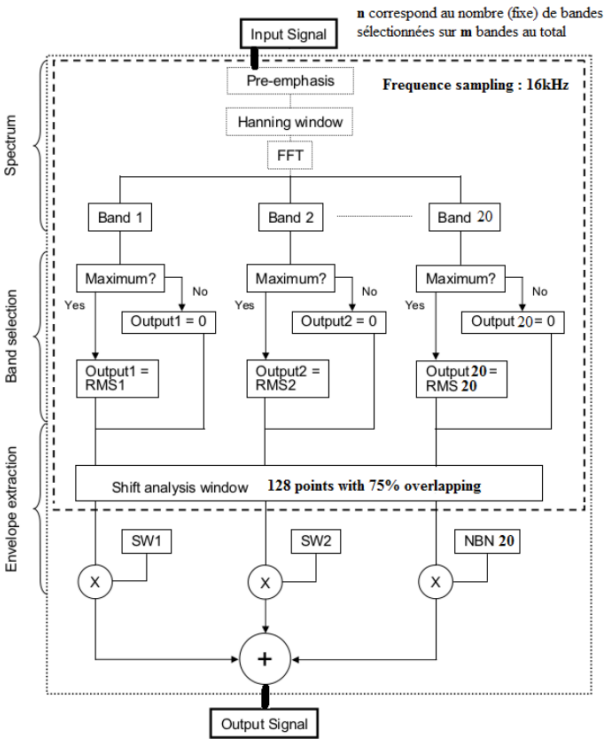


Fig. 2. Simulation du codage de l'implant cochléaire

— c2 : peu d'encrassement ; ceci correspond à l'encrassement de 50% des micros,

— c3 : encrassement moyen : il correspond aux 20% les plus encrassés (percentile 80%),

— c4 : fortement encrassé : il correspond aux 10% les plus encrassés (percentile 90%).

Dans notre expérience, l'analyse spectrale du signal d'entrée sera modifiée, fréquence par fréquence, en retranchant les valeurs ci-dessus (exprimées en décibels).

2.3. Simulation de l'implant cochléaire

Le simulateur utilisé obéit au principe du vocodeur et il est représenté sur la FIG. 2. Les différentes étapes du traitement du signal sont :

1. le signal capté par le micro passe par un filtre de

préemphase qui est un filtre passe-haut de fréquence de coupure 1.2 kHz et de pente 12 dB par octave,

2. ensuite on réalise une transformée de Fourier rapide. Les raies spectrales sont regroupées sur m=20 bandes réparties de façon logarithmique, conformément à la physiologie de l'oreille. La durée d'une fenêtre d'analyse est 8 millisecondes et le signal est échantillonné à la fréquence de 16 kHz, ce qui conduit à 128 points, soit 64 raies spectrales.
3. au terme de cette analyse, les électrodes les plus énergétiques sont sélectionnées et ceci conduit à la stratégie « n of m ». Si n = m, toutes les bandes sont retenues et on a alors affaire à la stratégie CIS. Dans cette étude nous avons fixé n = 8.
4. dans chaque bande, l'énergie est calculée en sommant les carrés des amplitudes de chaque raie spectrale (théorème de Parseval),
5. enfin, pour chaque bande, on module l'amplitude d'un bruit blanc filtré avec l'énergie détectée. Le signal de sortie est obtenu en sommant les n canaux retenus. On notera que pour les deux premiers canaux, très étroits, la stimulation correspond pratiquement à une sinusoïde.

2.4. Matériel acoustique

2.4.1. Listes de Fournier (signal vocal)

Compte tenu de la difficulté du test, nous avons choisi les listes de Jean-Étienne Fournier qui sont des mots dissyllabiques plus faciles à reconnaître.

Chaque liste est constituée de 20 mots (par exemple : « le bouchon ») et on dispose au total de 40 listes. L'unité de reconnaissance et le mot.

2.4.2. Bruit

Pour le bruit, on a utilisé un bruit de type « cocktail-party» constitué des voix de 8 interlocuteurs francophones, 4 hommes et 4 femmes.

Nous avons choisi ce bruit car il contient suffisamment de voix différentes afin d'assurer un niveau et une difficulté de masquage constante tout au long du test.

2.4.3. Signal d'entrée

Le signal proposé à l'entrée a été un mélange de bruit et de signal vocal.

Nous nous sommes assurés que le niveau maximum des signaux de sortie reste en dessous de 70 dB, soit 10 dB de moins que le seuil réglementaire défini pour les expositions aux bruits professionnels.

Six rapports signal sur bruit (SNR) ont été retenus : -3 dB, 0 dB, 3 dB, 6 dB, 9 dB et 12 dB.

2.4.4. Situations étudiées

En pratique, nous avons souhaité tester huit conditions :
— 4 niveaux d'encrassement du microphone,
— 2 stratégies de codage.

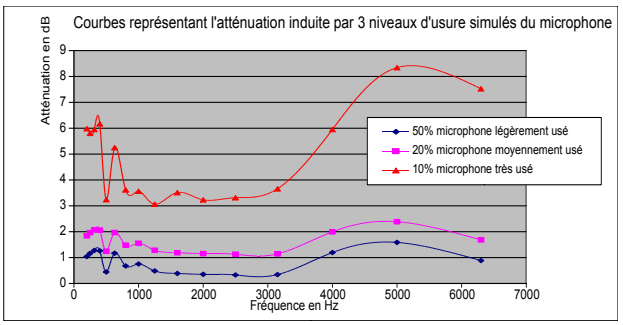


Fig. 3. Fonctions de transfert des microphones (avec les percentiles d'encrassement)

Six SNR étant considérés, nous avons réalisé 1920 fichiers (2*4*6*40) qui contenaient toutes les situations possibles. Le passage des listes a été randomisé.

2.5. Auditeurs

Trois sujets normo-entendants ont participé à cette étude. Leur moyenne d'âge était de 42 ans ; le plus jeune avait 25 ans et le plus âgé 51 ans.

Les seuils auditifs ont été vérifiés avant l'étude et ils étaient inférieurs à 20 dB pour toutes les fréquences comprises entre 250 et 8 000 Hz, par demi-octave. Selon le BIAP (Bureau International d'Audio-Phonologie) les sujets sont considérés comme normo-entendants.

Les tests ont aussi été précédés par un examen otologique pour éliminer des antécédents ou troubles ORL incompatibles avec le test. Les trois sujets étaient droitiers.

Chaque session de test a été précédée par un petit entraînement pour habituer le sujet aux consignes et aussi pour configurer l'intensité d'émission des signaux afin qu'ils soient confortables.

Le temps de passage a été de 45 minutes.

3. RÉSULTATS ET DISCUSSION

3.1. Étude des microphones

On a mesuré les fonctions de transfert de 98 aides auditives. On a retenu la gamme de fréquences de 200 Hz à 6.3 kHz avec une résolution au tiers d'octave. La mesure des fréquences en dehors de cette gamme ne sont pas fiables et elle correspond aux limitations usuelles des aides auditives conventionnelles.

De ces premières mesures, il résulte 1 568 valeurs et parmi elles 1206 ont été retenues. En effet, le signal d'entrée est à 60 dB et on rejeté les valeurs de sortie inférieures à ce seuil liées à la fiabilité des mesures.

On représente sur la FIG. 3 les courbes d'encrassement des microphones, telle qu'elles ont été mesurées.

3.2. Intelligibilité des listes de Fournier

Le pourcentage de reconnaissance, pour chaque condition (encrassement + stratégie), a été représenté en fonction du rapport signal/bruit. On indique sur la FIG. 4 les reconnaissances obtenues. Les courbes sont relativement

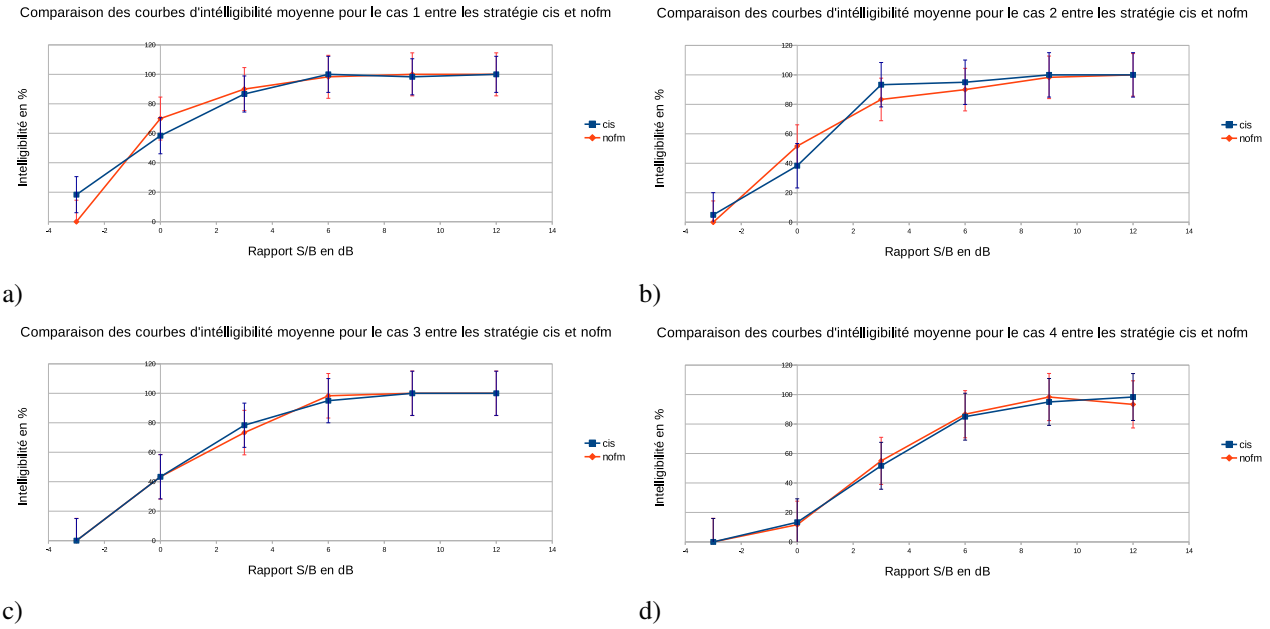


Fig. 4. Pourcentages de reconnaissance obtenus selon l'état du microphone (a = micro neuf, b = micro peu encrassé, c = micro moyennement encrassé, d = micro très encrassé)

similaires et il est difficile de différencier les stratégies de codage CIS ou « n of m ».

3.3. Influence de l'encrassement

L'influence de l'encrassement est représentée sur la FIG. 5 ; ces courbes correspondent à une moyenne obtenue avec les trois auditeurs. On constate sans surprise, que plus l'encrassement est important, moins bonnes sont les performances. Par contre, on remarque que les différences maximales sont observées pour un SNR de 0 dB (signal et bruit de même intensité), et que, pour les bonnes valeurs du SNR (au-delà de 6 dB) les résultats sont équivalents.

On remarque aussi que lorsque l'encrassement n'est pas trop important les performances liées au microphone sont peu détériorées.

On voit que les différences maximales sont obtenues pour un SNR de 0 dB et que les différences de pourcentages sont de l'ordre de 50%.

Par contre, pour un SNR trop faible (moins de 3 dB) ou trop bon (plus de 6 dB) les différences sont beaucoup moins importantes.

3.4. Rôle de la stratégie

Les différences obtenues avec les stratégies sont représentées sur la FIG. 6. On représente la différence « CIS – n of m » pour les 4 cas d'encrassement. À première vue, il semblerait que la courbe c2 soit au-dessus des autres dans la zone 3 à 9 dB. Ceci pourrait indiquer que la stratégie CIS est avantageuse, lorsque le micro est peu encrassé et que le rapport signal/bruit est bon. Bien sûr, cette hypothèse devra être revue avec plus de sujets et aussi avec les patients implantés dès qu'on sera en mesure de le faire.

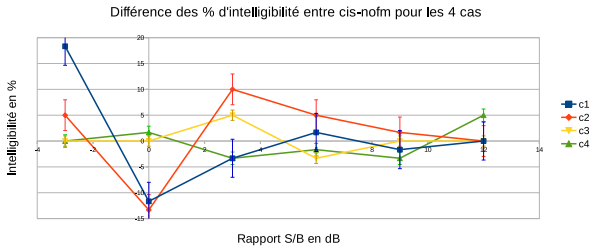


Fig. 6. Comparaison des stratégies CIS et « n of m »

3.5. Discussion générale

Les résultats donnés dans cette étude sont indicatifs, car ils ont été obtenus en simulation et avec un nombre réduit de sujets. Une étude plus approfondie est en préparation, dès que le CPP nous permettra de la mener. De plus, l'étude des microphones devra être revue pour comprendre pourquoi on a parfois un signal affaibli.

En pratique, les principaux résultats que nous avons obtenus montrent que, pour des micros faiblement « encrassés » (soit 50% de la population), les performances en reconnaissance restent satisfaisantes.

En ce qui concerne la stratégie de codage, l'approche CIS a semblé être avantageuse, par rapport au « n of m », dans le cas de micros « corrects » (pas trop encrassés) et pour des SNR satisfaisants. De plus, en regardant la FIG. 5, la stratégie CIS semble donner une meilleure tenue des résultats pour des SNR $\geq$ 3 dB.

Ces remarques sont donc encourageantes pour aller explorer plus complètement ces comportements.

De plus, la mise en place de cette étude pilote a permis de préciser les contraintes qui seront à respecter lors d'un travail à plus grande échelle. Elle a aussi montré l'impor-

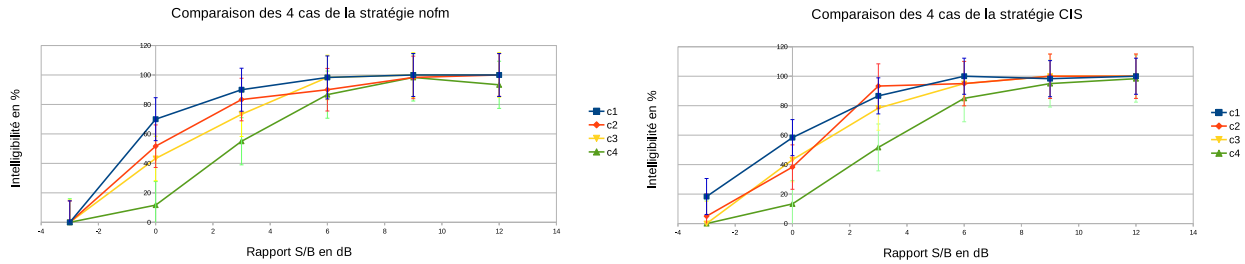


Fig. 5. Intelligibilité obtenue en fonction de la stratégie et du micro

tance d'une bonne collaboration entre médecins, audiologistes, scientifiques et industriels.

4. CONCLUSIONS

Ce travail, en simulation sur l'étude de l'encrassement des microphones, dans le cas d'un codage du signal semblable à celui fourni par l'implant cochléaire a montré que :

— un encrassement modéré des microphones n'altérait pas trop les performances de reconnaissance,

— de même, il semble que la stratégie CIS puisse conduire à de meilleurs résultats lorsque les conditions d'écoute sont correctes,

— le test des microphones est un sujet à repenser.

Il faut maintenant valider ces constatations, sur des sujets porteurs d'un implant cochléaire et avec une population pouvant être exploitée statistiquement.

5. RÉFÉRENCES

[1] T.J. Balkany, A.V. Hodges, C.A. Buchman, W.M. Luxford, C.H. Pillsbury, P.S. Roland, J.K. Shallop, D.D. Backous, D. Franz, J.M. Graham, B. Hirsch, M. Luntz, J.K. Niparko, J. Patrick, S.L. Payne, F.F. Telischi, E.A. Tobey, E. Truy, and S. Staller, "Cochlear implant soft failures consensus development conference statement," *Otol Neurotol*, vol. 26(4), pp. 815–8, Jul 2005.

[2] R.D. Battmer, G.M. O'Donoghue, and T. Lenarz, "A multicenter study of device failure in european cochlear implant centers," *Ear Hear*, vol. 28(2 Suppl), pp. 95S–99S, Apr 2007.

[3] S. Razza and S. Burdo, "An underestimated issue: unsuspected decrease of sound processor microphone sensitivity, technical, and clinical evaluation," *Cochlear Implants Int*, vol. 12(2), pp. 114–23, 2011.

[4] S. Razza, S. Burdo, and S. Bonaretti, "Acoustical signal check: microphone integrity evaluation through a common hearing aid analyzer," in *Presented at 5th Objective Measures Symposium in Cochlear Implants and ABI; Varese, Italy,*, May 19–22 2007.

[5] J. Laneau, M. Moonen, and J. Wouters, "Factors affecting the use of noise-band vocoders as acoustic models for pitch perception in cochlear implants," *J Acoust Soc Am*, vol. 119(1), pp. 491–506, 2006.

[6] F. Seldran, S. Gallego, H. Thai-Van, and C. Berger-Vachon, "Influence of coding strategies in electric-acoustic hearing: A simulation dedicated to eas cochlear implant in the presence of noise," *Applied Acoustics*, vol. 76, pp. 300–30, Jan 2014.

[7] B.S. Wilson, C.C. Finley, J.C. Farmer, D.T. Lawson, B.A Weber, R.D Wolford, P.D. Kenan, M.W. White, M.M. Merzenich, and R.A. Schindler, "Comparative studies of speech processing strategies for cochlear implants," *Laryngoscope*, vol. 98, pp. 1069–77, 1988.

[8] M.F. Dorman, P.C. Loizou, J. Fitzke, and Z. Tu, "The recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of cochlear-implant signal processors with 6-20 channels," *J Acoust Soc Am*, vol. 104(6), pp. 3583–5, 1998.

[9] S. Kerber and B.U. Seeber, "Sound localization in noise by normal-hearing listeners and cochlear implant users," *Ear Hear*, vol. 33(4), pp. 445–57, 2012.

[10] M.F. Dorman, P.C. Loizou, A.J. Spahr, and E. Maloff, "A comparison of the speech understanding provided by acoustic models of fixed-channel and channel-picking signal processors for cochlear implants," *J Speech Lang Hear Res*, vol. 45(4), pp. 783–8, Aug 2002.

[11] T. Green, A. Faulkner, and S. Rosen, "Spectral and temporal cues to pitch in noise-excited vocoder simulations of continuous-interleaved-sampling cochlear implants," *J Acoust Soc Am*, vol. 112, pp. 2155–64, Nov 2002.

Évaluation d'un prototype d'interface multimodale d'assistance en mathématiques,

S. Fajardo-Flores, D. Archambault

Évaluation d'un prototype d'interface multimodale d'assistance en mathématiques

Silvia Fajardo Flores
EA 4004 – CHArt-THIM
Université Paris 8, France
Email : silvia.fajardo-flores@etud.univ-paris8.fr

Dominique Archambault
EA 4004 – CHArt-THIM
Université Paris 8, France
Email : dominique.archambault@univ-paris8.fr

***Résumé*—Notre travail concerne l'accès non visuel aux mathématiques. En nous basant sur une analyse des processus de résolution de problèmes algébriques chez des voyants et des non voyants, nous avons proposé des fonctionnalités d'assistance pertinentes dans un contexte pédagogique. Afin de valider ces propositions nous avons développé un prototype d'interface multimodale destiné à faciliter la saisie de contenus et la résolution d'équations, ainsi que la communication entre les voyants et les non voyants. L'interface utilise plusieurs modalités synchronisées : visuelle, audio et braille. Nous avons mené des tests d'utilisateur avec des élèves de lycée non voyants et des enseignants de mathématiques. Les tests avec les élèves ont montré que le prototype facilite la saisie et la manipulation d'expressions, et permet la communication directe élève-professeur. Un deuxième type de tests a été fait avec des enseignants de mathématiques familiarisés avec le travail avec des élèves non voyants et malvoyants, afin de vérifier la pertinence de l'interface comme outil de support dans le processus d'enseignement-apprentissage de l'algèbre dans un environnement intégré. Dans cet article nous nous concentrerons dans ces derniers tests.**

I. Introduction

Les élèves non voyants et malvoyants qui apprennent les mathématiques dans un environnement scolaire intégré font face à des problèmes qui vont au-delà de la difficulté des mathématiques à proprement parler. [1] estime que le problème principal vient des modalités non visuelles d'accès aux contenus mathématiques, qui sont linéaires et ne donnent pas un accès direct à la structure des expressions, tandis que les représentations utilisées par les voyants sont bidimensionnelles et favorisent la compréhension de la sémantique mathématique contenue dans une expression. D'autre part cette différence essentielle entre les représentations utilisées par les personnes voyantes et non voyantes rend plus difficile la communication directe entre eux, par exemple entre un élève non voyant en intégration scolaire et son enseignant de mathématiques. Les documents écrits, exercices, devoirs ou examens, peuvent être transcrits par les centres de transcription chargés d'aider les élèves non voyants. Néanmoins dans ce cas la communication autour d'un document écrit ne peut être immédiate et cela rend l'apprentissage difficile, aussi bien du point de vue de l'élève que de celui de l'enseignant. Dans certains cas, les élèves peuvent bénéficier de l'aide d'auxiliaires de vie scolaire (AVS) pour un suivi personnalisé, mais ceux-ci n'ont en général pas de compétences spécifiques en mathématiques. De plus, les élèves ont besoin de suivre le discours oral du professeur qui, la plupart du temps, utilise le sens visuel des élèves. C'est le cas par exemple des références à la position des termes d'une expression ou de leur indication par un geste sur le tableau.

Le travail de l'enseignant est un facteur important dans la réussite d'un élève, voyant ou non voyant, dans l'étude des mathématiques. L'enseignant crée des situations d'enseignement-apprentissage pour attirer l'attention de l'élève et l'orienter vers des objectifs à caractère mathématique [2]. Malheureusement, dans certaines cas la résolution de problèmes mathématiques est considérée comme une séquence de manipulations qui ont pour but de trouver un résultat. Si l'enseignant décide des méthodes pédagogiques qu'il veut employer, l'utilisation d'aides techniques pertinentes s'avère très importante pour la réussite des élèves non voyants intégrés dans une salle de classe.

L'objectif de ce travail est de proposer des fonctionnalités d'assistance à la saisie de contenus algébriques, à la manipulation de ces contenus en vue de résoudre des problèmes, et permettant une communication transmodale, permettant à des utilisateurs voyants et non voyants d'échanger directement dans un environnement multimodal, où chaque acteur peut utiliser la représentation mathématique à laquelle il est familier. Pour cela nous avons fait une première étude consistant à analyser la résolution de problèmes algébriques par des utilisateurs, voyants et non voyants, et notamment en relevant leurs intentions lorsqu'ils font des calculs. A partir de cette analyse nous proposons un ensemble cohérent de fonctions d'assistance pertinentes, susceptible d'apporter une aide dans le cadre d'un processus d'enseignement-apprentissage, c'est à dire que ces fonctions doivent aider la compréhension des processus et non faire les calculs à la place des élèves. Afin de valider ces propositions, nous avons développé un prototype d'interface pour faciliter la saisie de contenus algébriques, la manipulation de ces contenus et la communication entre des personnes voyantes et non voyantes. Notre prototype utilise ainsi plusieurs modalités de sortie synchronisées : visuelle, audio et braille.

Le prototype a été évalué selon deux protocoles distincts et complémentaires :

1) Un premier protocole, pratique, a été mis au point, faisant intervenir des élèves non voyants de lycée et des enseignants de mathématiques [3]. Cette évaluation était focalisée sur l'aide apportée pour la saisie, la compréhension et la résolution de problèmes d'algèbre, ainsi que sur la communication entre l'élève et l'enseignant. Les résultats étaient positifs en général : les élèves ont saisi des expressions algébriques

complexes, et résolu les problèmes proposés. Ils ont aussi saisi des expressions dictées par leur enseignant, qui a vérifié l'expression et corrigé quand c'était nécessaire.

2) Le second protocole impliquait quand à lui des enseignants de mathématiques familiarisés avec le travail avec des élèves non voyants. Le but de cette évaluation était de vérifier la pertinence de l'interface comme outil d'aide dans le processus d'enseignement-apprentissage de l'algèbre dans un environnement intégré.

Cet article porte plus particulièrement sur les évaluations effectuées dans le cadre de ce second protocole et en présente les résultats.

II. État de l'art

Le problème de représentation et communication de contenus mathématiques entre personnes voyantes et non voyantes a fait l'objet de différents projets. Le projet NAT Braille [4] permet la transcription de documents vers le braille à partir de différents formats sources, et en particulier MathML. Pour faciliter l'accès aux études supérieures de mathématiques, différents projets portent sur la transcription de documents au format LaTeX vers le braille ou des représentations audio. C'est le cas de LABRADOOR [5], qui propose la transcription de LaTeX vers le code braille allemand Marburg ; du projet LaTeX-access [6] vers le code Nemeth, et du projet PSLM *(Programme Spécialisé de Lecture Mathématique à l'usage des non-voyants)* qui produit une sortie audio en Français [7]. Le Math Genie [8] permet une visualisation synchronisée d'expressions selon des modalités visuelle et audio. D'autres projets portent sur les sorties audio d'expressions : comment utiliser la prosodie et des indices lexicales pour améliorer la compréhension [9], l'utilisation de sonification non verbale [10], ou les modalités de présentation dépendant de la complexité [11], [12], entre autres.

Ces outils peuvent proposer une aide efficace pour assister les élèves non ou mal voyants, soit parce qu'ils aident à produire des documents en braille, soit parce qu'ils améliorent la compréhension des expressions par les utilisateurs. Néanmoins l'accès et l'aide à la compréhension des expressions sont insuffisants et le challenge auquel il convient de faire face aujourd'hui consiste à proposer des outils permettant de faire des mathématiques, c'est à dire de manipuler ces contenus mathématiques et de réaliser des calculs, tout en permettant une communication entre les utilisateurs voyants et non voyants, afin que les élèves déficients visuels puissent travailler dans un environnement intégré avec leurs camarades de classes et avec leurs enseignants de mathématiques. Il existe des travaux qui portent sur ces possibilités : ChattyInfty [13], faisant partie du projet Infty, est un logiciel qui utilise une sortie visuelle et audio et permet l'édition de contenus. SensoMath [14] permet la saisie et la visualisation de contenus en braille vers le noir et vice versa. Le logiciel permet l'écriture braille via le clavier d'ordinateur et la plage braille. Les prototypes MAWEN [1] offrent une visualisation synchronisée entre visuel et braille, ainsi que l'utilisation d'assistants pour la manipulation et la résolution [15], [16] ; néanmoins, ces assistants ont été partiellement implémentés, et dans certains cas ils font des actions automatiques au lieu de l'élève, ce qui n'est pas recommandé dans un logiciel pour l'apprentissage. Le logiciel LAMBDA [17] utilise une représentation linéaire d'expressions dans un code Braille propriétaire, qui par conséquent ne peut s'utiliser que dans l'éditeur LAMBDA. Cet éditeur permet la visualisation en noir des caractères du code LAMBDA, en utilisant une police graphique pour indiquer de façon visuelle la signification des symboles braille. Cette représentation linéaire n'est pas la représentation bidimensionnelle dont les voyants sont familiers, et leur demande un effort de compréhension. La visualisation bidimensionnelle est possible de façon asynchrone, avec l'hypothèse que l'expression possède une syntaxe correcte, mais cette visualisation ne permet aucune interaction. LAMBDA offre la possibilité d'éditer les expressions, et d'utiliser des fonctions de « compensation » tels que la visualisation partielle des expressions. La sortie braille utilise un code mathématique à 8-points, avec des dictionnaires de symboles différents pour chaque pays, inspirés des symboles utilisés dans les codes braille mathématiques nationaux, ceci afin d'en simplifier l'apprentissage.

Ces projets ont facilité la production et la communication de contenus ; la plupart d'entre eux sont des prototypes ou des logiciels partiellement implémentés. Actuellement, seulement LAMBDA et InftyReader/ChattyInfty sont couramment utilisés. Alors que ces logiciels permettent la représentation et l'exploration des contenus, les aides à la résolution sont limitées. Nous considérons qu'il est important d'offrir aux utilisateurs la possibilité d'éditer et de visualiser les contenus en utilisant chacun leur modalité préférée.

Notre démarche pour le développement de fonctionnalités d'assistance

Notre démarche a consisté à faire des propositions de fonctionnalités d'assistance basées sur une analyse des processus de résolution de problèmes algébriques à la fois chez des personnes voyantes et chez des personnes non-voyantes – élèves et enseignants –, ainsi que sur une analyse des processus d'apprentissage des concepts mathématiques, menée avec des enseignants de mathématiques, spécialisés dans l'enseignement aux élèves déficients visuels ou non. Ces fonctionnalités d'aide sont délicates à mettre en place car elles ne doivent pas "faire à la place" des élèves, mais au contraire les aider à comprendre les concepts sous-jacents aux opérations effectuées sur les expressions dans le cadre de calculs. Elles sont nécessaires pour compenser les limitations des modalités non visuelles par rapport aux modalités visuelles qui offrent toute une palette d'outils informels aux utilisateur, depuis leur utilisation comme mémoire auxiliaire, l'accès immédiat à la structure bidimensionnelle des expressions, permettant une compréhension de la sémantique mathématique plus rapide et plus efficace, jusqu'aux différents graffitis qu'on peut griffonner autour d'une expression lors de la résolution d'un problème (souligner, barrer, entourer, relier, dessiner des flèches, *etc.*). Ce sont ces possibilités étendues qu'offre la vision – et qui sont très utilisées par les voyants et constituent de fait un désavantage pour les non voyants – que nos fonctions d'assistance s'attachent à compenser.

Sur la base de cette analyse ainsi que des recommandations proposées par les enseignants de mathématiques impliqués, nous avons développé un prototype d'interface multimodale destinée faciliter le travail dans la salle de cours [18], nous

permettant d'implémenter ces fonctionnalités originales, dans un processus de développement centré utilisateur.

Un autre aspect essentiel est de faciliter la communication entre voyants et non voyants autour de contenus mathématiques. Pour cela nous utilisons différentes vues synchronisées du même contenu, basées sur des modalités visuelles, audio, tactile. Lorsqu'une expression est modifiée, les différentes vues sont mise à jour en temps réel. Les utilisateurs des différentes modalités ont la possibilité de désigner des éléments pour les montrer dans les autres modalités.

Une première version du prototype a été évaluée avec des élèves aveugles et malvoyants, dans un contexte d'intégration scolaire et avec des enseignants de mathématiques en milieu ordinaire. Cette évaluation nous a permis d'analyser les interactions entre les utilisateurs, voyants et non voyants, et les contenus algébriques, via l'interface multimodale, de raffiner les fonctions proposées, d'en éliminer quelques unes jugées non pertinentes, de proposer d'autres fonctions susceptibles de faciliter le travail sur les contenus mathématiques par des utilisateurs non voyants.

A partir de cette évaluation une seconde version du prototype a été développée et utilisée lors du second protocole d'évaluation, dont les résultats sont présentés dans cet article.

III. Caractéristiques de l'interface

La version du prototype utilisée lors de cette seconde évaluation comprend l'édition d'équations algébriques contenant des puissances, des fractions et des racines carrés, tout en utilisant une sortie synchronisée visuelle, audio et braille. Les équations sont saisies en utilisant le clavier de l'ordinateur ou celui de la plage braille, selon le code à 6 points duquel les utilisateurs braillistes sont familiers. Elles sont visualisées de façon simultanée en noir, selon la représentation graphique bidimensionnelle classique. Les expressions sont présentées de la façon conventionnelle pour les malvoyants et les non voyants ; la saisie linéaire est également possible. La sortie braille produite d'après la représentation bidimensionnelle respecte les règles de mise en forme standard : par exemple en braille français, les termes x^2 et $x\hat{}2$ produisent la même sortie braille. Nous utilisons des délimiteurs de début et de fin de bloc, visibles sur la vue graphique, pour garder une correspondance visuelle avec le braille et l'audio.

La représentation en mémoire des expressions est un DOM MathML, qui est transformé en temps réel selon les éléments saisis. La validation des structures est prévue, de façon à ce que la saisie ne produise pas d'erreurs de syntaxe MathML.

Une lecture active d'expressions est possible par l'utilisation des flèches droite et gauche. L'utilisateur peut contrôler le degré de visualisation selon les niveaux de granularité dans l'arbre syntaxique de l'expression, ce qui peut présenter un avantage dans la lecture d'expressions longues. Dans la pratique cette notion de granularité signifie que des termes ou des sous expressions sont masqués et représentés par des blocs que nous appelons « sémantiques » parce qu'ils sont dénommés selon les éléments qui les composent, tels que : « Fraction », « Produit », « Membre ». Par exemple, la fraction $\frac{x(x-1)+2x}{\sqrt{x^2}}$ peut être présentée sous la forme $\frac{x(x-1)+2x}{Dénominateur}$, $\frac{Produit+2x}{Dénominateur}$, ou bien $Fraction$.

Concernant le style de lecture audio, utilisant une synthèse vocale, nous avons opté pour une lecture sans interprétation, sauf pour les blocs, pour lesquels le nom sémantique est lu. C'est à dire que l'expression $(x+1)(x-1)$ sera lue *parenthèse début, x plus un, parenthèse fin, parenthèse début...* sans indiquer qu'il s'agit d'un produit, laissant au lecteur le soin de faire cette interprétation. Par contre si cette expression est masquée, elle sera remplacée dans la lecture par le nom de l'étiquette que nous associons à son sous-arbre MathML $PRODUIT$.

Nous avons implémenté des fonctionnalités d'aide à la résolution par des fonctions auxiliaires qui peuvent être utilisées selon la tâche à développer ; comme on l'a vu plus haut, il ne s'agit pas de fonctions qui résolvent automatiquement les équations, mais de fonctions permettant de pallier aux limitations des modalités non visuelles. Notre prototype comprend la recherche d'éléments de l'expression, la recherche de termes semblables afin de faciliter la simplification d'une expression longue, ainsi que le placement et la suppression de marques pour faciliter la manipulation et le suivi des tâches. Par exemple le placement de marques peut être utilisé pour indiquer les termes qui ont déjà été traités, ce qui correspond à l'action de barrer le terme avec un crayon sur le papier. La sélection indépendante de la position du curseur est également possible, ce qui peut faciliter le repérage dans l'expression. La sélection et la copie simultanée d'éléments non contigus est une fonction implémentée dans notre prototype qui n'est pas offerte dans d'autres logiciels. Les résultats de la recherche sont indiqués visuellement par la couleur rouge, et de façon audio par un son qui accompagne la lecture du terme. On peut accéder directement aux résultats l'un après l'autre en utilisant des raccourcis clavier. En braille l'affichage des marques n'a pas encore été implémenté.

Les contenus peuvent être enregistrés dans des fichiers au format MathML pour les utiliser ultérieurement, par exemple pour les importer dans un document OpenOffice ou dans NAT Braille.

L'interface a été développée sur la plate-forme Mozilla, et Python pour le *back-end*. Nous utilisons le lecteur d'écran NVDA, avec des scripts pour personnaliser le fonctionnement des modules audio et braille sous Windows. Le prototype a été testé sur Windows XP, Vista, 7 et 8, et sur Mac OS X Snow Leopard (avec fonctionnalités audio limités). La figure 1 présente l'interface sur Mac OS X Snow Leopard, sur laquelle un exemple d'expression est présenté dans les deux modalités visuelles, bidimensionnelle et linéaire.

IV. Évaluation par des enseignants de mathématiques

Le protocole d'évaluation que nous avons suivi pour la seconde version du prototype est basé sur un « *Cognitive walkthrough* » avec des experts en l'enseignement des mathématiques aux élèves non voyants. Ce sont des utilisateurs potentiels et ils peuvent valider l'utilité de l'interface par rapport aux besoins en matière d'enseignement-apprentissage de l'algèbre.

Quatre enseignants de mathématiques ont participé à cette évaluation, parmi lesquels un non voyant, un malvoyant et deux sans déficience visuelle. Ils connaissent tous le braille

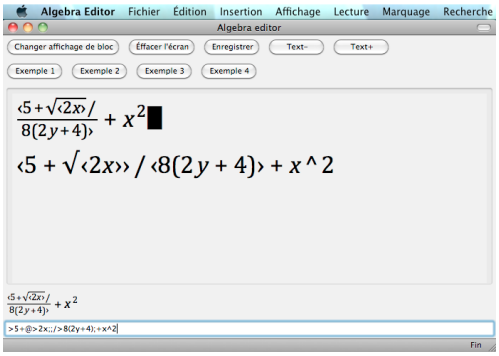


FIGURE 1. Expression d'exemple dans les formes bidimensionnelle et linéaire.

mathématique. Trois des enseignants ont participé dans l'évaluation de LAMBDA, qu'ils utilisent avec leurs élèves non voyants.

L'évaluation s'est déroulée en trois étapes successives :

A. *Édition et visualisation de contenus*

Dans la première étape, nous avons montré la méthode de saisie des exposants, des fractions et des racines dans les deux modalités, bidimensionnelle et linéaire, en utilisant le clavier de l'ordinateur et celui de la plage braille. Les enseignants ont observé la présentation des éléments en noir et en braille, ainsi que la sortie audio. Ils ont analysé la pertinence des délimiteurs visuels de bloc. Nous avons montré également la fonction d'exportation des contenus générés dans le prototype vers des fichiers MathML, et leur importation dans OpenOffice.

B. *Visualisation par niveaux de l'arbre syntaxique*

Les enseignants ont analysé ce type de visualisation sur l'interface et sur la plage braille, selon plusieurs niveau de granularités.

C. *Aides à la résolution*

Nous avions un intérêt particulier à connaître l'opinion des enseignants par rapport à l'implémentation des fonctions auxiliaires, en particulier, la recherche de termes semblables, car cette recherche permet de trouver les termes que l'élève doit d'ordinaire chercher.

Chaque démonstration a été suivie par une discussion des avantages et des inconvénients de chaque aspect du prototype, et des recommandations pour son amélioration.

Pour ces démonstrations, nous avons utilisé un ordinateur PC avec le système d'exploitation Windows XP, NVDA pour la synthèse vocale, et une plage braille Papenmeier Braillex Trio. L'enseignant malvoyant a utilisé un ordinateur Macintosh OS X Snow Leopard et le zoom du système.

V. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Les résultats de l'évaluation ont été très positifs. Nous les présentons ci-dessous selon les étapes présentées précédemment.

A. *Édition et visualisation de contenus*

La lecture et la saisie d'exposants, des fractions et des racines est compréhensible. Les participants ont trouvé que le prototype permet de lire facilement ce qu'ils ont saisi, et de le réutiliser, le recopier et l'analyser rapidement. L'utilisation du clavier pour saisir des expressions dans la forme bidimensionnelle est perçue comme un avantage sur les modes de saisies utilisant la souris. Un enseignant a exprimé : « *Ça ressemble a MathType, sauf qu'en MathType on clique ; c'est ça le problème, les élèves [non voyants] ils n'y arrivent pas parce qu'il faut cliquer, il faut aller chercher les symboles* ». L'insertion automatique des blocs de fraction et de racine par des raccourcis de clavier a été perçue comme acceptable, et non considérée comme une aide automatique.

Les commandes pour Copier et Coller aident à prévenir les problèmes de recopie manuelle, très fréquents lorsqu'on travaille en braille. Par exemple dans une distribution de facteurs de plusieurs termes : « *On est quasiment certain qu'ils vont se tromper, parce qu'ils vont avoir beaucoup de calculs à faire déjà, et deuxième chose, ils vont avoir beaucoup de recopier à faire ; avec le copier/coller au moins on est sûr qu'on a la même chose* ». Les enseignants ont apprécié la visualisation immédiate des éléments après la saisie de termes, ce qui facilite la communication entre les voyants et les non voyants sans la présence d'un intermédiaire. Un professeur explique : « *Pour moi il faut vraiment qu'il y ait le lien direct entre l'enseignant et l'élève. Le problème avec les assistants qui viennent dans la salle de classe c'est que l'enseignant ne parle plus à l'élève mais à l'intermédiaire, et l'intermédiaire bien souvent n'est pas formé aux sciences. Pour moi, la présence d'assistants ne marche que pour certains handicaps* ».

La sortie audio a été considérée comme convenable parce qu'elle est rigoureuse et ne fait pas d'interprétation. Les enseignants ont également recommandé d'avoir différents niveaux de verbosité, pour que les élèves puissent personnaliser la façon de lire selon leur niveau et leur préférences. Néanmoins, la sortie audio seule fatigue l'utilisateur ; de plus, dans la salle de cours l'élève aveugle utilise surtout la plage braille, parce que même s'il existe une sortie audio optimisée, il ne peut utiliser les écouteurs qu'occasionnellement car il doit écouter l'enseignant et ses camarades de classe. Un enseignant a commenté : « *ça me parait vraiment bien d'avoir les deux, l'audio et l'écrit, en plus j'imagine que dans un certain temps on peut apprendre tous les raccourcis clavier pour insérer des formules, des fractions, de racines carrés, donc j'imagine qu'en plus ils ont la possibilité de le taper en braille, s'ils connaissent déjà le braille, c'est bien d'avoir les deux, et l'enseignant peut vraiment le voir directement* ».

Parmi les améliorations proposées, il faut permettre l'insertion d'espaces pour organiser visuellement les expressions. Les espaces sont nécessaires lors de l'organisation des variables en colonnes quand on traite une système d'équations par la méthode de réduction.

Concernant la possibilité d'utiliser un fichier enregistré dans notre logiciel et de l'importer dans OpenOffice, les enseignants ont trouvé que c'est utile parce qu'on peut le réutiliser et modifier, mais il faut que cela fonctionne aussi dans l'autre sens, c'est à dire qu'on puisse importer des

documents préparés avec OpenOffice ou d'autres logiciels utilisant MathML. « *C'est important parce que les gens vont accepter de prendre quelque chose de nouveau parce que c'est compatible avec quelque chose d'ancien.* ».

B. Visualisation par niveaux de bloc

Les enseignants ont apprécié l'affichage par blocs pour donner une vue générale de l'expression. Ils considèrent que les noms « Fraction » et « Racine » sont utiles pour représenter la présence de ces éléments par blocs. Ils ont proposé d'ajouter une fonction pour indiquer avec des espaces la longueur de ces structures, de façon similaire à la visualisation dans LAMBDA, même si dans LAMBDA le degré de visualisation affecte l'expression complète. L'implémentation de cette fonction pourrait faciliter en grande mesure la stratégie de lecture d'un expression complexe. Par exemple, un bloc « Numérateur » pourrait contenir l'expression $8(2y + 4) - 3y + 6$, ou bien une expression simple comme $x + y$. Afficher des espaces au lieu des contenus du bloc permettrai de reconnaître facilement par la touche que le numérateur « » est plus longue et peut être plus complexe que le numérateur « ». Le fait de reconnaître par simple inspection la longueur d'un numérateur ou dénominateur peut influencer la stratégie de résolution.

Il semble que pour les élèves aveugles il est plus utile d'indiquer la longueur d'une structure plutôt que la complexité. Selon un enseignant : « *Si tu es en train de me dicter une expression à l'oral et tu vois qu'il y a une fraction qui suit, peut être tu vas essayer de me dire si la fraction est grande, par exemple : le numérateur est* $2x$ *et puis il y a un long dénominateur ; c'est de l'information additionnelle qui pourrait être utile, parce que si on voit que le dénominateur est court, on peut penser que c'est très probable qu'il n'y ait pas grand chose là dedans, mais si c'est long, on peut soupçonner qu'il y a des choses complexes et on peut décider si on veut afficher le niveau suivant* ».

De plus, la complexité d'une expression est très difficile à déterminer pour celui qui doit l'annoncer, et demande un effort de réflexion pour celui qui doit l'interpréter. Comme l'explique l'un des enseignants, « *Si on me dit, à l'intérieur du numérateur il y a trois termes du niveau de complexité 2 et deux termes simples, ça va me donner beaucoup à réfléchir : niveau 2 ? ça pourrait être une fraction, une racine ou peut être une autre chose ?. Si je peux savoir tout simplement la longueur, j'ai déjà de l'information utile et explicite sans faire trop d'efforts* ».

C. Aide à la résolution

Les enseignants ont estimé que les deux fonctions de recherche pourraient être utiles pour faciliter la résolution. La recherche de termes semblables peut être utile dans la simplification de termes après une distribution, pour savoir où se trouvent les coefficients par exemple de x^2. La recherche simple est plus utile dans les distribution de plusieurs termes, parce que les termes qui résultent seront trop nombreux. Les enseignants estiment que ce n'est pas la même chose de faciliter les tâches à l'élève que de les faire à sa place. Par exemple, c'est utile de lui faciliter la recherche de termes au cube, mais ce ne serait pas bien de les sélectionner et les copier automatiquement. C'est à l'élève de décider quels termes peuvent être simplifiés à partir des résultats de la recherche. La recherche ne résout rien, elle facilite la localisation de termes dont l'élève a besoin, et qui sont beaucoup plus difficiles à détecter dans les modalités non visuelles qu'avec la vue.

Les participants ont mentionné que ce serait également utile d'implémenter une recherche de dénominateurs, car la première chose qu'on fait dans une équation avec dénominateurs est de les enlever. « *Donc ça serait utile si je peux aller directement au premier dénominateur, puis passer au deuxième sans faire des allers-retours, et sans tout lire.* » De la même façon, quand il y a des fractions à additionner, ils ont besoin de savoir ce qu'il y a dans le dénominateur. Si le logiciel peut détecter les dénominateurs cela pourrait faciliter la tâche de résolution.

La recherche de puissances est également utile pour connaître le degré de l'équation. L'idée de pouvoir passer directement de terme trouvé à terme trouvé a été fortement appréciée. Même l'accès braille pourrait être amélioré si on indique sur le braille les termes trouvés, de telle façon qu'ils puissent être repérés rapidement au toucher.

Dans la version courante, il est possible d'utiliser une plage braille pour visualiser et saisir des contenus, mais les fonctionnalités permettant des interactions plus utiles comme la visualisation multiple de termes marqués et la sélection par niveaux de bloc restent à implémenter.

VI. Conclusions

Nous avons présenté les résultats de l'évaluation des fonctionnalités d'assistance aux mathématiques que nous proposons, par l'intermédiaire d'un prototype d'interface pour la facilitation de l'édition et résolution d'équations algébriques et la communication entre voyants et non voyants. Les résultats montrent qu'une application logicielle contenant les interactions implémentées dans notre prototype pourrait être utilisée dans une salle de classe intégrée comme support dans le processus d'enseignement-apprentissage, et apporterait une assistance jugée appréciable par les enseignants de mathématiques ayant des élèves non voyants en intégration. Bien sûr, il faut noter que l'utilité d'une telle interface, comme pour tous les outils, dépend du cadre didactique dans lequel elle serait utilisée.

La possibilité pour les utilisateurs voyants et non voyants de visualiser et d'éditer les contenus en utilisant chacun modalité familière est indispensable pour la communication entre personnes voyants et non voyants. De la même façon, on trouve le souci d'interopérabilité des documents parmi les questions les plus fréquentes des enseignants. Il est important de pouvoir utiliser les contenus générés avec une telle application dans d'autres éditeurs et vice-versa, de pouvoir y importer des contenus préparés en utilisant d'autres logiciels. Les enseignants ont valorisé les possibilités offertes par notre prototype, et ils ont fait des recommandations pour son amélioration. Bien que pour l'instant nous travaillons sur prototype de type logiciel *standalone*, il serait pertinent d'avoir une version *plugin* pour qu'il puisse être utilisé comme extension d'un éditeur de texte, afin d'élargir les possibilités d'édition.

Ainsi une application implémentant avec les caractéristiques de notre prototype se révélerait très utile pour assis-

ter dans une certaine mesure le processus d'enseignement-apprentissage dans un environnement scolaire intégré au niveaux lycée. Il est important aussi de s'intéresser aux niveaux supérieurs de l'enseignement des mathématiques et des sciences en général. De nos jours, le standard pour travailler avec des documents mathématiques complexes reste LaTeX. Néanmoins, le code LaTeX est très verbeux, ce qui pose problème pour son traitement dans des modalités non visuelles, aussi bien en braille qu'en audio. Comme on l'a vu, il existe des outils permettant de convertir le LaTeXvers de l'audio ou de codes braille mathématique. L'une des extensions possibles de nos travaux consiste en l'implémentation des fonctionnalités proposées ici pour faciliter le traitement du code LaTeX en combinaison avec le braille mathématique et de l'audio.

RÉFÉRENCES

[1] D. Archambault, "Non visual access to mathematical contents : State of the art and prospective," in *Proceedings of the WEIMS Conference 2009 (The Workshop on E-Inclusion in Mathematics and Science)*, 2009, pp. 43–52.

[2] J. Fernández del Campo, *La Enseñanza de la Matemática a los Ciegos*. ONCE. Organización Nacional de Ciegos Españoles, 1986.

[3] S. Fajardo Flores and D. Archambault, "Multimodal interface for working with algebra : Interaction between the sighted and the non sighted," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, D. Archambault, P. Penaz, and W. Zagler, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2014, p. [À être publié].

[4] B. Mascret, A. Mille, and V. Guillet, "Supporting braille learning and uses by adapting transcription to user's needs," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, A. Karshmer, P. Penaz, and W. Zagler, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2012, pp. 150–157.

[5] K. Miesenberger, M. Batusic, and B. Stöger, "Labradoor : Latex-to-braille-door,"
http ://www.snv.jussieu.fr/inova/publi/ntevh/labradoor.htm, 1998.

[6] A. Irving, "The latex-access project,"
http ://latex-access.sourceforge.net/, 2007.

[7] S. Vari, "Rapport d'Étape du p.s.l.m (programme spécialisé de lecture mathématique à l'usage des non-voyants)," Baisser les Barrières, Tech. Rep., 2012.

[8] A. Karshmer, C. Bledsoe, and P. Stanley, "The architecture of a comprehensive equation browser for the print impaired," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2004, pp. 614–619.

[9] E. Bates and D. Fitzpatrick, "Spoken mathematics using prosody, earcons and spearcons," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and A. Karshmer, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2010, pp. 407–414.

[10] R. D. Stevens, S. A. Brewster, P. C. Wright, and A. D. N. Edwards, "Design and evaluation of an auditory glance at algebra for blind readers," in *Auditory Display : The Proceedings of the Second International Conference on Auditory Display*. Addison-Wesley, 1994, pp. 21–30.

[11] A. Awde, Y. Bellik, and C. Tadj, "Complexity of mathematical expressions in adaptive multimodal multimedia system ensuring access to mathematics for visually impaired users," *International Journal of Computer and Information Engineering*, vol. 2, no. 6, pp. 393–405, 2008.

[12] I. Doush and E. Pontelli, "Building a programmable architecture for non-visual navigation of mathematics : Using rules for guiding presentation and switching between modalities," in *Universal Access in HCI*, C. Stephanidis, Ed. Berlin : Springer-Verlag, 2009, pp. 3–13.

[13] M. Suzuki, T. Kanahori, N. Ohtake, and K. Yamaguchi, "An integrated ocr software for mathematical documents and its output with accessibility," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2004, pp. 648–655.

[14] J. Engelen and B. Simons, "Towards a common braille math code for flemish students," in *Proceedings of the World Congress Braille21*, 2011.

[15] B. Stöger, K. Miesenberger, and M. Batusic, "Mathematical working environment for the blind : Motivation and basic ideas," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2004, pp. 656–663.

[16] K. Miesenberger, "Doing mathematics," http ://www.ascience-thematic.net/en/conferences/paris/Miesenberger, 2008.

[17] C. Bernareggi, "Non-sequential mathematical notations in the lambda system," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and A. Karshmer, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2010, pp. 389–395.

[18] S. Fajardo Flores and D. Archambault, "Understanding algebraic manipulation : Analysis of the actions of sighted and non-sighted students," in *The International Workshop on Digitization and E-Inclusion in Mathematics and Science 2012 (DEIMS12)*, K. Yamaguchi and M. Suzuki, Eds., 2012.

Session Posters

De la caractérisation des spécificités motrices vers la conception d'interfaces personnalisables,

J. Veytizou, G. Thomann, F. Villeneuve

De la caractérisation des spécificités motrices vers la conception d'interfaces personnalisables

Julien Veytizou[1], Guillaume Thomann[1], François Villeneuve[1]
[1]Laboratoire G SCOP
46 avenue Félix Viallet 38031 Grenoble Cedex 01, France
E-mail : Julien.Veytizou@grenoble-inp.fr

Résumé : De nombreux produits d'assistances sont souvent abandonnés à cause de leur complexité d'utilisation. La principale raison est une prise en compte minimale de ces utilisateurs et de leurs facultés physiques dans le processus de conception. Dans cet article, nous proposons une méthodologie de conception permettant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices des usagers vers la conception d'interfaces personnalisables. Des outils ont été intégrés pour faciliter l'exécution des étapes de conception. L'application de notre processus dans un projet de conception a fourni des résultats très prometteurs en proposant des interfaces générées à partir des capacités motrices de l'utitlisateur. Une évaluation croisée a permis de démontrer la pertinence de nos interfaces personnalisables comme les plus performantes en termes de demandes imposées à l'utilisateur et sur son interaction avec la tâche à réaliser.

Mots-clefs ; conception centrée utilisateur, ingénierie de réadaptation, capacité motrice, Kinect, charge de travail

I. INTRODUCTION

L'autonomie, synonyme de liberté, se caractérise généralement comme la faculté d'agir par soi-même, par ses propres règles et sans assistance dans son environnement. Elle peut représenter la capacité d'une personne à manipuler un produit (ordinateur, instrument de musique) pour effectuer une activité de la vie quotidienne (écrire des mails, jouer de la musique). Ainsi, l'autonomie d'une personne est un des fondements de son insertion sociale et professionnelle (partage sur les réseaux sociaux, participation à un concert). Une déficience des facultés motrices des membres inférieurs et/ou supérieurs, qu'elle soit congénitale, due à un accident, une maladie ou la conséquence du vieillissement, va affecter cette autonomie avec de signifiantes répercussion sur la vie des personnes.

Une thérapeutique et une rééducation sont souvent suffisantes pour une guérison et un rétablissement de la fonction moteur déficiente (fracture des membres par exemple). Mais dans d'autres cas, la guérison ne peut être envisagée (paralysie par exemple). L'autonomie peut alors être retrouvée par l'utilisation de dispositifs d'assistance comme les aides techniques [1]. Pour les utilisateurs, ces technologies permettent de s'adapter aux produits existants (manipuler la souris de l'ordinateur avec un EyeTracker par exemple) ou au moins d'avoir un impact direct sur son autonomie (la mobilité par les fauteuils roulants par exemple). Un rapport d'enquête réalisée par l'INSEE en 2001 montrent un besoin important d'assistance à la manipulation (seulement 35,3% de satisfaction pour une manipulation à distance) [2]. Malgré cela, ces aides sont souvent abandonnées notamment à cause de leur complexité d'utilisation. Les raisons sont la limitation des facultés des membres supérieurs et l'inconfort procuré par le dispositif de mobilité [3] ou une prise en compte minimale de ces utilisateurs dans le processus de conception. Dans ce cas, il peut être difficile de proposer une nouvelle interface à ces utilisateurs pour effectuer une tâche (par exemple jouer de la musique). Non seulement l'utilisateur mais aussi ces facteurs humains personnels et environnementaux doivent être pris en compte dans le processus de conception. Les capacités motrices des utilisateurs mais aussi d'autres expertises peuvent constituer ces facteurs humains.

Intégrer et impliquer l'utilisateur en situation de handicap dans le processus de conception a été étudié avec la méthodologie de Conception Centrée Utilisateur (CCU ou UCD en anglais). L'objectif de cette méthodologie est d'améliorer l'utilisabilité du produit comme facteur de qualité grâce à plusieurs points techniques à suivre. Les points suivants sont pointés par la norme ISO 9241-210 [4] : une connaissance des utilisateurs finaux (tâches, environnements), une participation active des utilisateurs (besoins et exigences), une répartition appropriée des fonctions entre les utilisateurs et la technologie, une approche itérative pour la conception et l'intervention d'une équipe multidisciplinaire. La méthodologie CCU a été appliquée dans plusieurs projets de conception comme la conception de matériel d'assistance pour les soins corporels [5] ou la conception d'un système de communication [6]. Elle a permis aux concepteurs de créer des concepts d'aides techniques en offrant un design adapté.
L'ingénierie de réadaptation est une approche cherchant à quantifier, mesurer et suivre la performance humaine pour fournir de meilleures adaptations [7]. Pour James Reswick, l'ingénierie de réadaptation est l'application de la science et de la technologie pour améliorer les handicaps des personnes en situation de handicap [8]. Elle permet de développer, adapter, appliquer et évaluer les solutions sur les obstacles rencontrés par les utilisateurs en situation de handicap.
Malgré tout, les tests avec les utilisateurs demandent des moyens financiers et du temps qui ne sont pas toujours compatibles avec les projets de recherche et développement

[9]. Ils peuvent causer la fatigue de l'utilisateur (tests longs et ennuyeux) et affecter « l'estime de soi » de l'utilisateur [10]. Ainsi, il est primordial d'intégrer dans le processus de conception des outils permettant de réduire ces facteurs.

Le projet **CARACTH** (**CARACT**érisation des spécificités motrices d'utilisateur en situation de **H**andicap) a pour ambition de fournir un modèle des spécificités motrices des utilisateurs en situation de handicap moteur. Ce modèle permettra à l'équipe de conception de produire des concepts de solutions de produits adaptés aux capacités motrices de son utilisateur. Ce projet permet la création d'expertises sur les spécificités motrices des usagers en situation de handicap. Il s'agit de proposer des outils de mesures sur leurs possibilités gestuelles qui seront intégrés dans un processus de conception. Ce projet a amené à poser les questions suivantes :

- **Quelle méthode permet l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception d'une interface personnalisée ? Et avec quels outils ?**
- **Quel est la pertinence des interfaces personnalisées sur la performance de l'utilisateur ?**

Pour répondre à ces questions, nous suggérons de coupler les approches de la CCU et les approches d'ingénierie de réadaptation dans l'objectif de proposer notre processus de conception CARACTH (Partie II de l'article). Il est important d'apporter notre réflexion sur les outils intégrés dans ce processus de conception. Ces outils doivent permettre de mesurer les capacités motrices des usagers, de faciliter et de répondre aux besoins des étapes du processus de conception CARACTH (Partie III de l'article). Enfin, il est primordial d'évaluer la personnalisation des interfaces dans un projet de conception (Partie IV de l'article).

II. LE PROCESSUS DE CONCEPTION CARACTH

Notre processus de conception est basé sur la méthode de conception CCU et les approches d'ingénierie de réadaptation. Il inclut une active participation de l'utilisateur dans le processus de conception et un suivi de ses performances humaines. L'objectif est de fournir des solutions de conceptions mieux ajustées aux capacités de l'utilisateur. Après avoir spécifié le contexte d'utilisation et les exigences de l'utilisateur, les étapes principales de ce processus sont :

- Analyser les spécificités physiques (1 sur la Figure 1)
- Créer un modèle utilisateur (2 sur la Figure 1)
- Proposer une solution de conception (3 sur la Figure 1)
- Evaluer la solution de conception (4 sur la Figure 1)

Le concepteur propose une nouvelle solution de conception tant qu'elle ne répond pas aux exigences de l'utilisateur dans son environnement d'utilisation. Ces activités sont représentées par les phases d'itérations entre les étapes 3 et 4 sur la Figure 1 ci-dessous.

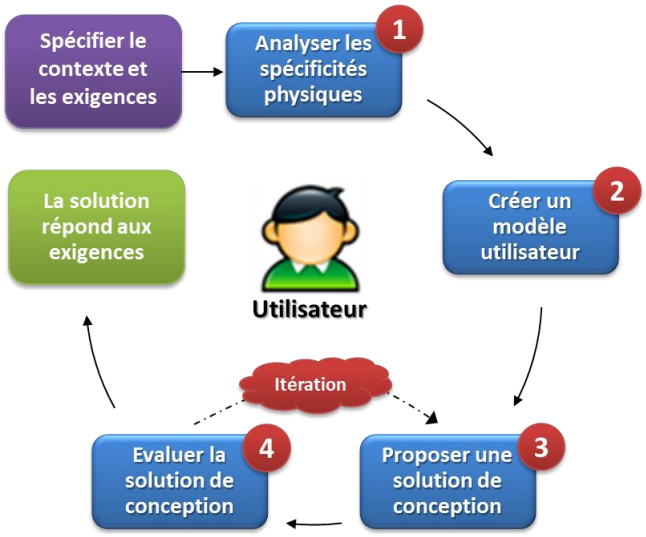


Fig.1. La méthodologie du processus de conception CARACTH

A. *Analyser les spécificités physiques*

La connaissance du handicap de l'utilisateur permet la génération d'un environnement dédié, avec l'objectif de réaliser une activité primaire (AP). Cette AP consiste à réaliser une tâche simple par l'utilisateur. Elle doit être motivante et ludique en prenant compte l'environnement dans laquelle elle sera réalisée. L'analyse de cette AP permet une collection des performances motrices de l'utilisateur par le concepteur. Les tâches et actions pour réaliser cette AP sont créées à partir des capacités physiques et mentales de l'utilisateur (elles sont liées à l'objet de conception). Elles sont logiquement proches de celles qu'il utilisera à travers sa future interface personnalisable. Après de nombreuses observations sur le terrain, des critères ont été développés pour assurer le succès de cette étape :

- Les analyses des AP doivent permettre une collection de données rapides. Le temps passé pour les expérimentations peut être limité.
- Le matériel utilisé pour la collection des données physiologiques de l'utilisateur est facile à installer et portatif. De nombreuses expérimentations sont effectuées sur le terrain.
- Le système de capture de données doit respecter une caractérisation non-invasive et non-intrusive. Harnacher un utilisateur avec des capteurs peut entraîner du stress et augmente le temps de préparation des expérimentations.

B. *Créer un modèle utilisateur*

Le modèle utilisateur représente les facultés physiques sous forme de données statistiques, de graphiques ou de rapport. Il fournit des informations utiles pour l'équipe de concepteurs dans le but de créer une interface personnalisable aux capacités physiques de l'utilisateur. Après une analyse des données obtenues dans l'AP, nous caractérisons ses capacités d'exécution de la tâche requise. Pour cela, les déplacements du corps et/ou les efforts dans le plan de l'objet de conception sont étudiés. A cette étape du processus, les concepteurs ont la possibilité de créer un modèle en temps-réel ou a posteriori

s'ils ont des contraintes de temps. Une sauvegarde des données est donc nécessaire.

C. *Proposer une solution de conception*

Avant de proposer une solution de conception, il est nécessaire de spécifier les tâches, l'interaction et l'objet de conception de l'utilisateur. A cette étape du processus, il s'agit de concevoir des interfaces pour satisfaire aux exigences de l'utilisateur. Les concepteurs déterminent la façon dont l'utilisateur accomplit la tâche avec l'objet de conception plutôt que de décrire comment le système fonctionne. Les décisions de conception peuvent être le support de l'objet à concevoir (mécanique, électronique, graphique…) ou la modalité (son, visuel, tactile) [4]. Les solutions à concevoir peuvent être créées à partir de scénario d'usage, de simulation ou de prototype. Les différentes propositions doivent être explicites, faciles à comprendre et à utiliser. A cette étape du processus, il est primordial de présenter les solutions de conception aux utilisateurs avec l'opportunité de réaliser les tâches. A partir d'un retour utilisateur, le concepteur doit prendre en compte la possibilité de modifier la solution de conception proposée. Cela requiert le contrôle des phases d'itérations dans la conception. La nature des problèmes identifiés ainsi que les modifications de conception adoptées doivent être répertoriées. Le processus de conception **CARACTH** propose de personnaliser l'objet de conception aux facultés physiques de l'utilisateur qui sont définies à l'étape précédente « Créer un modèle utilisateur »

D. *Evaluer la solution de conception*

Cette étape permet aux concepteurs de vérifier si la solution de conception répond aux exigences de l'utilisateur. L'objectif est de fournir un retour sur les avantages et les inconvénients de la solution de conception à partir du point de vue de l'utilisateur. Cette évaluation centrée utilisateur peut donner de nouvelles informations sur les besoins de l'utilisateur. Elle peut être utilisée pour établir une comparaison de différentes solutions de conception. A cette étape du processus, il est opportun de définir les parties de la solution de conception à évaluer, la méthode d'évaluation et l'évaluation du processus.

III. LES OUTILS DU PROCESSUS CARACTH

Cette partie présente quelques outils sélectionnés pour être utiliser dans notre processus de conception CARACTH.

A. *La Kinect pour analyser les spécificités physiques*

Pour assurer le succès de l'étape 1 « Analyser les spécificités physiques », la Kinect de Microsoft a été utilisée. Ce matériel low-cost intègre un algorithme pour déterminer automatiquement les articulations de l'utilisateur en trois dimensions et en temps réel. Pour notre processus CARACTH, la Kinect présente des avantages considérables : sans marqueurs [11], portatifs [12], et proposant une collecte de données rapides [13]. Ces caractéristiques permettent de réduire le temps requis pour l'installation de l'équipement et la récupération des données à analyser [14]. Pour formater les données de la Kinect, un outil logiciel en C# a été développé et adapté aux situations d'usages : le *KinectLab*. Le SDK (Software Development Kit) KinectForWindow version 1.8 a été utilisé. Son architecture est détaillée sur la Figure 2. La Figure 3 présente une vue de l'interface.

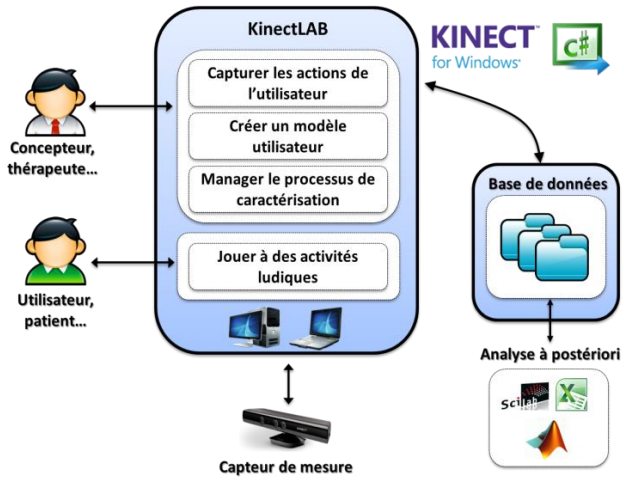


Fig.2. Architecture de l'outil logiciel adapté aux situations d'usages

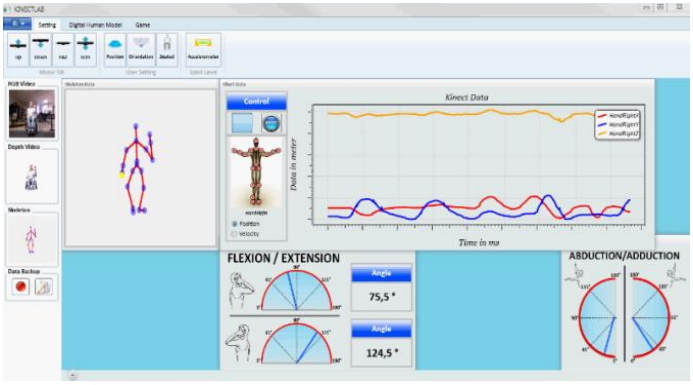


Fig.3. Interface du *KinectLab*

A partir de cet outil, le concepteur propose des jeux ludiques aux utilisateurs. Un jeu correspond à une AP permettant d'analyser les spécificités physiques d'un utilisateur. A partir de cette activité, le concepteur peut capturer les actions physiques de l'utilisateur grâce au capteur de mesure Kinect et manager le processus de caractérisation. L'interface lui permet par exemple l'optimisation aisée du placement de l'utilisateur devant la Kinect, la visualisation de ses actions en temps-réel, la sauvegarde des mesures et la gestion d'une base de données. Il a le choix de créer un modèle utilisateur dans l'outil logiciel ou a posteriori à l'expérimentation.

B. *Les densitogrammes comme modèle utilisateur*

Le modèle utilisateur doit être en accord à l'objet de conception, facile à comprendre pour le concepteur et reproductible d'une expérience à une autre. La méthode des densitogrammes a été utilisée comme outil pour cette étape. Dans les cas d'étude de la capture de mouvement, la modélisation par densitogramme permet de visualiser les déplacements du corps humains et d'identifier les zones sur-sollicitées sur une interface utilisateur [15][16]. Par exemple, si l'objet de conception est une interface en deux dimensions, la méthode pour la génération d'un tel modèle est la suivante (voir Figure 4) :

- Diviser le plan d'interface sous forme d'une grille bidimensionnelle. Chaque cellule de la grille est appelée « une section ».
- Comptabiliser le nombre de passage de la partie du corps sélectionnée dans chaque section. Pour chaque nouvelle donnée sauvegardée dans l'AP couplée avec la section, la valeur ou « poids » est incrémenté de 1.
- Assigner une couleur pour chaque section à partir du nombre de passage.

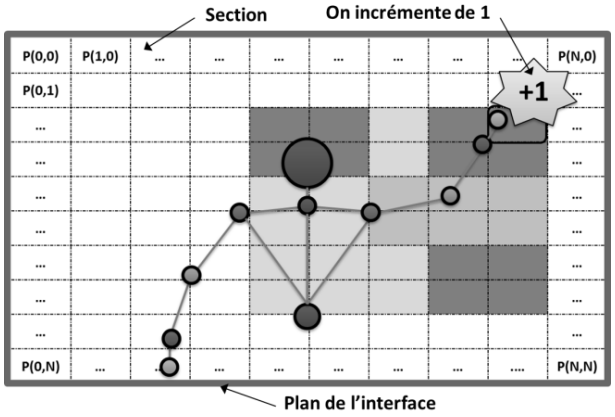


Fig.4. Une illustration des modèles par densitogramme à partir des mouvements de la main droite de l'utilisateur. Plus les couleurs des sections sont foncées et plus les passages, avec la main droite, sont élevés.

C. La charge de travail comme évaluation des solutions

Dans l'étape 4 « Evaluation des solutions » du processus de conception CARACTH, les concepteurs souhaitent s'assurer que la solution de conception répond aux exigences en termes de charge de travail et d'utilisabilité. La méthode subjective TLX (Task Load Index) développée par la NASA [17] est utilisée comme outil à cette étape. Elle a l'avantage d'être facilement programmable. Elle évalue les composantes physiques et mentales de la charge de travail. Cette méthode implique de demander à l'utilisateur d'évaluer six composantes (score entre 0 et 10 par exemple) sur les tâches et actions réalisées. Mais pour l'utilisateur, ses composantes n'ont pas la même importance. Le principe de la méthode est de comparer chaque composante deux à deux. L'utilisateur choisit celle qui a le plus d'influence sur sa charge de travail. De cette procédure, il est possible de déduire un score TLX d'un utilisateur mobilisant une interface.

IV. EXPÉRIMENTATIONS ET RÉSULTATS

L'objectif de cette expérimentation est d'appliquer le processus de conception CARACTH dans un projet de conception d'interfaces personnalisables. Elle permet de déterminer la pertinence de cette personnalisation sur les performances de l'utilisateur. Dans cette partie, l'objet de conception, le protocole expérimental ainsi que les résultats obtenus sont présentés.

A. Définition de l'objet de conception

Il est important de comprendre les interactions de l'utilisateur avant de concevoir une solution. Notre projet de conception est de générer une action (comme activer un son) à partir des possibilités gestuelles de l'utilisateur. Le support de notre objet de conception est une interface virtuelle bidimensionnelle. Une silhouette de l'utilisateur est affichée sur cette interface. Un curseur est positionné sur la partie du corps choisi par l'utilisateur. Ce curseur se déplace en conséquence lorsque le corps bouge. Des aires virtuelles sont affichées et un son numérique est joué si l'utilisateur déplace le curseur à l'intérieur de ces aires. La position, la taille, la hauteur et le nombre des aires virtuelles sont définis à partir des zones de mouvement sur-sollicitées de l'utilisateur, identifiées dans son propre modèle.

B. Protocole experimentale

Le protocole expérimental a été conduit en deux phases. La première phase a permis la caractérisation des spécificités physiques de trois utilisateurs (U1, U2 et U3) et la génération d'une solution de conception pour chacun (I1, I2, I3) à partir de leur modèle utilisateur (M1, M2 et M3). La seconde phase a permis une évaluation croisée des solutions de conception pour déterminer la pertinence de la personnalisation des interfaces utilisateurs. Nous avons voulu vérifier si la charge de travail de l'utilisateur est plus faible lorsqu'il manipule une interface générée à partir de son propre modèle utilisateur.

L'utilisateur U1 n'est pas capable de levé son bras au-dessus de son épaule (abduction de l'épaule inférieur à 90°). L'utilisateur U2 ne peut pas tendre son bras (extension du bras inférieur à 90°). L'utilisateur U3 ne peut bouger que son avant-bras, son bras est collé à son tronc. A partir de cette identification, tous les utilisateurs peuvent bouger leur main dans leur environnement. Chaque utilisateur a effectué une activité de peinture avec la main droite pendant une minute, sur le même support que l'objet de conception présenté juste avant. Pendant ce temps d'analyse, les positions de la main droite du squelette numérique ont été sauvegardées dans un fichier texte. A partir de ces données, trois modèles utilisateurs M1, M2 et M3 ont été créés à partir des méthodes par densitogramme avec une grille de 20x20 sections. La valeur de chaque section et une Mapcolor ont été générées avec le logiciel de calcul numérique Scilab. Trois solutions de conception I1, I2 et I3 ont été produites selon chaque modèle utilisateur. Pour l'évaluation croisée, chaque utilisateur a manipulé les trois solutions de conception I1, I2 et I3 pendant deux minutes. Ils ont évalué séparément chaque interface avec la méthode TLX. Finalement, l'interface de l'AP, l'enregistrement des données, la génération de l'interface, la capture des parties du corps tout comme la silhouette de l'utilisateur ont été effectués avec le capteur Kinect et notre outil logiciel implémenté.

C. Modèles utilisateurs et solutions de conceptions

Cette partie présente les résultats de la première phase de notre protocole expérimentale. Les modèles utilisateurs M1, M2 et M3 sont représentés sur la Figure 5 et les solutions de conceptions I1, I2, et I3 sur la Figure 6.Trois zones sur-sollicitées ont été définies pour U1 et U2, et deux zones pour U3. Les modèles utilisateurs montrent que U1 a plus d'amplitude que U2 et U3. Les boutons virtuels sur l'interface U1 sont plus espacés. U3 a plus de difficultés de lever son bras

par rapport à U2. Cette identification est représentée en comparant leurs modèles. Les zones sur-sollicitées sont plus basses pour U3 que U2.

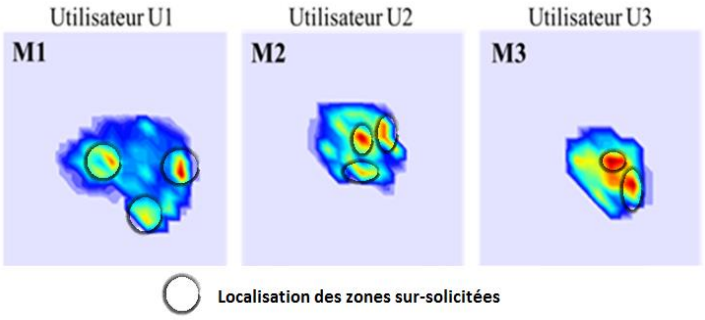


Fig.5. Les modèles utilisateurs (M1, M2 et M3) générées après l'AP



Fig.6. Les solutions de conception (I1, I2 et I3) générées au regard des modèles utilisateurs

D. Evaluation croisée

Cette partie présente les résultats de la seconde phase de notre protocole expérimental. Les Figures 7, 8 et 9 montrent respectivement pour les utilisateurs U1, U2 et U3 l'évaluation des six composantes TLX sur les trois solutions de conception I1, I2 et I3: exigences mentales (M), exigences physiques (P), exigences temporelles (T), performance (Pe), effort (E) et frustration (F) pour les trois interfaces I1, I2 et I3. Les composantes M, P, T, E et F sont notées de Faible (score 0) à Elevée (score 1). La composante Pe est notée de Bonne (score 0) à Mauvaise (score 1).

Les résultats des composantes TLX M, P, T, E et F, sont systématiquement plus faibles pour les interfaces générées à partir du même modèle utilisateurs (I1 pour U1, I2 pour U2 et I3 pour U3). Pour la composante Pe, la performance de U1 était meilleure avec l'interface I3. La raison était que le bouton virtuel en haut à gauche de l'interface était un peu trop à gauche. Par contre, U1 n'était pas frustré pour manipuler l'interface générée à partir de son modèle et les efforts pour réaliser ses tâches étaient plus faibles. Pour U2 et U3, la performance était meilleure avec leur propre interface.

La Figure 10 représente les résultats de l'évaluation croisée de la charge de travail pour chaque solution de conception générée à partir des résultats de chaque composante TLX et des regroupements par paire. A chaque interface est associée la valeur de la charge de travail correspondante à chaque utilisateur. Les résultats montrent que chaque utilisateur a évalué l'interface générée à partir de son modèle utilisateur comme la plus performante : U1 a une valeur de charge mentale plus faible pour I1 que pour I2 et I3. Idem pour U2 et U3.

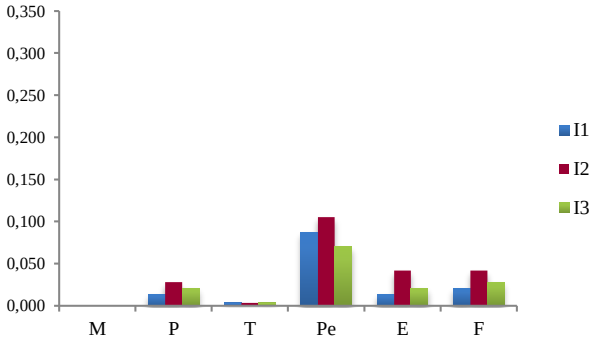


Fig.7. Evaluation par l'utilisateur U1 de chaque composante TLX pour les trois interfaces

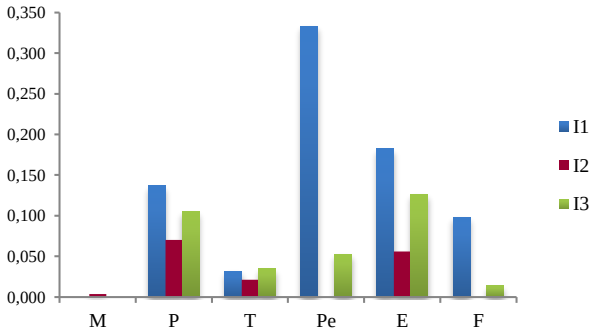


Fig.8. Evaluation par l'utilisateur U2 de chaque composante TLX pour les trois interfaces

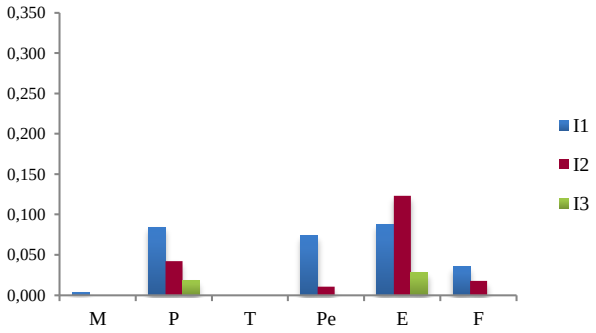


Fig.9. Evaluation par l'utilisateur U3 de chaque composante TLX pour les trois interfaces

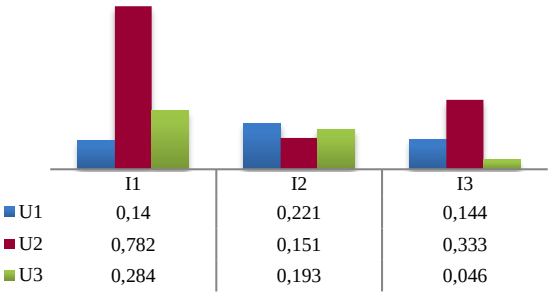


Fig.10. Evaluation croisée de la charge de travail pour chaque interface

V. DISCUSSION

Ce travail a permis de proposer une méthodologie de conception adaptée à une approche centrée utilisateur et

d'ingénierie de réadaptation. Elle permet de lier la caractérisation des spécificités des usagers (étape 1 et 2 de la Figure 1) et la conception d'une interface (étape 3 et 4 de la Figure 1). Des outils adaptés aux situations d'usages ont été intégrés pour assurer le succès des étapes de conception. Le logiciel conçu permet une capture des données en temps-réel. Dans notre contexte, ce gain de temps est synonyme de grande qualité. Il est plus facile et plus rapide de proposer des solutions de conception aux utilisateurs tout en leur donnant la possibilité de réaliser une activité précise. Ce facteur est crucial pour réduire les temps de R&D.

Notre processus de conception CARACTH permet une connaissance en amont de l'utilisateur par rapport à ces facteurs humains grâce à l'analyse des spécificités motrices et la création d'un modèle utilisateur. Intégrer ces étapes dans le processus de conception a permis de proposer un cahier des charges plus élaboré en y intégrant les facultés physiques des usagers. L'impact a été considérable sur le nombre d'itérations dans notre projet de conception. La solution de conception a répondu dès la première proposition, aux exigences de l'utilisateur et aux critères d'utilisabilité : efficacité (la cible est atteinte), efficience (la cible est atteinte avec un moindre effort) et satisfaction (notre solution permet un confort, bien-être et sécurité).

Notre AP est une activité de peinture réalisée en un temps très court, comme le reste des traitements des informations, synonyme de qualité. Si le temps pour accomplir cette tâche était plus élevé, nous supposons que le modèle utilisateur ne serait malgré tout pas très éloigné des résultats actuels. Pour vérifier cela, il serait nécessaire de réaliser l'AP plusieurs fois. Cela impliquerait directement une augmentation du temps de la conception. D'autres informations peuvent ressortir de cette activité de peinture comme les angles entre les articulations, la vitesse des mouvements ou la posture de l'utilisateur.

La Kinect est un capteur du commerce low-cost. Il est très facile de se l'approprier et de l'utiliser pour le développement dans le cadre de recherches et de ses applications. Notre outil logiciel *KinectLab* permet le formatage des données émises par la Kinect et peut s'adapter un large panel d'utilisateurs valides tout comme utilisateurs en situation de handicap. Des travaux supplémentaires seraient utiles pour analyser la finesse de cette étude pour différencier des zones

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Pour conclure, nous avons proposé une méthodologie de conception permettant l'enchaînement de la caractérisation des spécificités motrices vers la conception d'interfaces personnalisées. Des outils adaptés aux situations d'usages ont été intégrés dans ce processus de conception pour faciliter les étapes de conception. Cette étude a donc permis de mieux intégrer les utilisateurs en situation de handicap et leurs facteurs humains dans un processus de conception. Elle a permis de mieux définir les facultés physiques des usagers en situation de handicap pour concevoir des produits adaptées à leurs performances motrices. Les perspectives de travail reposent sur l'application de notre processus CARACTH dans un projet de conception pour faciliter la pratique de la musique acoustique aux utilisateurs en situation de handicap. De plus, un projet collaboratif est en cours avec l'association AE2M (Adaptation Ergonomique du Matériel Musicale) pour appliquer ce processus de conception avec davantage d'utilisateurs potentiels. Ce projet permettra en plus une évaluation de l'acceptabilité de nos interfaces personnalisables et du capteur Kinect, pour une utilisation en concert.

REFERENCES

[1] Joseph Bacou, Analyse biomécanique pour la compréhension et l'amélioration du fauteuil roulant dans son application au tennis de haut niveau, Thèse, 2012

[2] E. Colle, S. Delarue, et P. Hoppenot, « Conception d'une aide technique complexe et innovante : Application au projet ARPH », *Sciences et Technologies pour le Handicap*, vol. 1, p. 71-94, juill. 2007

[3] Alain Pruski, A unified approach to accessibility for a person in a wheelchair, Robotics and Autonomous Systems, Volume 58, Issue 11, 30 November 2010, Pages 1177-1184

[4] ISO 9241-210.: International Organization for Standardization. Ergonomics of human-system interaction -- Part 210: Human-centred design for interactive systems, 2010

[5] Ma, Min-Yuan and Wu, Fong-Gong and Chang, Ro-Han, A new design approach of user-centered design on a personal assistive bathing device for hemiplegia, in Disability and Rehabilitation, Vol 29, Number 14, p 1077-1089, 2007

[6] Andreas Holzinger. User-Centered Interface Design for Disabled and Elderly People: First Experiences with Designing a Patient Communication System (PACOSY). In Proceedings of the 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP '02), UK, UK, 33-40.

[7] Jacob O. Wobbrock, Shaun K. Kane, Krzysztof Z. Gajos, Susumu Harada, and Jon Froehlich. 2011. Ability-Based Design: Concept, Principles and Examples. ACM Trans. Access. Comput. 3, 3, Article 9 April 2011

[8] Reswick, J. What is rehabilitation engineering? in Annual Review of Rehabilitation, Vol. 2, 1982

[9] Martin J., Murphy E.A., Crowe J.A., Norris B. Capturing User Requirements in Medical Device Development: The Role of Ergonomics. In Physiological Measurement, 27(8): 49-62, 2006

[10] Poulson D., Ashby M., Richardson S.USERfit: A practical handbook on user-centred design for rehabilitation and assistive technology. HUSAT Research Institute for the European Commission, 1996

[11] Ross A. Clark, Yong-Hao Pua, Karine Fortin, Callan Ritchie, Kate E. Webster, Linda Denehy, Adam L. Bryant, Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, in Gait & Posture, Volume 36, Issue 3, July 2012, Pages 372-377

[12] Tilak Dutta, Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace, in Applied Ergonomics, Volume 43, Issue 4, July 2012, Pages 645-649

[13] Petr Horejsi, Tomas Gorner, Ondrej Kurkin, Patrik Polasek, Martin Januska, Using Kinect Technology Equipment For Ergonomics, in Modern Machinery (MM) Science Journal, March 2013

[14] Mündermann L, Corazza S, Andriacchi TP., The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications, In Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, Volume 3, March 2006

[15] Ondrej Polacek, Martin Klima, Adam J. Sporka, Pavel Zak, Michal Hradis, Pavel Zemcik, and Vaclav Prochazka. 2012. A comparative study on distant free-hand pointing. In Proceedings of the 10th European conference on Interactive tv and video (EuroiTV '12). ACM, New York, NY, USA, 139-142

[16] Schiro J., Gabrielli F., Pudlo P. (2013). Etude du positionnement des mains sur le volant pour les conducteurs jeunes, âgés et pathologiques. Colloque Jeunes Chercheurs Jeunes Chercheuses, Handicap, Vieillissement, Indépendance, Technologies, Université de Paris 8, juin.

[17] S. Hart et L. Stavenland, « Development of {NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research », in Human Mental Workload, Elsevier, 1988, p. 139-183

Outil d'aide pédagogique adapté aux enfants en situation de multihandicap,

A. Roche, V. Lespinet-Najib, J.M. André, V. Demanes, I. Fermigier

Outil d'aide pédagogique adapté aux enfants en situation de multihandicap

Amélie Roche, Véronique Lespinet-Najib, Jean-Marc André.
Equipe Cognitique et Ingénierie Humaine (CIH).
Laboratoire IMS, UMR 5218.
Talence, France
amelie.roche@ensc.fr.

Valérie Demanes, Isabelle Fermigier.
EREA/LEA La Plaine
Eysines, France.

***Abstract* — Ce travail présente la conception d'un outil d'aide pédagogique auprès d'enfants en situation de multihandicap au sein d'un EREA (Etablissement Régional d'Enseignement Adapté). L'objectif est de fournir un outil d'aide pour l'apprentissage de la lecture, afin de leur permettre d'acquérir davantage d'autonomie dans la démarche pédagogique. Pour développer cet outil, nous nous sommes basées sur les démarches de Conception Centrée Utilisateurs (CCU), plaçant l'utilisateur final au centre de la réflexion; et le Design Universel, permettant de prendre en compte les contraintes maximales des utilisateurs finaux en termes de déficiences cognitives, sensorielles et motrices. Considérant la problématique du handicap dans sa globalité, nous intégrons également l'ensemble des éléments pouvant impacter l'usage final de l'outil et son appropriation (éléments environnementaux, situationnels, organisationnels, etc.). L'outil numérique que nous avons conçu permet aux enfants de réaliser des exercices de lecture avec plus d'autonomie. Différents prototypes ont été élaborés et évalués en situation d'usage selon la démarche de CCU. Les résultats de ce travail sont concluants : l'expérience utilisateur des élèves et l'acceptabilité de l'outil sont très satisfaisants. L'outil répond aux besoins et attentes des élèves ainsi qu'à ceux de l'enseignant.**

Mots clés — Multihandicap; outil d'aide pédagogique; méthode de conception; conception centrée utilisateurs; design universel; expérience utilisateur.

I. INTRODUCTION

En France, les établissements régionaux d'enseignement adapté (EREA) sont des établissements publics locaux d'enseignement (EPLE) du second degré (Insee). Ils ont pour mission de permettre aux enfants et adolescents en grande difficulté scolaire et sociale ou présentant un handicap, de suivre une scolarité adaptée. Une des principales complexités réside dans la diversité de ces élèves. En effet, ils peuvent, dans certains cas, présenter des troubles liés à la motricité et sensoriels (déficiences visuelles, de l'audition, etc.); mais également des troubles associés incluant certaines déficiences cognitives, troubles attentionnels, problèmes de mémorisation, etc. [1]. Il s'agit alors de situation de multihandicap [2]. Les rythmes d'apprentissages sont très hétérogènes et peuvent varier très fortement d'un élève à l'autre. En revanche, les élèves nécessitent tous beaucoup d'attention de la part de l'enseignante. L'intégration de technologies d'assistances au sein de tels établissements constituerait une aide non négligeable pour le soutien à la mise en place de méthodes pédagogiques adaptées à chaque enfant. Bien que ces dernières décennies aient connu une évolution considérable en terme de développement de technologies de l'information et de la communication (TIC), les solutions proposées actuellement sont souvent peu, voire pas, adaptées aux particularités des personnes en situation de multihandicap. Elles le sont encore moins dans le cadre de systèmes éducatifs spécifiques où les élèves présentent de plus en plus de déficiences, ce qui nécessite un important travail de recherche en pédagogie.

L'évolution de la notion de « personne handicapée » à celle de « personne en situation de handicap » nous amène à nous focaliser sur l'interaction entre les facteurs personnels (déficiences, etc.) et les facteurs environnementaux dans la conception des technologies qui leur sont destinées. Dans le domaine de la conception technologique, un des concepts clés est celui de la conception centrée utilisateurs (CCU), qui place l'utilisateur final et la tâche qu'il doit effectuer au centre de la démarche de conception [3][4]. La CCU prône la participation active des utilisateurs durant l'ensemble du cycle de développement et la mise en place de nombreuses itérations pour faciliter leurs retours expériences. Cette démarche vise à améliorer l'utilisabilité d'un produit ou service, définie comme « le degré selon lequel un produit peut être utilisé, par des utilisateurs identifiés, pour atteindre des buts définis avec efficacité, efficience et satisfaction, dans un contexte d'utilisation spécifié » [5]. Il existe actuellement de nombreuses méthodes de CCU (tests utilisateurs, entretiens, questionnaires, etc.) [6] [7]. En revanche, une des difficultés réside dans le fait que ces méthodes ne prennent pas systématiquement en compte les particularités motrices, sensorielles et cognitives des personnes en situation de multihandicap. Par exemple, il apparait complexe de proposer la méthode du questionnaire à une personne souffrant de déficiences cognitives. Egalement, comme le précise Dillon & Morris [8], l'utilisabilité est un déterminant nécessaire mais non suffisant pour l'assurance d'un usage effectif et accordent de l'importance à l'appréciation subjective de la technologie par les utilisateurs. Ils proposent un modèle de l'intention d'usage (et donc de l'acceptabilité), basé sur 3 facteurs : l'utilité (fonctionnalité du système en termes de capacités techniques permettant de réaliser la tâche de l'utilisateur); la

perception (évaluation subjective du système par l'utilisateur : appréciation, esthétique, etc.) et l'utilisabilité (aspect opérationnel du système, performance que l'utilisateur peut atteindre avec la technologie). Il apparait donc primordiale d'associer différentes mesures pour assurer l'acceptabilité d'un système. Une démarche de conception encore peu développée en France se distingue toutefois des autres approches : le Design Universel (ou conception pour tous), qui tend à concevoir des produits et services accessibles au plus grand nombre. Mace et al. [9] définissent ce concept comme « visant à concevoir, développer et mettre sur le marché des produits, des services, des systèmes ou des environnements courants qui soient accessibles et utilisables par le plus large éventail possible d'usagers ». Cette démarche de conception itérative centrée sur les utilisateurs et leurs besoins, préconise la prise en compte des besoins de tous, quelque soit leur genre, âge ou capacités cognitives, sensorielles ou motrices [10]. Le design universel ne s'adresse pas uniquement aux personnes en situation de handicap mais à la majorité des individus, il envisage l'accessibilité (Interface Homme-Machine (IHM), transports, etc.) comme une source d'innovation technologique. Il replace au premier plan la prise en compte des facteurs humains dont chacun peut bénéficier (simplicité, confort, etc.) [11]. Le design universel intègre systématiquement les caractéristiques des personnes présentant des contraintes (motrices, sensorielles ou cognitives) maximales pour le bénéfice des plus nombreux. Comme le précise Choi [12], la CCU conçoit des services et outils qui répondent aux attentes et besoins des utilisateurs et elle souligne que la bonne compréhension des utilisateurs est la clé d'une bonne conception. En revanche, elle se concentre encore sur les utilisateurs « moyens » ou des utilisateurs cibles. En pratique, on constate donc que la conception centrée utilisateurs classique conçoit principalement des produits répondants aux caractéristiques du plus grand nombre (les 80% de la population). Alors que le design universel va prendre en compte les contraintes de la minorité (les 20%) avec l'idée que cela sera bénéfique à la majorité [13]. L'objectif étant de concevoir des produits dont chacun peut bénéficier, sans nécessité d'ajustement particulier et adaptés au contexte d'usage.

Dans le cadre de notre travail, nous souhaitons proposer un outil d'aide pédagogique adapté aux spécificités cognitives, physiques et sensorielles des élèves en situation de handicap. Cet outil sera paramétrable par l'enseignante, qui aura à disposition une plateforme pour gérer le contenu pédagogique. L'objectif est de donner à chaque élève un maximum d'autonomie et les rendre davantage acteurs dans le processus d'apprentissage. Nous allons pour cela nous baser sur la démarche de CCU, plaçant les utilisateurs au centre de la réflexion, et du design universel afin de prendre en compte les contraintes maximales (motrices, sensorielles ou cognitives). Nous allons également intégrer l'ensemble des dimensions pouvant avoir un impact dans l'appropriation de l'outil par les élèves, telles que les éléments environnementaux, sociaux, situationnels, contextuels, organisationnels, etc. Comme le souligne Belio [14], la problématique du handicap est à prendre dans sa globalité. L'ensemble de l'environnement, qu'il soit matériel ou humain, joue un rôle essentiel dans le succès de l'intégration d'un système numérique. La démarche de conception que nous souhaitons mettre en place pour développer l'outil se veut ainsi systémique.

II. MATERIEL ET METHODE

A. Les utilisateurs : les enfants de l'EREA

Le terrain d'intervention de notre travail est un Etablissement Régional d'Enseignement Adapté (EREA) et Lycée d'Enseignement Adapté (LEA) localisé dans la région Aquitaine, l'EREA/LEA La plaine. Les enfants qui arrivent à l'EREA pour les sections du primaire et du collège sont orientés par la MDPH (Maisons Départementales des Personnes Handicapées) sur un motif de base lié à un handicap moteur. Cependant, il est constaté à l'arrivée des enfants qu'ils présentent en plus des handicaps liés à la motricité, des troubles cognitifs et sensoriels: difficultés de mémorisation, problèmes attentionnels, difficultés de communication etc. Ces élèves ne peuvent pas suivre un rythme ordinaire, ni même un rythme adapté tel que le propose les CLIS (Classes pour l'Inclusion Scolaire) et les ULIS (Unités Pédagogiques d'Intégration) dont l'objectif est d'aider les enfants en difficultés scolaires liées à leur handicap psychologique, moteur ou sensoriel, dans les écoles primaires et secondaires. Les enseignants doivent faire preuve d'une grande adaptabilité et mettent en place des méthodes pédagogiques complètement innovantes pour répondre aux besoins spécifiques de chaque enfant.

Cette étude a été menée en collaboration avec l'EREA La Plaine dans l'objectif de fournir un outil adapté aux élèves en situation de multihandicap dans le cadre pédagogique. Nous sommes plus spécifiquement intervenus auprès d'une classe de 13 enfants, âgés de 13 à 19 ans, présentant des troubles moteurs, cognitifs et sensoriels. Nous avons travaillé étroitement avec l'enseignante en charge de l'enseignement du français.

B. Mise en place de la méthodologie

Dans le cadre de notre méthodologie, la première phase consiste à définir les éléments suivants :

- **Le contexte** : il s'agit d'identifier les éléments qui composent l'environnement des utilisateurs et avec lesquels ils interagissent (acteurs, transports, etc.). Nous avons mené des entretiens semi-directifs auprès du personnel de l'établissement (enseignants, auxiliaires de vie (AVS), personnel administratif, logistique, soignant) et des séances d'observation lors des sessions de cours.
- **Les situations d'usages caractéristiques et les prérequis pour les réaliser** : il s'agit d'identifier les tâches que réalisent les enfants pour ensuite définir les prérequis cognitifs, sensoriels et moteurs nécessaires pour réaliser ces tâches (mémoire de travail, manipulation d'objet, etc.). Pour cadrer le projet, nous avons décidé avec les intervenants de

l'EREA de nous focaliser d'abord sur les enseignements de français, et principalement sur l'activité de lecture. (Figure 1).

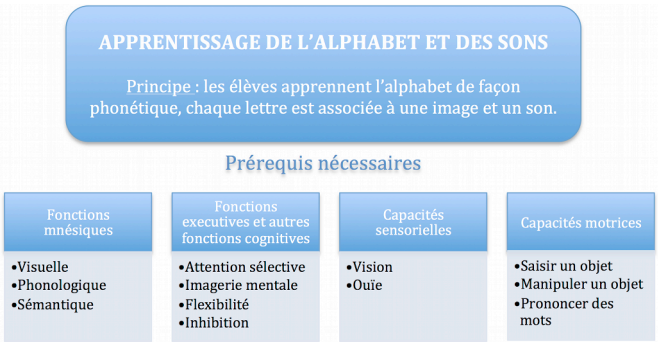


Fig.1. Exemple d'une situation d'action caractéristique et des prérequis pour la réaliser

- **Les profils utilisateurs** : nous avons décomposé les profils des élèves selon trois catégories : leurs déficiences (cognitives, sensorielles et motrices), leurs besoins et leurs points forts. Ces éléments ont été déterminés à travers des entretiens auprès des enseignants, des AVS et du personnel soignant et lors des sessions d'observation pendant de séances de cours. Dans le cadre de cette recherche préliminaire nous travaillons avec trois élèves qui présentent des profils assez similaires. La figure 2 donne une brève illustration des éléments recensés. Nous avons également identifié les besoins et contraintes de l'enseignante dans la mise en place de sa démarche et son interaction avec les élèves.

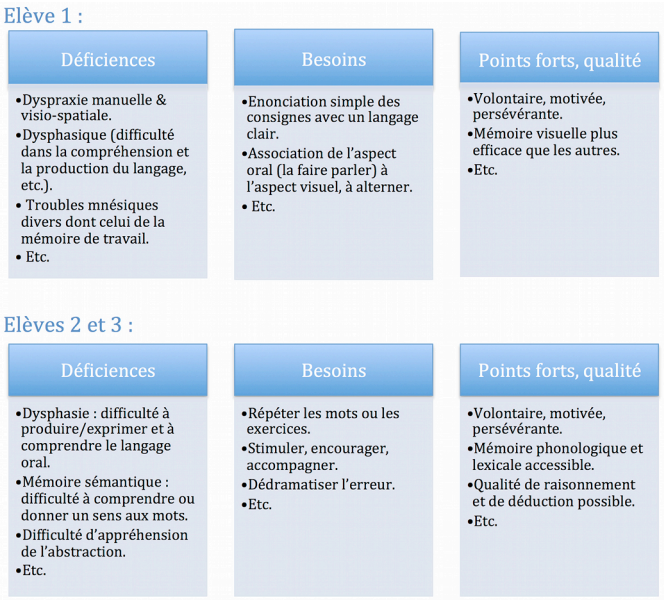


Fig. 2. Profils des trois élèves en termes de déficiences, besoins et points fort

- **Le choix des méthodes de conception et d'évaluation de l'utilisabilité** : nous avons déterminé les capacités cognitives, sensorielles et motrices requises pour que la participation d'un individu à une méthode d'évaluation de l'utilisabilité soit pertinente (scenario d'usage, entretien, etc.). La figure 3 illustre deux exemples.

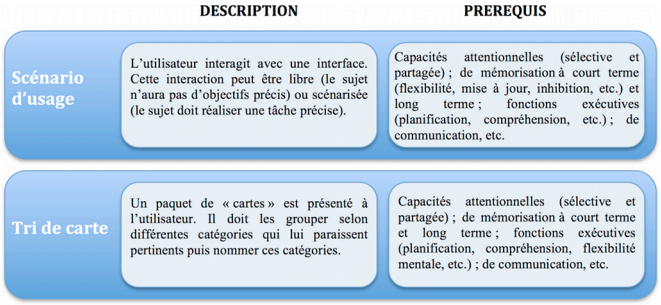


Fig. 3. Description des méthodes d'utilisabilité impliquant les utilisateurs finaux

La proposition des ces différents éléments s'inspire d'une part de la CCU, notamment pour les avantages de la mise en place de cycles itératifs et d'évaluations en situation d'usage, qui apportent une réelle plus value dans la conception d'outils et services qui répondent aux besoins; D'autre part, du Design Universel (préconisant la prise en compte des spécificité des individus) pour la prise en compte des prérequis nécessaires à la réalisation des différentes situations d'usages et la mise en évidence des spécificités des profils utilisateurs en termes de capacités et déficiences cognitives, sensorielles et motrices.

A partir de la mise en adéquation de l'ensemble des éléments cités précédemment, nous avons pu identifier :

- Quatre exercices d'introduction à la lecture pouvant être intégrés au système d'aide pédagogique : la lecture d'image, l'association mots-images, les mots d'extras ainsi que la lecture de mots et sa recherche sur internet. Le principe de chaque exercice est détaillé ci-après, ils constituent le socle de base de l'apprentissage de la lecture.
- Les méthodes d'évaluations à mettre en place et leur adaptation nécessaire.
- Le support de l'outil.

C. La solution proposée

1) Une plateforme communicante

Le système que nous proposons se décompose en deux modules : le premier destiné aux élèves, présentant l'ensemble des sessions d'exercices qu'ils peuvent réaliser; le second destiné à l'enseignante lui permettant de paramétrer le contenu pédagogique accessible par les élèves sur l'outil qui leur est mis à disposition (Figure 4).

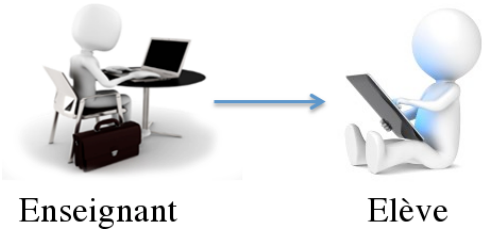


Fig. 4. Illustration de l'échange d'informations entre la plateforme de l'enseignant et l'outil d'aide destiné aux élèves.

2) L'outil destiné aux élèves

a) Le support de l'outil

Nous avons décidé de développer un logiciel d'aide pédagogique et d'utiliser la tablette tactile de type Androïd comme support. En effet, la tablette répond aux attentes et capacités des élèves : les trois élèves ont la dextérité nécessaire pour interagir avec la tablette et elles ont l'habitude de manipuler cet outil au sein de leur foyer familial. Les élèves ont aussi une représentation positive de cet outil et se l'approprient facilement, ce qui constitue un élément majeur pour son acceptabilité, comme l'expliquent Dillon & Morris [8]. De plus, cet outil répond aux besoins et attentes que peut avoir un enseignant dans le cadre d'une salle de classe : il est facilement maniable, transférable d'un élève à un autre, peut être emporté à l'extérieur lors de sorties pédagogiques, etc. Si cela s'avère nécessaire, nous pourrons intégrer des trackballs ou outils similaires pour faciliter l'interaction de l'élève avec l'outil.

b) Le contenu de l'outil : les exercices d'appprentissage de la lecture

L'outil d'aide pédagogique que nous proposons se repose sur les quatre exercices décrits ci-dessous, qui constituent le socle de base de l'apprentissage de la lecture:

La **lecture d'images** consiste à présenter successivement à l'élève des images, il doit reconnaître ce que l'image représente et prononcer le mot à voix haute. Cet exercice se fait aujourd'hui de manière collective, l'enseignante affiche les images sur un écran. Les élèves les plus rapides prononcent les mots en premier. Si certains n'y arrivent pas, l'enseignante leur propose de répéter le mot, en ralentissant la prononciation et en marquant les syllabes. La difficulté des images est progressive. Nous proposons via l'outil d'afficher les différentes images, l'élève peut passer de l'une à l'autre quand il le souhaite. Il faut veiller à ce que les images soient simples, de taille assez importante pour que les élèves distinguent facilement ce que représente l'image. Elle ne doit pas être surchargée et doit uniquement représenter l'entité attendue, afin que l'élève puisse identifier rapidement le mot associé.

L'**Association mots-images** consiste à demander à l'élève d'associer aux bons mots les images présentées lors de l'exercice précédent. Cet exercice se fait actuellement individuellement avec du support papier. Trois images sont découpées et l'élève doit positionner chaque image dans la zone correspondante, au-dessus du mot associé. Il y a une progressivité d'association, de mots faciles à difficiles. L'enseignante doit vérifier que tous les élèves donnent des réponses justes au cours de l'exercice et s'en suit toujours une valorisation de toute réussite avec dédramatisation de l'erreur. Nous proposons via l'outil d'afficher des séries de trois images et trois mots, l'élève peut faire glisser l'image au dessus du mot correspondant. Il y a une facilitation de la tâche lorsque l'élève lâche l'image, elle se met automatiquement au dessus du mot le plus proche. Egalement, nous avons intégré une gestion des erreurs. Si l'élève associe le bon mot à l'image correspondante, le mot apparaît alors sur un fond vert. Au contraire, si l'association n'est pas correcte, le mot s'affiche sur un fond d'une couleur différente. Lorsque toutes les associations sont correctes, un message de félicitation est affiché à l'écran pour valoriser le travail effectué (Figure 4). Il faut également veiller à ce que les images soient de taille assez importante pour que les élèves distinguent facilement ce que représente l'image. Les mots doivent aussi être de taille assez importante pour que les élèves n'aient pas de difficultés pour les lire. Ils doivent être affichés en majuscule et minuscule pour faciliter la lecture.

Les mots d'extras consistent en des associations de lettres qui définissent un ensemble de sons; Cet exercice permet un entraînement à l'association et à la reconnaissance de sons (associés à une graphie vue précédemment permettant l'introduction d'images médiatrices entre la graphie et le son). L'élève ne s'entraîne pas sur les mêmes actions mentales que dans celles utilisées dans l'exercice 2; c'est un exercice complémentaire dans un ensemble où les actions mentales peuvent être perçues plus individuellement. Comme plusieurs niveaux de difficultés sont prévus, chacun peut aller jusqu'au niveau qui lui correspond, en fonction de ses capacités. Nous proposons via l'outil d'afficher l'ensemble des mots extras nécessaires aux élèves. Les mots doivent être de taille assez importante pour que les élèves n'aient pas de difficultés pour les lire. Il doit y avoir une alternance de couleur entre les syllabes (horizontalement et verticalement) pour faciliter la lecture. Les niveaux (facile, moyen, difficile) sont de couleurs différentes pour aider l'élève à identifier le niveau sur lequel il est en train de travailler.

Lecture de mots et recherche sur internet. Des mots non accompagnés d'image sont présentés à la classe (toujours en difficultés progressives) et les élèves doivent les lire. En cas de difficulté, l'enseignante surligne de différentes couleurs les syllabes qui constituent le mot. Ceci permet de faciliter la lecture en la décomposant en éléments perceptifs, diminuant ainsi les difficultés perceptives « énergivores ». L'enseignante peut également choisir de revenir sur les mots d'extras pour aider l'élève à prononcer les syllabes déjà vues ensemble. Si les élèves ne connaissent pas la signification du mot (ce qui est souvent le cas), l'enseignante accompagne l'élève dans l'écriture pour une recherche d'images sur internet. Cela permet de compléter la lecture par l'écriture et d'y associer des images facilitant la compréhension. Nous proposons via l'outil d'afficher les mots successivement. Les mots doivent être de taille assez importante pour que les élèves n'aient pas de difficultés à les lire. L'élève peut passer d'un mot à l'autre quand il le souhaite. S'il présente des difficultés à lire le mots, il a la possibilité (via un bouton d'aide) de surligner les syllabes en différentes couleurs ce qui permet de décomposer la lecture et donc la faciliter. Il peut également taper le mot via un clavier adapté, qui le conduit directement sur une liste d'images illustrant le mot qu'il vient de taper (via google image).

En plus des spécificités des élèves, nous avons veillé lors de la conception à ce que notre outil réponde aux critères heuristiques utilisés en ergonomie cognitive [15] [6]. Par

exemple, pour faciliter le guidage, nous avons travaillé sur les critères d'incitation (les étapes se succèdent les unes aux autres de manière linéaire pour ne pas laisser de choix de navigation aux élèves); de distinction entre items (alternance de couleurs et contrastes assez importants); de lisibilité (les images et les mots sont de taille assez grande pour en faciliter la distinction et la lecture); etc.



Fig. 5. Illustration des écrans disponibles sur la tablette.

3) L'outil destiné à l'enseignante

En parallèle, nous avons développé un site web à destination de l'enseignante. Ce site lui permet de définir les éléments qui seront visibles par l'élève sur la tablette. L'enseignante peut ainsi gérer les images, les mots et les sons qu'elle veut utiliser, et elle peut créer et modifier les sessions, (composées des quatre exercices vus précédemment) à son gré : définir les images à afficher dans les exercices de lecture d'images et d'association mots-images, associer un son à chacune des images (en prononçant le son à la vitesse adéquat, en épelant les syllabes correctement, etc.), définir les mots à afficher dans les exercices de lecture de mots et association mots-images; nommer les différentes sessions (lettre A, lettre O, etc.) et associer chaque session d'exercices à un niveau de difficulté, etc.

D. L'évaluation

Nous avons ciblé deux principales méthodes pour l'évaluation de l'outil: l'observation et le scénario d'usage, dont l'utilisation a été adaptée au contexte particulier de l'EREA. Par exemple, pour le déroulement des scénarios d'usage, nous avons veillé à paramétrer les exercices (dans le choix des images, des mots, etc.) de manière usuelle pour ne pas perturber les élèves. Le déroulement du scénario se fait de manière linéaire pour que l'élève n'ait pas à faire de choix et qu'il ne soit pas en position de stress. Nous apportons pour les deux méthodes une attention particulière dans l'accompagnement de l'élève pour le rassurer et qu'il ne se considère pas en situation d'évaluation. L'observation a, par exemple, pour objectif d'identifier le degré d'appropriation de l'outil par les élèves. A partir d'une grille d'analyse, un observateur identifie différents critères tels que les comportements des élèves (hésitation, demande d'aide, etc.), les attitudes (sourire, soupir, etc.) ou encore la verbalisation (expression, verbatim).

Nous avons élaboré deux prototypes qui ont ainsi été évalués auprès des enfants avec les méthodes d'observation et de scénario d'usage. L'évaluation de l'outil s'est déroulée en situation réelle : au sein d'une classe pendant une séance de cours, en présence de l'enseignante, pour conserver les conditions normales et ne pas déstabiliser les élèves. Les tests ont été réalisés auprès de deux ou trois élèves en fonction de leur disponibilité. L'objectif était de laisser les élèves interagir avec l'outil l'une après l'autre, en les accompagnant si besoin.

III. RESULTAS

Des améliorations ont été apportées au fur et à mesures des tests, notamment pour faciliter la lisibilité : accentuation du contraste, changement de police, alternance de couleurs, etc. Les élèves ont des déficiences visuelles assez importantes, l'alternance de couleur et le contraste proposés initialement n'étaient pas suffisants. Des fonctionnalités ont également été ajoutées pour accompagner davantage les élèves dans la réalisation des exercices et l'apprentissage de la lecture. Par exemple, un retour sonore est accessible sur l'ensemble des images et mots. Nous avons intégré une aide (via un bouton) à côté de chaque image (exercice lecture d'images) et mots (exercice lecture de mots) permettant à l'élève, si besoin, d'entendre la prononciation du mot, ce qui lui permet de se corriger lors de la lecture des ces éléments.

Une hiérarchisation des niveaux de difficultés (facile, moyen, difficile) à été mise en place de manière à ce qu'un élève qui a les capacités à réaliser un exercice de niveau facile (mais pas supérieur) fera une session complète (les quatre exercices successifs) de niveau facile; un élève qui a les capacités à réaliser un exercice de niveau moyen fera une session complète (les quatre exercices successifs) de niveau facile, puis une session complète du niveau moyen; un élève qui a les capacités à réaliser des exercices de niveau difficile fera une session complète de niveau facile, puis une session complète du niveau moyen et enfin une session complète de niveau difficile. L'attribution du niveau à chaque élève est réalisée par l'enseignante en fonction des capacités de chacun.

Les résultats du dernier prototype (Figure 5) sont très satisfaisants. Les élèves ont réussi à utiliser l'outil sans aucune difficulté et à faire l'ensemble des exercices sans aide extérieure : l'IHM est intuitive, avec une navigation guidée et de nombreux feedbacks et l'utilisation du support (la tablette) n'a pas posé de problème particulier. L'expression des élèves (sourire, etc.) et les verbatim identifiés lors des sessions d'observation ont mis en évidence qu'ils ont réellement

ressenti de la satisfaction lors de l'interaction avec l'outil et leur expérience utilisateur est très positive: l'acceptabilité de l'outil par les élèves est vraiment satisfaisante.

De manière générale, l'informatisation de ces sessions d'exercices permettra à chaque élève de travailler à son rythme : dans le cas de la lecture d'images ou de mots, l'élève a le temps dont il a besoin pour prononcer le mot sans que les élèves plus rapide ne le prononcent avant; Pour la lecture de mots, l'aide n'est affichée que sur demande de l'enfant; pour l'exercice d'association mots/images, l'élève à un retour de la part de l'outil pour lui indiquer si les réponses sont correctes ou non, ce qui lui permet de réaliser l'exercice sans attendre que l'enseignante vienne vérifier, etc. L'élève retrouve de l'autonomie dans son apprentissage et devient plus acteur dans la réalisation des exercices. Egalement, l'enseignante peut davantage se focaliser sur certains élèves plus en difficultés pendant que d'autres travaillent avec l'outil d'aide pédagogique. L'outil proposé apporte donc une réelle utilité pédagogique et joue un rôle important d'inclusion scolaire.

IV. Discussion

L'objectif de cette étude était de proposer un système d'aide pédagogique permettent de donner davantage d'autonomie aux enfants en situation de multihandicap dans le contexte d'apprentissage de la lecture. Les premiers résultats sont concluants puisque l'outil répond aux besoins et attentes des élèves et de l'enseignante. Le processus de conception itératif a permis d'adapter en permanence l'outil aux besoins des utilisateurs. Si on reprend le modèle de Dillon & Morris [8], nous avons fait en sorte que les conditions nécessaires pour une bonne acceptation de l'outil d'aide pédagogique par les enfants en situation de handicap soit remplies : un système utile, utilisable et bien perçu par les élèves. Comme ces auteurs le précisent, l'utilisabilité est un déterminant nécessaire mais insuffisant pour l'assurance d'un usage effectif, l'appréciation subjective de la technologie par les utilisateurs joue un rôle important pour son acceptabilité [8]. L'ensemble de ces facteurs a permis d'obtenir une intention d'usage de l'outil, et donc une bonne acceptabilité, par les élèves.

Pour la suite de cette étude, nous souhaitons intégrer à l'outil d'aide pédagogique l'ensemble de la méthode pédagogique mise en place par l'enseignante dans le cadre de l'apprentissage de la lecture, ainsi que d'autres contextes pédagogiques (tels que les mathématiques par exemple), pour que l'outil soit complet et puisse être utilisé de manière plus régulière. L'outil sera également testé auprès d'autres enfants de l'école. Dans le cadre de cette étude, l'enseignante a souligné à plusieurs reprises que l'utilisation d'un tel outil serait vraiment pertinente dans un contexte pédagogique normal, pour aider les enfants en difficultés scolaires et certains élèves porteurs de handicaps intégrés.

Il serait également intéressant et pertinent de tester la méthode de conception « systémique » (basée sur la conception centrée utilisateurs et le design universel) que nous avons mise en place auprès d'une autre population dite « fragile » (telle que les personnes âgées) et dans d'autres contextes (comme ceux des EHPAD) afin de valider sa transférabilité. Un des objectifs à plus long terme serait de proposer des approches et méthodes communes pour la conception et l'évaluation des technologies destinées aux personnes "fragiles".

References

[1] J. Cremadeills, M. Duhamel, J. Guely, R. Gauthier, and J. Ravat, "Analyse de l'organisation et du fonctionnement des établissements régionaux d'enseignement adapté (EREA)," 2002.

[2] B. Chabrol, *Handicaps de l'enfant*, vol. 21. Wolters Kluwer France, 2006.

[3] D. J. Mayhew, *The usability engineering lifecycle: a practitioner's handbook for user interface design*. ACM, 1999, pp. 147–148.

[4] Organisation Internationale de Normalisation, "ISO 9241-210: Ergonomics of human-system interaction - Part 210: Human-centered for interactive systems.," *International Organization for Standardization*, Geneva, Switzerland, 2010.

[5] Organisation Internationale de Normalisation, "ISO 13407: Human-Centered Design Processes for Interactives Systems," *International Organization for Standardization*, Geneva, Switzerland, 1999.

[6] N. Jacob and R. Mack, *Usability inspection methods*. 1994.

[7] Organisation Internationale de Normalisation, "ISO 16982: Ergonomics of human-system interaction - Usability methods supporting human-centerd design.," *International Organization for Standardization*, 2002.

[8] a. Dillon and M. Morris, "Power, Perception and Performance: From Usability Engineering to Technology Acceptance with the P3 Model of User Response," *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. Annu. Meet.*, vol. 43, no. 19, pp. 1017–1021, Sep. 1999.

[9] R. Mace, G. J. Hardie, and J. P. Place, *Accessibility environements: Toward Universal Design*. 1991.

[10] M. Story, J. Mueller, and R. Mace, "The Universal Design File: Designing for people of all ages and abilities," *Des. Res. Methods J.*, vol. 1, no. 1, 1998.

[11] V. Lespinet-Najib, B. Claverie, B. Le Blanc, and J.-M. André, "'Design universel et Accesiibilité : quels enjeux pour une société 'nouvelle" ?," in *4ème Colloque international "Jules Verne : sciences, crises et utopies,"* 2013.

[12] S. Choi, "Universal Design.," *Int. J. Divers. Organ. Communities Nations*, vol. 5, no. 6, pp. p. 116–124, 2006.

[13] J. M. Juran, "Pareto, Lorenz, Cournot, Bernoulli, Juran and Others," *Joseph M. Juran Crit. Eval. Bus. Manag.*, vol. 1, no. 4, p. 47, 2005.

[14] C. Belio, "Handicap, cognition et représentations.," 2012.

[15] J. M. C. Bastien and D. L. Scapin, "A validation of ergonomic criteria for the evaluation of human-computer interfaces," *Int. J. Human-Computer Interact.*, vol. 4, no. 2, pp. 183–196, 1992.

Les personnes aveugles précoces ont des capacités de mémoire de travail supérieures aux personnes voyantes,

C. Pigeon, C. Marin-Lamellet

Les Personnes Aveugles Précoces Ont des Capacités de Mémoire de Travail Supérieures aux Personnes Voyantes

Caroline Pigeon, Claude Marin-Lamellet
TS2 - LESCOT
IFSTTAR
Bron, France
Caroline.pigeon@ifsttar.fr

Abstract — L'objectif de cette étude était d'évaluer les capacités de mémoire de travail des personnes aveugles précoces. Des participants aveugles précoces et voyants ont réalisé une tâche de n-back auditive et un empan envers et endroit. Les résultats ont montré que les participants aveugles étaient plus rapides dans trois des quatre conditions du test de n-back, mais que leurs scores ne différaient pas significativement de celui des participants voyants. Alors que l'empan endroit des deux groupes était équivalent, les participants aveugles ont obtenu un empan envers significativement supérieur. Ces résultats suggèrent que les personnes aveugles précoces ont des capacités de mémoire de travail supérieures.

Mots clés — cécité ; mémoire de travail ; test de n-back auditif ; empan endroit/envers

I. INTRODUCTION

Le déplacement est l'une des activités les plus altérées par l'absence de vision. La vision est en effet la modalité sensorielle la plus utile pour le traitement de l'information spatiale. Tout d'abord, la vision permet un recueil des informations à propos de l'agencement spatial de façon simultanée (périphérique et fovéal), diminuant le montant d'information à maintenir en mémoire [1]. Selon [2], c'est ce caractère simultané qui confère à la vision son avantage dans l'encodage de l'information spatiale. Ensuite, la rapidité des mouvements oculaires permet le traitement rapide de nombreuses informations [1]. La localisation visuelle d'objets distants est plus précise que par l'audition et le toucher [3]. De plus, l'information visuelle apporte de meilleures modulations attentionnelles que les autres informations sensorielles : l'orientation du regard vers une localisation de l'espace entraine une orientation de l'attention à cet endroit [4].

La mémoire de travail est impliquée dans la réalisation de nombreuses tâches, telles que la compréhension, le raisonnement et l'apprentissage. Selon le modèle de mémoire de travail développé par [5], la mémoire de travail est composée d'un système exécutif central, qui contrôle deux systèmes esclaves, la boucle phonologique et le calepin visuo-spatial. Le système exécutif coordonne l'accès à l'information dans les autres sous-systèmes et en mémoire à long terme. La boucle phonologique permet le stockage temporaire de l'information verbale. Elle est composée du stock phonologique, un stock passif qui retient l'information verbale durant environ deux secondes, et de la boucle articulatoire, qui permet le maintien de l'information verbale dans la boucle phonologique par auto-répétition sub-vocale. Le calepin visuo-spatial permet le stockage temporaire de l'information visuo-spatiale. Il est impliqué dans la génération et la manipulation des images mentales. Plus récemment, [6] a ajouté un quatrième sous-système, le buffer épisodique, aussi contrôlé par le système central exécutif. Ce sous-système lie les informations issues de différentes sources en block. Référence [7] a proposé de modifier ce modèle afin de rendre compte du stockage et de la manipulation des informations tactiles ou olfactives, par exemple de l'information tactile durant la lecture de Braille par les personnes aveugles. Les auteurs suggèrent que la mémoire de travail est composée de sous-systèmes esclaves reliés aux différentes modalités (auditive, visuo-spatiale, tactuo-spatiale, olfactive, gustative et action), et ces sous-systèmes peuvent être plus ou moins développés en fonction de l'expérience. Cette hypothèse est basée sur une étude [8] qui a permis de montrer que des personnes aveugles avaient des performances supérieures à des personnes malvoyantes à une tâche de mémoire de travail tactile (avec des stimuli braille) et que la performance des personnes aveugles à la tâche tactile était similaire à celle de personnes voyantes à une tâche visuelle analogue.

Lors de ses activités quotidiennes, par exemple pendant ses déplacements, une personne aveugle traite des informations qui sont principalement issues des modalités auditives et haptiques, et qui sont donc séquentielles par nature. Les informations doivent être intégrées en mémoire de travail, puis manipulées pour construire une représentation

spatiale de l'environnement. La mémoire de travail des personnes aveugles a déjà été étudiée, principalement en modalité tactile. Par exemple, [9] ont comparé les performances de participants aveugles précoces et tardifs et voyants à des tests de n-back. Tous les participants ont été testés à l'aide d'une tâche tactile avec des lettres en relief, les participants aveugles avec une tâche supplémentaire composée de caractères Braille et les participants voyants avec une tâche visuelle additionnelle, composée de lettres présentées sur un écran d'ordinateur. Les résultats ont montré que les participants aveugles ont surpassé les participants voyants dans la tâche tactile composée de lettres en relief ; la performance des participants voyants à la tâche visuelle était supérieure à celle des participants aveugles à la tâche composée de lettres en relief mais ne différait pas de celle des participants aveugles à la tâche en Braille. Ainsi, la performance obtenue à un test de n-back semble reliée à la familiarité que les participants ont avec le matériel utilisé. Des chercheurs ont soumis à des participantes aveugles congénitaux et tardifs et des participants voyants une adaptation haptique du test des blocks de Corsi pour évaluer les empans spatiaux haptiques de mémoire de travail [10]. L'empan spatial endroit des participants aveugles tardifs était plus grand que celui des participants voyants ; la performance des participants aveugles précoces était intermédiaire. Néanmoins, la performance inférieure des participants voyants peut être expliquée par un manque de familiarité avec l'utilisation de la modalité tactile pour la perception spatiale. Pour l'empan envers, aucune différence entre les trois groupes n'a été trouvé. Les résultats obtenus dans ces deux études ([9] et [10]) sont difficilement interprétables, puisque les personnes aveugles sont comparées à des personnes voyantes sur des tests comportant des stimuli différents ou avec les mêmes stimuli mais moins familiers pour un groupe (les stimuli tactiles pour le groupe voyant). Il paraît ainsi important d'utiliser un matériel identique, et que les différents groupes testés ont avec ce matériel un niveau de familiarité similaire pour comparer la mémoire de travail des personnes aveugles à celle des personnes voyantes.

L'objectif de l'étude dans cet article était de comparer la performance de personnes aveugles précoces à celle de personnes voyantes à des tâches impliquant la mémoire de travail, composées de stimuli identiques pour les deux groupes (contrairement à [9]) et familier pour les deux groupes (contrairement à [10], la perception haptique étant très peu utilisée par les personnes voyantes). Les participants de l'étude ont donc été évalués sur des tâches en modalité auditive. L'hypothèse testée était que les performances aux tests impliquant la mémoire de travail des participants aveugles seraient supérieures à celles des participants contrôles.

II. METHODE

A. *Participants*

Quatorze personnes aveugles précoces (10 femmes and 4 hommes) âgées de 27 à 52 (âge moyen = 35 ans, SD (écart type) = 8.6) vingt-trois personnes voyantes (15 femmes and 8 hommes) âgées de 22 à 50 (âge moyen = 31 ans, SD = 8.2) ont participés à l'étude. Les participants aveugles n'avaient pas de vision résiduelle ou une seule perception de la lumière, et aucune autre atteinte neurologique ou sensori-motrice. Seuls trois participants aveugles ne l'étaient pas depuis la naissance, mais sont devenus aveugles à l'âge de trois, cinq et six ans. La cécité des participants était liée à des étiologies variées. Les participants aveugles sont capables de se déplacer de façon indépendante hors de chez eux à l'aide d'une canne blanche (11) ou d'un chien guide (3). Six sous-tests de la portion verbale de la Wechsler Adult Intelligence Scale - Revised (WAIS-R, [11], [12]) ont été utilisés pour determiner que le fonctionnement intellectuel des deux groupes était similaire ($t(0.863) = 2,35$, $p = 0.399$). Bien que cette portion n'évalue que le quotient intellectuel (QI) verbal, ce test est le seul disponible pour évaluer le fonctionnement intellectuel des personnes avec déficience visuelle. Cette portion verbale était appropriée pour l'évaluation des personnes aveugles et fournit un QI verbal qui corrèle à 0.95 avec le QI acquis à l'aide de l'échelle totale [13]. Les temps de réaction des groupes ont aussi été comparés. Un test de temps de réponse simple a permis de montrer que les groupes avaient une rapidité équivalente ($t(0.31) = 2,35$, $p = 0.976$). Les participants voyants ont eu les yeux bandés durant le test afin que tous les participants soient dans la même condition et d'empêcher l'interférence liée à des distractions visuelle sur le traitement des stimuli de la tâche pour les participants voyants. Les participants ont fourni un consentement informé signé avant l'expérimentation.

B. *Procédure et matériel*

Le test de n-back a été programmé avec le logiciel SuperLab Pro (version 2.0.4). La programmation des tests, la présentation des stimuli et l'enregistrement des réponses et temps de réponse ont été réalisés sur un ordinateur portable Dell Latitude D620.

Le test de n-back est utilisé pour tester la mémoire de travail, particulièrement les processus de mise à jour [14]. Des consonnes sont présentées une par une. L'intervalle interstimuli était de 1500 ms (milliseconde). Chaque séquence est composée de 60 stimuli auditifs, dont dix cibles. Il y a quatre conditions (0, 1, 2 et 3-back) qui diffèrent en fonction du niveau de difficulté impliqué. Dans la condition 0-back, le participant doit répondre à chaque fois qu'une consonne cible est présentée, en condition 1-back, il doit répondre quand une

consonne est identique à la précédente, en condition 2-back, quand la consonne est identique à celle placée avant la consonne précédente, et en condition 3-back, il doit répondre quand la consonne est la même que celle présentée trois consonnes plus tôt. Le participant a eu pour consigne de répondre en appuyant sur la barre espace d'un clavier avec l'index de sa main dominante le plus rapidement possible. Lorsque la touche était pressée après 200 ms après l'apparition du stimulus cible et avant l'apparition du stimulus suivant, la réponse était considérée comme correcte, la pression de la touche à n'importe quel autre moment était enregistrée comme fausse alarme. Les variables dépendantes étaient le nombre de réponses correctes ainsi que les temps de réponse.

Le test Mémoire des chiffres (WAIS-R, [11], [12]) est composé de deux sous-tests, l'empan endroit et l'empan envers. Dans ces sous-tests, des séquences de chiffres sont présentées auditivement, le nombre de chiffres augmente graduellement jusqu'à ce que le participant échoue à deux séquences consécutives. Pour l'empan endroit, le participant doit répéter la séquence dans le même ordre de présentation ; pour l'empan envers, il doit répéter la séquence dans l'ordre inverse. Les variables dépendantes étaient l'empan endroit et l'empan envers (le nombre maximum d'items répété sans erreur) et la note standard âge. La note standard âge est obtenue en ajoutant les scores des deux conditions et en pondérant ce score en fonction la classe d'âge du participant selon un tableau fourni dans le manuel [12], ce qui permet de comparer des personnes d'âges divers en s'affranchissant des effets de l'âge sur la performance.

III. RÉSULTATS

Les données (scores et/ou temps de réponse) ont été analysées avec un test de Student pour comparer les performances des deux groupes (groupe aveugle précoce et groupe voyant). Pour évaluer certaines données de la Mémoire des chiffres, une ANOVA à mesures répétées suivant le plan expérimental 2 groupes (facteurs inter sujet : groupe aveugle et voyant) X 2 conditions (facteurs intra sujet : empan endroit et empan envers) a été effectuée ; et pour le test de n-back, une ANOVA à mesures répétées suivant le plan expérimental 2 groupes (facteurs inter sujet : groupe aveugle et voyant) X 4 conditions (facteurs intra sujets : condition 0-back, 1-back, 2-back et 3-back) a été effectuée. Lorsque les variances n'étaient pas homogènes (en utilisant le test de Mauchly), la correction de Greenhouse-Geisser a été utilisée. Conditionné sur les valeurs significatives de *F*, le test LSD (Least Significant Difference) de Fisher a été utilisé pour les analyses post hoc. Le niveau de significativité utilisé pour toutes les statistiques était $p < 0.05$. Les moyennes et écart-types pour chaque mesure de performance des groupes et les valeurs statistiques pour les comparaisons de performance réalisées avec le test de Student sont présentés dans la Table 1.

Test de N-Back. Une ANOVA à deux facteurs sur les scores a révélé un effet significatif de la condition ($F(3, 146) = 124.127$, $p = 0.000$). Les analyses post hoc montrent que les scores de la condition 0-back ne différaient pas significativement de ceux obtenus en condition 1-back ($p = 1.000$), mais étaient significativement plus élevés que ceux obtenus dans les conditions 2 et 3-back ($p = 0.000$), les scores obtenus en condition 1-back étaient plus élevés que ceux obtenus en condition 2 et 3-back ($p = 0.000$), et les scores obtenus en condition 2-back étaient plus élevés que ceux obtenus en condition 3-back ($p = 0.000$). L'analyse n'a pas révélé d'effet du groupe significatif ($F(1, 146) = 2.950$, $p = 0.095$), ni d'effet d'interaction entre le groupe et la condition ($F(3,146) = 1.353$, $p = 0.265$).

Les différences de score entre les groupes ont été étudiées séparément pour chaque condition avec un test de Student. Les analyses n'ont pas révélé de différences significatives entre les deux groupes pour la condition 0-back ($t(2.643) = 1, 35$, $p = 0.443$), 1-back ($t(2.643) = 1, 35$, $p = 0.443$), 2-back ($t(1.327) = 1, 35$, $p = 0.193$), ou 3-back ($t(1.480) = 1, 35$, $p = 0.148$).

Une ANOVA à deux facteurs sur les temps de réponse a montré un effet significatif de la condition ($F(3, 146) = 105.568$, $p = 0.000$). Les analyses post hoc ont montré que les temps de réponse en condition 1-back étaient significativement plus courts que ceux obtenus en condition 1-back ($p = 0.012$), les temps de réponses obtenus en condition 1-back étaient significativement plus courts que ceux obtenus en condition 2-back ($p = 0.000$), et les temps de réponse obtenus en condition 2-back étaient significativement plus courts que ceux obtenus en condition 3-back ($p = 0.000$). De plus, l'analyse a révélé un effet significatif du groupe ($F(1, 146) = 19.749$, $p = 0.000$), les participants aveugles ont été significativement plus rapides que les participants voyants. Un effet d'interaction entre le groupe et la condition a également été trouvé ($F(3, 146) = 3.646$, $p = 0.022$).

Les différences de temps de réponse entre les groupes pour chaque condition ont été étudiées séparément avec un test de Student. Les analyses n'ont pas révélé de différence significative entre les deux groupes pour la condition 0-back ($t(-1.636) = 1, 35$, $p = 0.111$), mais ont montré que les participants aveugles ont été plus rapides que les participants voyants dans la condition 1-back ($t(-3.153) = 1, 35$, $p = 0.003$), 2-back ($t(-3.867) = 1, 35$, $p = 0.000$) et 3-back ($t(-4.019) = 1, 35$, $p = 0.000$).

Tous les résultats significatifs obtenus précédemment avec les statistiques paramétriques ont été confirmé avec des tests non paramétriques.

Mémoire des chiffres. Une ANOVA à deux facteurs sur les empans a montré un effet significatif

de la condition ($F(1, 72) = 52.358$, $p = 0.000$), (confirmé avec un test statistique non paramétrique), l'empan endroit était plus grand que l'empan envers. Pas d'effet du groupe ($F(1, 72) = 2.554$, $p = 0.119$) et pas d'effet d'interaction entre le groupe et la condition n'a été trouvé ($F(1, 72) = 1.373$, $p = 0.249$).

Les différences entre les groupes pour les deux empans ainsi que pour la note standard ont été analysées séparément à l'aide d'un test de Student. Les analyses n'ont pas révélé de différence significative entre les deux groupes pour l'empan endroit ($t(0.738) = 1, 35$, $p = 0.470$), mais ont montré que les participants aveugles ont obtenu un empan envers plus grand que les participants contrôles ($t(2.052) = 1, 35$, $p = 0.048$) (résultat non confirmé par le test paramétrique). Pour la note standard âge, l'analyse a montré une différence qui tend à être significative ($t(2.073) = 1, 35$, $p = 0.053$).

IV. Discussion

L'objectif principal de cette étude était de comparer la mémoire de travail de personnes aveugles précoces à celle de personnes voyantes en utilisant des tests identiques et dans une modalité sensorielle familière pour les deux groupes. L'hypothèse était que les participants aveugles précoces auraient de meilleures performances que les participants voyants à des tests impliquant la mémoire de travail.

Les participants aveugles ont été plus rapides que les participants voyants dans les conditions 1, 2 et 3-back, mais aucune différence entre les scores obtenus par les deux groupes dans les quatre conditions du test de n-back n'ait été trouvée.

L'absence de différence entre les deux groupes pour la condition 0-back n'est pas surprenante, puisque cette condition peut être considérée comme une condition contrôle. En effet, elle n'implique pas la mémoire de travail, mais requiert juste la détection d'un stimulus particulier. Ces résultats sont en accord avec ceux obtenus à la tâche de temps de réponses simples, qui ont montré que les deux groupes avaient une rapidité équivalente, et supporte le fait que les différences en faveur des participants aveugles trouvées dans les autres conditions ne sont pas liées à une meilleure familiarité pour le traitement auditif.

Un effet de la condition a été trouvé, pour les scores (à l'exception des conditions 0 et 1-back, où les scores obtenus sont similaires) et pour les temps de réponse.

Cela indique que la performance (score et rapidité) des participants diminue lorsque le niveau de difficulté augmente. Un effet d'interaction groupe * condition a été trouvé pour les temps de réaction. Les temps de réaction s'allongent lorsque la difficulté augmente, mais pas de la même façon pour les deux groupes, les participants voyants sont plus atteints par l'augmentation de la difficulté que les participants aveugles.

Le fait que les temps de réponse soient plus discriminants que les scores a déjà été observé dans d'autres études. Par exemple, [15] ont montré que les personnes aveugles précoces avaient une attention spatiale sélective et divisée supérieure aux personnes voyantes en observant des différences entre les deux groupes en termes de rapidité mais non au niveau du nombre de réponses correctes.

Les tests de n-back utilisés par [9] ne leur ont pas permis de conclure que les personnes aveugles avaient de meilleures performances que les personnes voyantes ; le test de la présente étude le permet, puisque tous les participants ont été comparé avec les mêmes stimuli et avaient la même familiarité avec ces stimuli.

Ces résultats ne sont pas en accord avec ceux de [16] qui ont trouvé que les personnes aveugles congénitales avaient un empan endroit plus grand que les personnes voyantes mais un empan envers équivalent. Plusieurs facteurs peuvent expliquer ces divergences. Il y a, dans les données de la présente étude, un effet plafond seulement pour les participants aveugles (6 participants pour l'empan endroit, 3 pour l'envers). Ainsi, les empans obtenus ici ne rendent pas réellement compte du nombre moyen d'items que les participants aveugles sont capables de récupérer en mémoire de travail ; ce nombre d'items aurait pu être plus grand avec un test d'empan plus long. En outre, malgré la présence d'un effet plafond dans la présente étude (absent dans l'étude de [16]), l'empan endroit moyen des participants aveugles est 1 point plus bas que celui obtenu par [16] (8.1, S.E.M = 0.2), suggérant une plus grande homogénéité dans la performance de leurs participants que celle des nôtres. De plus, nos participants étaient un peu plus âgés que ceux de [16] (35, SD = 8.6 versus 31.8, SD = 2), avec une plus grande variabilité de l'âge dans notre groupe ; alors que les performances d'empans sont connues pour décliner avec l'augmentation de l'âge, et cela même à partir de 20 ans [17].

Le test de n-back implique de lier, maintenir, mettre à jour puis délier les items en fonction de leur position temporelle [14], processus supporté par le système central exécutif. L'empan endroit implique la boucle phonologique [6] car il requiert un stockage temporaire passif, alors que l'empan envers mobilise plus le système central exécutif, puisqu'il requiert la manipulation de l'information durant le stockage temporaire [18].

Pris ensemble, les résultats de cette étude démontrent que les personnes aveugles précoces ont de meilleures capacités de mémoire de travail que les personnes voyantes, en particulier les capacités du système central exécutif.

TABLE I. MOYENNES, ECART-TYPE (SD) DE CHAQUE GROUPE ET VALEUR STATISTIQUE POUR CHAQUE COMPARAISON DE GROUPE

Test	Variable	Moyenne (SD) Aveugle n = 14	Moyenne (SD) Voyants n = 23	*t*	*p*
N-back test auditif	0-back score	10.0 (0.0)	9.9 (0.2)	2.643	0.443
	1-back score	10.0 (0.0)	9.9 (0.2)	2.643	0.443
	2-back score	9.0 (1.6)	8.2 (1.8)	1.327	0.193
	3-back score	6.1 (1.6)	5.3 (1.5)	1.480	0.148
	0-back temps de réponse (ms)	520.1 (69.5)	585.0 (137.5)	-1.636	0.111
	1-back temps de réponse (ms)	558.8 (50.1)	634.6 (96.0)	-3.153	**0.003**
	2-back temps de réponse (ms)	681.9 (91.5)	838.0 (132.7)	-3.867	**0.000**
	3-back temps de réponse (ms)	824.0 (114.1)	1017.5 (138.6)	-4.019	**0.000**
Mémoire des chiffres	Empan endroit	7.1 (1.9)	6.7 (1.1)	0.738	0.470
	Empan envers	5.9 (1.5)	5.0 (1.1)	2.052	**0.048**
	Note standard âge	15.0 (3.8)	12.7 (2.0)	2.073	0.053

Parmi le groupe des personnes aveugles précoces, trois personnes inclues ont perdu la vision à l'âge de trois, cinq et six ans. L'âge critère déterminant la désignation d'une personne aveugle comme étant précoce ou tardive varie en fonction des chercheurs. Classiquement, l'âge seuil est celui de trois ans [1]. Dans cette étude, trois personnes ont été inclues alors qu'elles avaient perdu la vue après cet âge seuil car avant d'être aveugles, elles furent toutes trois malvoyantes. Ainsi, puisqu'elles ont réalisé la quasi-totalité de leurs déplacements piétons sans vision ou avec une vision atteinte, nous pouvons considérer que les effets du déplacement sur la mémoire de travail sont similaires à ceux observés chez les personnes qui ont perdu la vue avant l'âge de trois ans.

L'absence de vision nécessite une mobilisation constante de la mémoire de travail, pour le traitement des informations issues des sens résiduels. C'est la réalisation d'activités quotidiennes sans voir, comme le déplacement piéton, qui pourrait apporter à nos participants une mémoire de travail plus développée. Ainsi, on peut se demander si les résultats obtenus ici peuvent être étendus à la population globale des personnes aveugles, comme par exemple aux personnes aveugles tardives, qui ont par le passé utilisé le canal visuel et ont par conséquent déjà construit des représentations spatiales d'une façon simultanée. De plus, les participants aveugles testés ici étaient tous capables de se déplacer de façon autonome. Néanmoins, [19] estiment que 29 % des personnes avec déficience visuelle (incluant les personnes aveugles et malvoyantes) ne sortent pas seules hors de chez elles. Il est possible que les personnes aveugles sans mobilité indépendante aient des capacités de mémoire de travail inférieures à celles des personnes aveugles qui se déplacent avec efficience. Si c'est le cas, entrainer la mémoire de travail pourrait être une solution pour développer une mobilité indépendante. L'utilisation de programmes d'entraînement pour améliorer la mobilité des personnes avec déficience visuelle a déjà été explorée, en particulier les entraînement basés sur les environnements virtuels [20]. Cependant, l'utilisation d'entraînement cognitif conçu pour améliorer la mobilité des personnes aveugles ne semble pas avoir été envisagée ; alors que l'entraînement cognitif est utilisé chez des populations variées, pour améliorer la réalisation de différentes activités quotidiennes. Par exemple, l'entraînement cognitif a déjà été utilisé pour améliorer la conduite automobile des personnes âgées [21]. Cette question mérite d'être investiguée, notamment pour savoir si l'augmentation des capacités de mémoire de travail des personnes aveugles serait transférable à l'activité de déplacement. Ainsi, cette étude ouvre la voie à des applications concrètes qui pourraient améliorer la mobilité des personnes aveugles.

Par ailleurs, le test de n-back conçu pour cette étude peut être d'une grande utilité pour les neuropsychologues qui déplorent la rareté de tests neuropsychologiques disponibles pour évaluer le fonctionnement cognitif des personnes avec atteinte visuelle.

REMERCIEMENTS

Nous remercions tous les volontaires et les associations "Fédération des Aveugles et Handicapés Visuels de France", "Association Valentin Haüy de Marseille" et "Association Valentin Haüy de Grenoble" pour leur collaboration.

REFERENCES

[1] C. Thinus-Blanc et F. Gaunet, « Representation of space in blind persons: Vision as a spatial sense? », *Psychological Bulletin*, vol. 121, nº 1, p. 20‑42, 1997.

[2] F. Ruotolo, G. Ruggiero, M. Vinciguerra, et T. Iachini, « Sequential vs simultaneous encoding of spatial information: A comparison between the blind and the sighted », *Acta Psychologica*, vol. 139, p. 382‑389, 2012.

[3] E. Gentaz, Y. Hatwell, « Le traitement haptique des propriétés spatiales et matérielles des objets », *Toucher pour connaître. Paris: PUF*, p. 129–162, 2000.

[4] P. L. Smith, R. Ratcliff, et B. J. Wolfgang, « Attention orienting and the time course of perceptual decisions: response time distributions with masked and unmasked displays », *Vision Research*, vol. 44, p. 1297‑1320, 2004.

[5] A. Baddeley, « Working memory », *Science*, vol. 255, nº 5044, p. 556–559, 1992.

[6] A. Baddeley, « The episodic buffer: a new component of working memory? », *Trends in cognitive sciences*, vol. 4, nº 11, p. 417–423, 2000.

[7] H. Cohen, P. Scherzer, R. Viau, P. Voss, et F. Lepore, « Working memory for braille is shaped by experience », *Communicative & Integrative Biology*, vol. 4, p. 227‑229, 2011.

[8] H. Cohen, P. Voss, F. Lepore, et P. Scherzer, « The Nature of Working Memory for Braille », *PLOS ONE*, vol. 5, 2010.

[9] I. Bliss, T. Kujala, et H. Hämäläinen, « Comparison of blind and sighted participants' performance in a letter recognition working memory task », *Cognitive Brain Research*, vol. 18, p. 273‑277, 2004.

[10] G. Ruggiero et T. Iachini, « The Role of Vision in the Corsi Block-Tapping Task: Evidence From Blind and Sighted People », *Neuropsychology*, vol. 24, p. 674‑679, 2010.

[11] D. Wechsler, « Manual for the Wechsler Adult Intelligence Scale. », 1955.

[12] D. Wechsler, *WAIS-R manual: Wechsler adult intelligence scale-revised*. Psychological Corporation, 1981.

[13] J. R. Price, G. R. Mount, et E. A. Coles, « Evaluating the Visually Impaired Neuropsychological Technique », *Journal of Visual Impairment and Blindness*, vol. 48, p. 28‑30, 1987.

[14] F. Schmiedek, A. Hildebrandt, M. Lövdén, O. Wilhelm, et U. Lindenberger, « Complex span versus updating tasks of working memory: The gap is not that deep. », *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, vol. 35, nº 4, p. 1089, 2009.

[15] O. Collignon, L. Renier, R. Bruyer, D. Tranduy, et C. Veraart, « Improved selective and divided spatial attention in early blind subjects », *Brain Research*, vol. 1075, p. 175‑182, 2006.

[16] A. Rokem et M. Ahissar, « Interaction of cognitive and auditory abilities in congenitally blind individuals », *Neuropsychologia*, vol. 47, p. 843‑848, 2009.

[17] R. L. Hester, G. J. Kinsella, et B. Ong, « Effect of age on forward and backward span tasks », *Journal of the International Neuropsychological Society*, vol. 10, nº 4, p. 475–481, 2004.

[18] M. D. Lezak, *Neuropsychological assessment*. New York: Oxford University Press, 1995.

[19] M.-S. Sander, M.-C. Bournot, F. Lelièvre, et A. Tallec, « La population en situation de handicap visuel en France. Importance, caractéristiques, incapacités fonctionnelles et difficultés sociales », 2005.

[20] L. B. Merabet, E. C. Connors, M. A. Halko, et J. Sanchez, « Teaching the Blind to Find Their Way by Playing Video Games », *PLOS ONE*, vol. 7, p. 1‑6, 2012.

[21] R. D. Seidler, J. A. Bernard, M. Buschkuehl, S. Jaeggi, J. Jonides, et J. Humfleet, « Cognitive training as an intervention to improve driving ability in the older adult », 2010.

Compensation du handicap lié à la presbyacousie : comment optimiser la prise en charge du patient âgé malentendant ?,

S. Leusie, X. Perrot, D. Aubel, L. Vergnon

Compensation du handicap lié à la presbyacousie : comment optimiser la prise en charge du patient âgé malentendant ?

Séverine Leusie
CRNL, Inserm U1028 - UMR 5292 – Université Lyon 1
& GRAP*santé*
Lyon & Eaubonne-Montmorency, France
sleusie@grapsante.org

David Aubel
GRAP*santé*
Eaubonne-Montmorency, France

Xavier Perrot
Hospices civils de Lyon – Université Lyon 1 – CRNL
Service d'Audiologie et Explorations Orofaciales - Centre Hospitalier Lyon Sud
Pierre-Bénite, France

Laurent Vergnon
GRAP*santé*
Eaubonne-Montmorency, France

***Résumé* — Les troubles auditifs liés à l'âge –désignés sous le terme générique de « presbyacousie »– sont à l'origine d'un trouble de la communication orale qui, en limitant les stimulations perceptivo-cognitives des sujets âgés malentendants, favoriserait l'émergence de troubles psychologiques et cognitifs, entre autres complications. La presbyacousie est un handicap qui entraine une réelle perte d'autonomie, puisqu'elle prive le patient d'une communication efficace. Le traitement actuel consiste à compenser la perte auditive par le port de deux aides auditives, mais plusieurs études montrent que beaucoup de malentendants appareillés ne portent pas leurs appareils. Une des raisons principales est le manque de bénéfice ressenti de l'appareillage auditif. En effet, la presbyacousie, qui entraîne également des distorsions perceptives, ne peut pas être uniquement compensée par les aides auditives. Nous souhaitons donc exposer les limites de cette prise en charge unimodale et proposer des solutions plus adaptées.**

Mots-clés— appareillage auditif, réseau de soins, communication, éducation thérapeutique de l'aidant, presbyacousie, rééducation audio-verbale, réhabilitation audioprothétique

I. INTRODUCTION

La presbyacousie est une surdité de perception qualifiée de neurosensorielle, qui évolue lentement et devient patente à partir de 55-60 ans [1, 2]. Ce phénomène évolutif d'hypoacousie s'amplifie avec l'âge et est considérablement aggravé par les traumatismes sonores, l'usage de médicaments ototoxiques [3] et très probablement des facteurs génétiques [4, 5].

Si elle n'est pas traitée suffisamment tôt, la presbyacousie peut avoir des conséquences délétères sur la qualité de vie et venir perturber l'équilibre psychologique et social du patient [6]. Son installation insidieuse fait que le patient ne se rend pas compte de sa perte auditive, ce qui peut entrainer un isolement, une dépression, des troubles de l'humeur et des troubles cognitifs [7].

Les études du GRAP*santé* (2007) et de Lin (2011) [8, 9] ont permis d'identifier les troubles auditifs liés à l'âge comme un facteur de risque indépendant de dégradation cognitive chez les sujets âgés. La presbyacousie est en fait à l'origine de troubles de la communication orale qui, en limitant les stimulations perceptivo-cognitives des sujets âgés malentendants, favoriserait l'émergence de troubles cognitifs par désafférentation auditive [10]. Ainsi, d'après les résultats de l'étude *AcouDem* [8], le risque de développer des troubles cognitifs serait multiplié par 2,5 chez les patients atteints de troubles auditifs avec gêne sociale.

Ces données justifient la nécessité de proposer le port précoce de deux aides auditives qui constitue le seul traitement efficace à l'heure actuelle [11]. Mais en réalité il s'avère que beaucoup de patients appareillés ne portent pas leurs aides auditives [12]. Les principales raisons sont dues à leur inconfort, aux difficultés de manipulation, au coût de l'entretien et surtout au manque d'efficience. Nombreux sont en effet les patients presbyacousiques appareillés insatisfaits du rendement de leurs aides auditives, qu'ils abandonnent alors. L'étude de la physiologie de la presbyacousie et de ses conséquences nous permet de comprendre cet état de fait et de proposer des solutions.

II. LES DIFFICULTES RENCONTREES

A. *Données physiologiques*

Le problème majeur du presbyacousique est qu'il entend mais ne comprend pas. Du point de vue physiologique, cela s'explique par une atteinte des cellules ciliées externes de la cochlée qui prédomine à la base, zone de codage des fréquences aiguës. Ces fréquences aiguës sont extrêmement importantes dans la communication, car 60% des éléments

pertinents pour la reconnaissance de la parole sont situés dans la zone fréquentielle supérieure à 1000Hz [13].

Ces cellules neurosensorielles situées dans l'organe de Corti sont très fragiles et n'ont pas la faculté de se restaurer ou de se renouveler. De ce fait, lorsqu'elles sont lésées, des distorsions apparaissent, sans possibilité de réparation [1]. Au début, le patient compense très bien ces déformations perceptives, mais plus la surdité évolue, plus il est difficile de les compenser. Il y a une discordance entre la forme sonore en mémoire et la forme perçue, ce qui crée des confusions pour la compréhension d'un message oral [14]. Aucun traitement curatif de la presbyacousie n'existant à l'heure actuelle, la réhabilitation consiste à compenser deux ordres de troubles : la perte d'audibilité –corrigée par l'amplification fournie par l'appareillage auditif, et les distorsions supraliminaires – compensées par le travail de rééducation auditive proposé par l'orthophoniste [14]. Lorsque les cellules ciliées externes sont « malades », les aides auditives peuvent les « remettre en action ». Mais lorsqu'elles sont mortes, elles n'ont plus aucun effet. Or, l'inertie de certaines zones de la cochlée est très fréquente dans la presbyacousie [15], même si l'audiogramme tonal standard ne permet pas de les repérer. De plus, les aides auditives ne sont pas suffisamment précises pour attribuer autant de canaux de réglages qu'il y a de cellules auditives. Ces quelques zones déficitaires et non « réactivables » par l'appareillage auditif accentuent le déficit de compréhension, à l'origine d'une gêne sociale persistante. Par ailleurs, si les aides auditives peuvent donner satisfaction au début de l'appareillage, la dégradation inéluctable de l'audition rendra tôt ou tard les appareils auditifs insuffisants, et il est donc indispensable de suppléer à ce déficit progressif [16]. Il est aussi important de bien comprendre dans quel état d'esprit se trouve le malentendant.

B. *L'état d'esprit du presbyacousique*

Le profil du presbyacousique est à appréhender dès le début de la prise en charge. Avant la preuve audiométrique de sa surdité, le patient est dans le déni. Il impute ses difficultés de compréhension aux interlocuteurs. Pour lui, ils parlent trop vite ou articulent de plus en plus mal. Sa surdité peut même le rendre agressif dans ces situations, car il lui faut davantage d'intensité pour comprendre mais sans excès pour éviter d'atteindre son seuil douloureux.

Au moment du diagnostic, souvent tardif, les contraintes liées à l'appareillage auditif (coût, esthétique, confort, idées reçues…) retardent considérablement le traitement. Or, l'appareillage précoce, outre l'adhésion du patient, est une condition essentielle pour une réhabilitation efficace [17].

Enfin, une fois appareillé, le presbyacousique est souvent déçu et insatisfait du résultat. Il finit par abandonner l'idée de mieux entendre, délaisse ses aides auditives, s'isole et sombre dans la dépression [12].

L'apport technologique seul dans la réhabilitation du presbyacousique ne parait donc pas suffisant, bien qu'il soit indispensable. Une prise en charge plus précoce par une équipe pluridisciplinaire permettrait de contourner les difficultés actuelles liées à la presbyacousie, d'autant plus qu'elles ont des répercussions socio-économiques importantes, mais évitables.

C. *Données socio-économiques*

D'un point de vue économique, bien que le coût des appareils soit élevé, il est bien moindre comparé à celui que les complications de cette surdité entraine. En effet, la démence, les troubles de l'humeur, la dépression et l'isolement de la personne âgée coûtent très cher à la société. Les psychotropes par exemple n'ont pas d'efficacité face à une dépression réactionnelle liée aux troubles de l'audition [18]. Malheureusement, les cas de personnes âgées sourdes sous anxiolytiques ou antidépresseurs ne sont pas rares en maison de retraite... Ainsi, on suppose qu'en prévenant les conséquences délétères de la désafférentation auditive, grâce à un dépistage et une réhabilitation précoce, on pourrait éviter des dépenses importantes en matière de santé publique [19]. Par exemple, en permettant aux presbyacousiques d'entendre et de retrouver une communication satisfaisante, on pourrait retarder l'âge d'entrée en maison de retraite et réduire les dépenses faites pour les soins de patients âgés malentendants dépendants, dont certains souffrent de troubles cognitifs associés [10]. Il existe pourtant des solutions pour améliorer la prise en charge du patient presbyacousique.

III. LES SOLUTIONS PROPOSEES

Face aux graves conséquences de la presbyacousie, un dépistage précoce par l'acoumétrie vocale, la création de circuits de l'audition, la réhabilitation audio-verbale et la formation d'un aidant du presbyacousique nous semblent des solutions permettant de répondre aux besoins des patients et de prévenir les complications induites [20].

A. *Le dépistage précoce grâce à l'acoumétrie vocale*

Le diagnostic de presbyacousie est trop tardif et c'est généralement contraint et forcé par l'entourage que le presbyacousique consulte un ORL. A ce stade, la perte est déjà bien avancée. Ce délai va rendre l'adaptation aux aides auditives plus difficile et la rééducation auditive bien plus laborieuse.

Pour que le dépistage soit le plus précoce possible, le GRAP*santé* (Groupe de Recherche Alzheimer Presbyacousie Santé) recommande aux médecins généralistes et gériatres de pratiquer une acoumétrie vocale à voix chuchotée à chaque consultation d'un patient âgé de plus de 60 ans. Ce test à la voix est un outil très sensible, pratique et fiable (Tableau I) qui permet de repérer facilement un trouble auditif. Le but de ce dépistage est d'adresser le patient à l'ORL dès le début clinique de la maladie [21]. Le médecin généraliste ou le gériatre devient donc l'initiateur d'un circuit de l'audition que va suivre le patient.

TABLEAU I. VALEUR INFORMATIONNELLE DE L'ACOUMETRIE VOCALE A VOIX CHUCHOTEE (PAR RAPPORT A L'AUDIOMETRIE TONALE LIMINAIRE), DANS UNE POPULATION DE SUJETS AGES INSTITUTIONNALISES

	Résultats							
SEUILS	RESULTATS	AT Pathol.	AT Norm.	Sen %	Spe %	VPP %	VPN %	Prev %
STM* ≥ 21 dB HL SVC** < 75 %	AV patho. AV norm.	183 0	14 10	100	41,7	92,8	100	88,4
STM* ≥ 15 dB HL SVC** < 75 %	AV patho. AV norm.	196 0	1 10	100	91	99,5	100	94,7
STM* ≥ 30 dB HL SVC** < 75 %	AV patho. AV norm.	163 0	34 10	100	22,7	82,7	100	78,7

*STM : seuil tonal moyen - **SVC = seuil voix chuchotée – Prev : prévalence de la surdité
Sen = sensibilité – Spe = spécificité - VPP : valeur prédictive – VPN = valeur prédictive négative

B. *Le circuit de l'audition*

Les problèmes rencontrés autour des troubles de l'audition de la personne âgée sont tels qu'ils ne peuvent pas être résolus par chaque praticien, s'il agit seul. En revanche, si sa pratique s'inscrit dans un réseau de soins, comme le circuit de l'audition, tous les espoirs sont possibles pour le presbyacousique. Le presbyacousique ayant souvent des difficultés à reconnaitre sa surdité, à se décider à acheter des aides auditives et à se discipliner concernant le port et les réglages, s'il n'est pas suivi régulièrement et par les différents acteurs du circuit de l'audition, le risque d'échec de la prise en charge, à court ou moyen terme, est important [22].

Centré autour du patient, ce circuit de l'audition comprend 5 protagonistes indispensables :

- Le gériatre (ou le généraliste) dépiste la surdité et suit l'évolution de son patient.
- L'ORL effectue les examens audiométriques, pose le diagnostic et indique l'appareillage auditif et la rééducation orthophonique.
- L'audioprothésiste réalise ensuite une adaptation individuelle des appareils auditifs prescrits par l'ORL à l'audition du patient. Après plusieurs réglages, le bénéfice est en théorie évident. En pratique, il persiste très fréquemment des difficultés de compréhension chez les presbyacousiques, notamment en condition bruitée ou concurrentielle. L'importance de la perte auditive n'est pas forcément proportionnelle aux difficultés de compréhension, mais plus l'appareillage est tardif, plus l'adaptation et la récupération seront ardues. Cependant, à audiogramme tonal équivalent, la gêne sociale du patient peut être plus ou moins importante, il en est de même quant à la réhabilitation auditive. En 2011, en nous appuyant sur un test de compréhension verbale comprenant des phrases à tendance phonémiques aiguës ou graves –l' « Acoutest » verbal–, nous avons montré que les patients presbyacousiques appareillés continuaient, malgré une adaptation audioprothétique correcte, à mal percevoir les phrases aiguës alors qu'ils comprenaient relativement bien les phrases graves [23]. L'appareillage est donc indispensable, mais très souvent insuffisant, et un travail de rééducation audio-verbale s'avère alors nécessaire.
- L'orthophoniste, dernier intervenant de ce circuit, réalisera à la demande de l'ORL un bilan orthophonique, avec rééducation si nécessaire. Le bilan comprend la passation de l'« Acoutest », qui permet de repérer un déficit de reconnaissance des formes sonores aiguës de la parole chez les patients presbyacousiques appareillés. Si le patient comprend toutes les phrases, l'orthophoniste pourra faire entrer le patient dans sa rééducation par une autre voie. Le but est de lui faire prendre conscience des possibilités de rééducation de son audition, d'utilisation de la lecture labiale en milieu bruyant et de l'importance d'avoir un « aidant ». En revanche, dès qu'un défaut d'entendement est mis en évidence, 5 à 15 séances d'orthophonie sont indispensables pour permettre au patient de retrouver une parfaite autonomie et de ne plus ressentir de gêne sociale. Dans ce cadre, l'accompagnement du patient par un aidant, tout au long de sa rééducation et au-delà, est primordial.

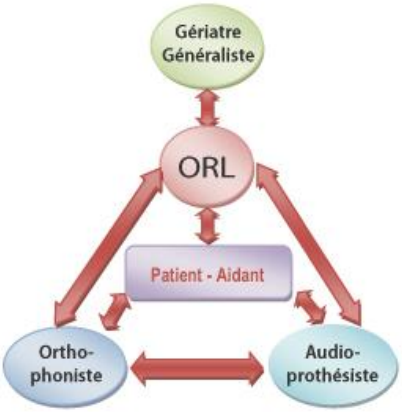


Fig.1. Le circuit de l'audition préconisé par le GRAPsanté pour la prise en charge des patients presbyacousiques

C. *La rééducation audio-verbale*

Sans une rééducation audio-verbale, le bénéfice des aides auditives reste limité en termes d'amélioration de la compréhension. En revanche, notre système auditif central est capable de reconstruire par répétition des mécanismes de reconnaissance d'un mot mal perçu (la perception de ce mot étant tout de même bien améliorée par les appareils auditifs). Porter la rééducation sur l'automatisation de la reconnaissance d'une forme sonore reconstruite à partir de l'audition résiduelle et réhabilitée du patient nous semble plus efficient dans la vie réelle, que de laisser le patient persévérer dans un mécanisme de suppléance mentale s'appuyant sur des profils acoustiques antérieurement mémorisés, mais qui ne seront plus jamais perçus [24]. Lorsqu'elle est encore possible, la suppléance mentale comme seul moyen de compensation face aux confusions auditives fait également perdre un temps considérable dans les échanges verbaux. Ce temps de reconstitution cognitive ne permet pas de suivre une conversation dans la durée, puisque la fluidité des échanges disparait, générant une grande fatigabilité. Ce jeu de devinette souvent ponctué d'échecs et de moqueries n'est donc en général pas payant et même appareillés, les presbyacousiques risquent de s'isoler volontairement. Le but de la rééducation est donc de travailler à partir de l'audition résiduelle et réhabilitée du patient. Par exemple : si malgré l'appareillage auditif, le presbyacousique n'entend toujours pas le « S » de « Suzie » et le « F » de « fusil », l'entrainement auditif consistera à faire émerger une différence pertinente et profitable pour le patient, qui lui devienne familière et facilement perceptible. Dans cet exemple, le patient portera son attention sur le « U » perçu plus ou moins grave selon le mot. La rééducation audio-verbale est donc incontournable dans la réhabilitation de la presbyacousie, à condition que tous les intervenants potentiels –médecins, audioprothésistes et orthophonistes– en soient convaincus et qu'ils acceptent d'interagir au sein d'un circuit de l'audition !

D. *La formation de l'aidant*

L'aidant, qui accompagne le malade à chaque rendez-vous du circuit de l'audition, va occuper un rôle essentiel dans la réhabilitation du patient presbyacousique. Il est donc important de le former dès l'entrée dans le protocole de soins. En effet, les professionnels de santé sont souvent confrontés à un manque de coopération et de motivation de la part du malade, pour assurer sa réhabilitation auditive. Ils sont alors heureux de pouvoir s'adresser à un « aidant », membre de la famille ou proche du patient. L'aidant permet aux soignants de mieux comprendre la situation et d'aider le patient à entrer de plain-pied dans le circuit de l'audition. Une fois formé par les différents acteurs, il peut surveiller le port correct des aides auditives –garant d'une bonne adaptation– et leur bon état de marche. Il pourra aussi aider le patient presbyacousique à retrouver une audition satisfaisante, en l'assistant au cours de sa rééducation audio-verbale. Lors des séances orthophoniques, l'aidant est formé à entrainer le patient de manière quotidienne, en adaptant les techniques de rééducation aux situations de vie courante. D'autre part, l'aidant permet de mieux renseigner les professionnels sur les difficultés rencontrées. L'audioprothésiste ajustera les appareils au patient presbyacousique tandis que l'orthophoniste adaptera le patient à ses aides et au monde qui l'entoure. Leurs interventions conjointes, fruit d'observations collaboratives, semblent synergiques et améliorent très significativement les résultats immédiats et l'adaptation régulière dans le temps (étude en cours, Fig. 2). Enfin, l'aidant permettra au patient de bénéficier « à domicile » d'une rééducation « gratuite » et à vie, dont il sera à terme lui-même aussi bénéficiaire, s'il devient presbyacousique.



Fig. 2. Une étape collaborative du circuit de l'audition : l'audioprothésiste, l'orthophoniste, le patient et son aidante.

Une étude interventionnelle comparative, visant à évaluer le bénéfice d'une prise en charge optimisée des sujets âgés malentendants au sein de ce circuit de l'audition, est actuellement en cours d'élaboration. Dans ce cadre, la réhabilitation audioprothétique combinée à la rééducation auditivo-verbale sera comparée à la prise en charge habituelle, par réhabilitation audioprothétique seule, suivie dans un second temps par une rééducation auditivo-verbale. Un groupe contrôle de patients témoins, refusant tout traitement, sera également constitué : ils bénéficieront d'un suivi médical simple à l'issue duquel leur sera reproposé une prise en charge thérapeutique adaptée.

IV. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

La presbyacousie entraine des complications telles qu'il est indispensable de la traiter et ce, en acceptant sa « complexité ». L'approche précoce et la prise en charge du patient par une équipe pluridisciplinaire, organisées dans un circuit de l'audition, a pour but d'aider les patients à mieux tirer profit de leurs aides auditives, en « amplifiant » du même coup les bénéfices potentiels des progrès techniques permanents. La compensation du handicap se veut donc à la fois instrumentale, fonctionnelle et psychosociale.

Le circuit de l'audition, qui existe déjà pour les enfants sourds et les adultes porteurs d'implant cochléaire, a toute sa raison d'être dans le cadre de la prise en charge de la personne âgée malentendante, souvent laissée pour compte. Sa vocation est de prévenir les conséquences liées à la presbyacousie et d'éviter autant que possible les situations de handicap et de perte d'autonomie du patient.

Dans une société qui veut lutter contre la maltraitance des personnes âgées, la presbyacousie, qui s'inscrit en bonne place, peut et doit être compensée. Cette compensation efficiente ne pourra se faire qu'avec la participation active du presbyacousique et de son aidant, principaux bénéficiaires du circuit de l'audition.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier le GRAP*santé* pour son soutien et son aide dans ce travail de longue haleine.

REFERENCES

[1] Perrot, X., 2012. Déficit neuro-sensoriel chez le sujet âgé - Troubles auditifs. Rev. Prat. 62, 1311–1319.

[2] Vergnon L. L'audition dans le chaos. Elsevier Masson. 2008:460.

[3] Bouccara D., Dhouib S., Vergnon L., pour le GRAPsanté. Les surdités de l'adulte : le vieillissement de l'oreille : la presbyacousie. La revue de Gériatrie.2011 ; 7:435-450.

[4] Van Laer L, DeStefano AL, Myers RH, Flothmann K, Thys S, Fransen E, et al. Is DFNA5 a susceptibility gene for age-related hearing impairment? Eur J Hum Genet 2002;10:883-6.

[5] Kemperman MH, De Leenheer EM, Huygen PL, van Wijk E, van Duijnhoven G, Cremers FP, et al. A Dutch family with hearing loss linked to the DFNA20/26 locus. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2004; 130 ;281-8.

[6] Tardy M. Réseau de santé audition et langage, Vieillissement et perte d'audition ou la perte du statut de « personne », Journées de la Prévention 2009, INPES, Paris, http://www.inpes.sante.fr/jp/cr/pdf/2009/session8/PPT_TARDY_Mireille.pdf.

[7] Prevel M, Dhouib S, Aubel D, Vergnon L. La presbyacousie Signes Diagnostic et conduite à tenir. La Revue de Gériatrie. 2003 ;10 : 807-820.

[8] Pouchain D, Dupuy C, San Jullian M, Dumas S, Vogel MF, Hamdaoui J, et al. La presbyacousie est-elle un facteur de risque de démence ? La revue de gériatrie. 2007;32:439-445.

[9] Lin FR, Metter EJ, O'Brien RJ, Resnick SM, Zonderman AB, Ferrucci L. Hearing loss and incident dementia. Arch Neurol. 2011;68(2):214-220.

[10] Petitot C, Perrot X, Collet L, Bonnefoy M. Maladie d'Alzheimer, troubles de l'audition et appareillage auditif : une revue des données actuelles. Psychol NeuroPsychiatr Vieil 2007 ; 5(2) : 121-5.

[11] Direction Générale de la Santé, Inserm. Rapport du GTNDO [Internet]. 2004 May p. 469–75. Available from: http://www.eps-polelorraine.fr/actions/S0004/docs/observation_locale/rapport_gtndo.pdf

[12] McCormack A, Fortnum H. Why do people fitted with hearing aids not wear them? Int J. Audiol. 2013 May; 52(5): 360-8.

[13] Tran Ba Huy P, Sauvaget E, Azema B. La presbyacousie. Les surdités de perception. Masson. Paris ; 2001. p. 105-13.

[14] Leusie S., Rousseau T., Denni-Krichel N., Lambert. E, Danel E., Guibert J., Aubel D. & Vergnon L. pour le GRAPsanté et Lurco-ERU 35. Le réseau de l'audition. La place de l'orthophonie dans le traitement de la presbyacousie. L'Orthophonie n° 314, 2011, pp19-26.

[15] Ching, T.Y., Dillon, H., 2013. A brief overview of factors affecting speech intelligibility of people with hearing loss: implications for amplification. Am J Audiol., in press.

[16] Prevel M, Dhouib S, Aubel D, Vergnon L. Évolution de l'audition au cours de la vie. La Revue de Gériatrie. 2003 ; 9:735-740.

[17] Kvam M.H., Loeb M., Tambs K. Mental health in deaf adults: symptoms of anxiety and depression among hearing and deaf individuals. Journal of Deaf Studies and Deaf Education, 2007, vol.12, n°1:p.1-7.

[18] Chatatan FB. Depression in old age. N Y State J Med. 1975; 75:2505-9.

[19] Arlinger S. Negative consequences of uncorrected hearing loss. A review», International Journal of Audiology, 2003;42; 2S17-2S20.

[20] Vergnon L., Perrot X., Vetel JM., Leusie S., Ferry M. Le GRAPsanté et la Presbyacousie. Journées annuelles de la société de Gériatrie et de Gérontologie, 8 - 10 octobre 2013. La Revue de Gériatrie, 2013 ;38 ;779-784.

[21] Leusie S, Collet L, Perrot X, Pouchain D, Prevel M, Aubel D, Puisieux F, Taurand P, Broquet E, San Jullian M, Renard C, Batchy C, Loustau M, Lahoussine J, Vergnon L, pour le GRAPsanté. L'acoumétrie vocale : un outil pratique et fiable pour dépister la presbyacousie [Poster]. Rencontres Scientifiques 2013 de l'Ecole Doctorale Neurosciences et Cognition, Université Claude Bernard Lyon 1, 2013.

[22] Vétel JM, Prevel M, Taurand Ph, Leusie S, San Jullian M, Vergnon L. pour le GRAPsanté. "Le réseau audition". La revue de Gériatrie. 2011 ; 36:549-554

[23] Leusie S, Prevel M, Aubel D, Dhouib S, Ferry M, Taurand P, Vergnon L, pour le GRAPsanté. L'appareillage auditif est-il la réponse unique à la presbyacousie ? La revue de gériatrie, 2011 ; Tome 36-37 ; 50-55.

[24] Denni-Krichel N., Dumont A., Leusie S., Lambert E., Batchy C., Loustau M., Vergnon L. pour le GRAPsanté. La place et le travail de l'orthophoniste dans le traitement de la Presbyacousie. La Revue de Gériatrie, 2011;36:529-539

Le projet CIRDO d'assistance aux personnes âgées isolées à domicile,

M. Vacher, S. Bouakaz, M.E. Bobillier Chaumon, F. Portet, F. Aman, S. Rossato, E. Guillou

Le projet CIRDO d'assistance aux personnes âgées isolées à domicile

Michel Vacher
and François Portet
and Frédéric Aman
and Solange Rossato
LIG, UMR5217 CNRS
Grenoble, France
Email : Michel.Vacher@imag.fr

Saïda Bouakaz
Erwan Guillou
LIRIS, UMR5205 CNRS
Université Claude Bernard
Lyon 1, France
Email : saida.bouakaz@univ-lyon1.fr

Marc-Eric Bobillier Chaumon
GRePS
Université Lyon 2, France
Email : marc-eric.bobillier-chaumon@univ-lyon2.fr

***Résumé*—CIRDO RI est un projet qui vise à mettre au point un système d'assistance pour faciliter le maintien à domicile des personnes âgées et/ou dépendantes. Il a pour objectif de sécuriser les seniors et de favoriser leur autonomie pour soulager les familles et les aidants. L'idée principale du projet CIRDO est d'utiliser à la fois l'analyse vidéo et la reconnaissance de la parole et ceci dans le même processus. Afin de répondre aux contraintes fixées dans le projet CIRDO comme le respect de l'intimité, la préservation de l'information privée et la réactivité dans la détection de situations de détresse, les solutions proposées sont conçues pour opérer en tâches de fond, sans l'intervention d'un opérateur. Outre l'aspect technique, ce projet porte également sur l'évaluation psycho-sociale et psycho-ergonomique de ces technologies par des utilisateurs potentiels et leur entourage (famille, aidants...) au niveau de leur utilisabilité et de leur acceptabilité notamment. Des expérimentations conduites dans un milieu réaliste ont permis l'enregistrement de données audio et vidéo correspondant au cas d'usage.**

I. INTRODUCTION

Le maintien à domicile des Personnes Âgées (PA) dépendantes devient une priorité dans nos sociétés pour des raisons tant économiques que sociétales (liées au bien-être, à la prise en charge, à l'assistance de nos aînés). Ce concept, « vieillir chez soi », a vu le jour en raison de l'augmentation de l'espérance de vie dans tous les pays développés au cours de la dernière décennie.

Un moyen consiste à retarder autant que faire se peut le passage vers une maison médicalisée. C'est le but de l'*Ambient Assisted Living* (AAL) ou assistance à la Vie Autonome de développer des programmes qui visent à mettre en place des services innovants en vue d'améliorer la qualité de vie des personnes âgées, de maintenir leur indépendance dans un cadre de vie normal sachant que les personnes âgées sont les plus touchées par des maladies physiques ou cognitives.

C'est dans ce contexte que se positionne notre projet de recherche en gérontechnologie CIRDO (projet ANR-CNSA). Ce projet a pour objectif de conduire à la conception d'une technologie ambiante (disséminée dans le foyer) permettant, par des systèmes audio et vidéo, de détecter automatiquement les chutes et d'alerter les secours le cas échéant. Une approche de « conception centrée utilisateur » [1] et une démarche de recherche pluridisciplinaire associent les sciences informatiques, de psychologie ergonomique et de psychologie sociale, des industriels de terrain, des formateurs et un réseau d'acteurs de la télésanté.

L'impact attendu de ce projet est l'amélioration de la sensation de sécurité et d'autonomie. Par contraste avec les système existants, la personne n'a pas besoin de porter un capteur en permanence. En outre, si elle tombe en étant dans le champ de la caméra, le système peut réagir immédiatement y compris en cas de perte de conscience. Si la personne est hors du champ de la caméra, la personne qui reste consciente conserve la possibilité d'appeler à l'aide grâce à des microphones. Ainsi, le système proposé permet de surmonter une partie des limitations des systèmes existants.

Parmi les verrous scientifique que ce projet se propose de lever ; l'analyse et l'identification de la chute en milieu domestique reste un défi important en raison de la variabilité des profils et des fragilités des sujets, et de la configuration des contextes de vie [2]. Différents types de dispositifs ont été conçus et beaucoup de systèmes utilisent des gyroscopes [3] ou des accéléromètres parfois complétés par des microcontrôleurs [2]. La chute alors est caractérisée par la variation de la vitesse et l'inclinaison du porteur du dispositif.

En outre, l'acceptation réelle de capteurs vidéo / audio est très variable selon la situation de l'utilisateur, les intérêts perçus doivent l'emporter sur les inconvénients. En ce qui concerne ces aspect, il n'est pas suffisant de considérer seulement les besoins de l'utilisateur, il faudra aussi prendre en compte les desiderata de ses proches et des professionnels de santé. Les autres points concernent le traitement vidéo rendu difficile par les configurations d'éclairement non contrôlées, la difficulté de traitement dans le cas des voix atypiques et la présence de bruit, la prise de décision à partir de données incertaines (inférences à partir des résultats de l'analyse vidéo et audio), et l'interaction homme-machine (est-ce que le système réagit correctement ?).

Les étapes de l'étude sont les suivantes : (i) modélisation du processus de chute des personnes âgées au domicile et enquête sur les conditions d'acceptation du système CIRDO par les différents acteurs du foyer, (ii) conception des modèles d'analyse informatique nécessaires sur la base de cette étude, (iii) élaboration d'un système de surveillance complet et finalement, (iv) validation avec les utilisateurs ciblés.

Cet article présente l'approche du projet CIRDO et les principaux résultats des études menées jusqu'à présent pour conduire au développement d'un système adapté aux besoins spécifiques des utilisateurs et transférable dans leur propre environnement de vie psychosocial. Après un court état de l'art donné en section II, la section III décrit l'étude de terrain et les résultats qui ont conduit à la spécification du système CIRDO. Les aspects techniques de ce système sont détaillés dans la section IV. Enfin pour construire des modèles d'inférence, une expérience a été menée dans des contextes réalistes, impliquant des utilisateurs cibles et des "acteurs" équipés d'un simulateur de vieillissement corporel. Cette expérience est décrite dans la section V. Enfin une discussion sur les résultats obtenus et les travaux futurs permet de clore cet article.

II. ÉTAT DE L'ART

A. La situation de la personne âgée : entre dégradation et réhabilitation

Le processus de vieillissement se caractérise par un déclin des principales capacités biophysiologiques, et se traduit par un repli de la personne sur le domicile, un affaiblissement significatif de ses rôles sociaux et familiaux [4], et surtout une perte de but et d'identité [5]. La survenue des incapacités ne résiderait pas seulement dans l'individu, mais se situerait aussi dans l'interaction avec son environnement, et c'est l'incompatibilité de cet environnement avec les spécificités de la personne fragilisée qui créerait une situation d'empêchement [6]. Dans cette perspective, deux modèles se distinguent [7] : un modèle « intégratif » où la réduction des handicaps passe par une action sur l'individu (rééducation, appareillages…) et un modèle « participatif » où l'environnement supplée les déficiences. Le projet CIRDO s'inscrit clairement dans cette seconde approche en proposant d'adapter l'environnement de vie à la personne âgée dépendante. Cette technologie ambiante vise à transformer une situation d'empêchement en une situation adaptée.

B. La chute d'une personne et sa détection

Définie par l'OMS comme « le fait de se retrouver involontairement sur le sol ou dans une position de niveau inférieur par rapport à sa position de départ », la chute se traduit comme un phénomène difficilement appréhendable. Elle représente néanmoins 80% des accidents de la vie courante et est responsable d'environ 9300 décès chaque année chez les plus de 65 ans. Près d'une personne âgée de 65 à 75 ans sur quatre a indiqué qu'elle avait chuté dans les douze mois écoulés [8]. Si toutes les personnes qui font une chute sont exposées à un risque de traumatisme, l'âge, le sexe et l'état de santé peuvent avoir une incidence sur le type et la gravité de ce traumatisme [9]. Chez la personne âgée, elle est souvent entraînée par l'intrication de plusieurs facteurs dits à risques, de types intrinsèques (liés à des fragilités, son expérience, sa représentation du risque…) et/ou extrinsèques (éléments de l'environnement) [10] ainsi qu'à des éléments socio-culturels (expériences personnelles ou partagées de la chute, histoire de vie…) [11].

Étant donné les conséquences dramatiques que peuvent entraîner une chute, de nombreux projets ont développé des solutions pour les détecter rapidement. Un certain nombre utilisent des microphones en combinaison avec d'autres modalités comme le mouvement grâce à l'utilisation d'un accéléromètre [12], [13]. Doukas et al. [13] ont proposé un système adapté au patient pour détecter une chute et le stress vocal dans la parole par l'analyse des données sonore et de mouvement, mais dans ce cas, la personne est contrainte de porter des capteurs en permanence. Un système de dialogue a été proposé pour remplacer les systèmes traditionnels d'appel d'urgence tout en s'adaptant au style de vie des personnes âgées [14]. Cependant, le vocabulaire du prototype était limité (« yes » ou « no ») et le système n'a pas été testé avec des utilisateurs âgés. Une autre approche classique est l'utilisation de robots compagnons comme dans le projet CompanionAble [15]. Ce robot compagnon est capable de se déplacer à proximité de l'utilisateur. Le système est capable de reconnaître des commandes vocales, la reconnaissance d'appels de détresse ne semble avoir été prévue. Ce système est limité par la capacité du robot de se déplacer près de la personne. Des études récentes ont montré que le microphone, tout en étant intrusif est malgré tout accepté par la population âgée [16].

L'originalité du projet CIRDO réside dans la combinaison des analyses audio et vidéo ainsi qu'à une conception qui s'est appuyée sur une étude de terrain. Le traitement de la vidéo est très précis pour détecter des mouvements de la personne, mais son action est limitée à l'angle de vision de la caméra et peut être gênée par la lumière ambiante, les microphones quant à eux peuvent détecter des sons émis hors du champ de la caméra et permettent la reconnaissance vocale, mais ils sont perturbés par les bruits ambiants.

III. ÉTUDES DE TERRAIN

L'objectif est d'analyser en profondeur les différents cas de chute afin d'identifier les poses clés (comportement, gestes et poses) et les phrases caractéristiques de situations à risque et qui pourront ensuite être utilisées pour construire les modèles du système CIRDO. Un certain nombre d'interrogations ont guidé notre analyse : quelles sont les Activités de la Vie Quotidienne (AVQ) réalisée à domicile par les personnes âgées ? Quels sont les caractéristiques des chutes et les facteurs à leur origine ? Quels descripteurs le système CIRDO peut-il utiliser pour détecter automatiquement les chutes ? Quelles sont les principaux obstacles à l'utilisation du système, à la fois d'un point technique mais aussi éthique (respect de la vie privée) ?

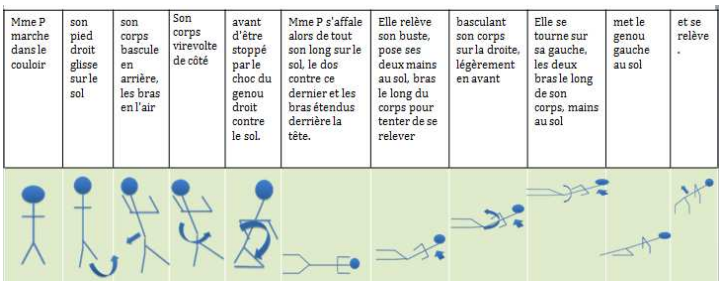


FIGURE 1. Différentes phases d'une chute

A partir des méthodes d'entretien et d'observation, nous avons ainsi pu reconstruire les « scripts » de ces différentes chutes en décrivant d'une part les conditions de la chute (caractéristiques de la personne, activité réalisée, lieu, moment, causes et circonstances de l'incident…) et d'autres part, les

Alors que c'était le milieu de la nuit, vers 3 heures du matin, Mme P., 70 ans, se lève pour aller boire un verre d'eau dans la cuisine. Elle avance dans la pénombre de la nuit, d'une bonne allure pour vite retourner se coucher. Alors qu'elle ne voit rien, son pied droit glisse sur le sol, elle perd l'équilibre et tout son corps part en arrière. A cause de la vitesse à laquelle elle marchait, son corps virevolte de côté. Son genou droit heurte alors violemment le sol. Et c'est tout le corps de Mme P qui heurte le sol ; elle se retrouve allongée dos au sol, les bras étendus derrière la tête. Elle relève alors son buste et se tourne légèrement vers la droite, en prenant appui sur son bras pour tenter de se relever. En vain, elle se tourne sur la gauche, prend appui sur son bras, plie sa jambe gauche afin de prendre appui sur son genou. Elle pousse sur ses bras et son genou afin de se relever.

FIGURE 2. Scénario de chute utilisant la méthode des *Personas*

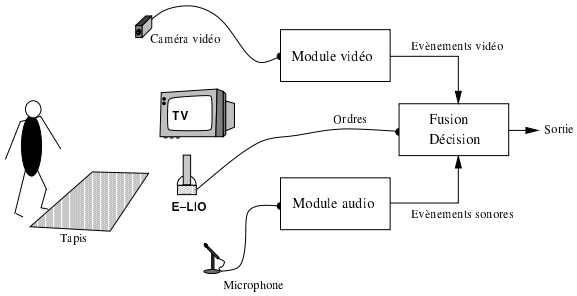


FIGURE 3. Le système CIRDO

modalités de la chute : quels sont les différents membres du corps mobilisés (membres supérieurs/inférieurs), la direction et l'amplitude de chaque mouvement (bras vers le haut/ bas, corps à droite/gauche…), la vélocité (vitesse et direction du corps) ses réactions au sol (cherche à se relever, rampe…) ainsi que les temps d'(in)action (ie. durée d'immobilisation au sol). La Figure 1 montre le script d'une chute typique. Des phrases ou mots d'alerte ont également été identifiés à différents moments de la chute : « AAhhh, zuuut, qu'est ce qui m'arrive, Oh merde, merde… ». (voir Figure 1)

Par la méthode des *Personas*, nous avons aussi décrit finement par des scénario, les contextes de réalisation et de déroulement des chutes, qui visaient deux objectifs : (i) d'une part avoir une représentation assez claire et précise des différents chutes identifiées (28) de façon à pouvoir les catégoriser et à les regrouper dans trois grandes classes discriminantes : en l'occurrence tomber (s'affaler au sol, depuis une posture statique), glisser (déséquilibre du corps dans la continuité d'un déplacement) et trébucher (perte de verticalité induite par un choc contre un obstacle), (ii) d'autre part, faire rejouer ces scénarios par 20 sujets dans un contexte d'expérimentation de type living lab, afin d'affiner les paramétrages de détection et de valider ses algorithmes de repérage. Il était ainsi plus aisé de reconstituer les scènes d'incident en adaptant le cadre de vie selon les différents scénarios des chutes à simuler (tapis écorné, tomber d'un canapé). (voir Figure 2)

IV. LE SYSTÈME CIRDO

A. Architecture globale

Les différents composants du système CIRDO et leur connexion sont décrits sur la Figure 3. Le flux de données issus de la caméra est analysé en continu par la caméra vidéo en vue d'en déduire les postures et mouvements de la personne et de détecter les chutes. Quant au module audio, il analyse en permanence le flux de données issu du microphone afin d'en extraire en permanence les segments de parole ou de son produits dans la maison. Ces deux types d'événements sont envoyés ensuite au module de fusion et décision en charge de détecter les situations à risque qui décide si il y a lieu d'émettre un appel d'urgence grâce au système "e-lio [1]".

B. Module audio CirdoX : reconnaissance automatique de la parole âgée

Le module audio opère en tâche de fond sans que la personne n'ait à intervenir pour le configurer. Le traitement se décompose en quatre étapes : (1) détection de l'événement sonore dans le bruit de fond, (2) discrimination entre parole et son de la vie courante, (3) reconnaissance de la parole prononcée et (4) filtrage des paroles relatives à une détresse pour envoi au système de fusion. Les phrases qui ne sont pas relatives à une situation de détresse sont immédiatement effacées pour respecter l'intimité de la personne. Les deux premiers étages font appel à une détection d'énergie sur la transformée en ondelettes du signal et à la classification du signal entre classe de parole et classe de son [17]. Le contexte applicatif rend la réalisation du troisième étage difficile car le vieillissement physique et cognitif des personnes fait que la voix âgée est particulières difficile à traiter par les systèmes de reconnaissance automatique de la parole (RAP) qui doivent être adaptés en conséquence [18] [19]. Il convient aussi de prendre en compte le fait qu'une personne appelant à l'aide lorsqu'elle est en situation de détresse aura une voix affectée par l'émotion qu'elle éprouve dans cette circonstance, ce qui va là aussi compliquer la tâche du système de reconnaissance [20]. Par ailleurs, l'analyse sonore dans un milieu non contrôlé comme le domicile impose de relever d'autres défis [21].

La réalisation d'un système de reconnaissance automatique de la voix âgée nécessiterait l'enregistrement d'un corpus comprenant une centaine d'heures de paroles prononcées par plus de cent locuteurs. Étant donné les difficultés rencontrées auprès de ces personnes, état de fatigue et difficultés à se déplacer vers un studio d'enregistrement, nous avons décidé d'enregistrer un corpus appelé AD80 de taille plus modeste, mais suffisante pour permettre d'adapter un système existant à la voix âgée, l'étude correspondante est décrite avec plus de précisions dans [22]. Le Taux d'Erreur de Mot (TEM) qui était au départ de 43,5% a pu être ainsi ramené à 14,5%.

1	Détresse	Qu'est-ce qui m'arrive !
2	Détresse	Oh là !
3	Détresse	Oh là ! Je saigne ! Je me suis blessé !
4	Détresse	Aïe ! J'ai mal !
5	Détresse	Je peux pas me relever !
6	Détresse	Aidez-moi !
7	Détresse	Au secours !
8	Détresse	Je me sens mal !
9	Détresse	Je suis tombé !
10	Détresse	Du secours s'il vous plaît !
11	Domotique	Appelle quelqu'un e-lio !
12	Domotique	e-lio appelle les secours !
13	Domotique	e-lio appelle ma fille !
14	Anodin	Bonjour madame !
15	Anodin	Il fait soleil.
16	Anodin	J'ai ouvert la porte.

TABLE I. EXEMPLES DE PHRASES DU CORPUS AD80

1. http ://www.technosens.fr/

Le contenu des phrases prononcées a été déterminé pour partie à partir de l'étude de terrain et pour partie en prolongement d'études précédentes [23], il comprend donc à la fois des phrases de détresse, des ordres domotiques et des phrases anodines. Quelques exemples sont donnés dans le Tableau I. Le corpus de parole lue AD80 a été enregistré par 95 locuteurs dont 43 personnes âgées (62 à 94 ans) et a une durée totale de 4h 42min. Le système de Reconnaisance Automatique de la Parole (RAP) utilisé est Sphinx3 [24], il utilise des modèles acoustiques appris sur le corpus BREF120 et ensuite adaptés à la voix âgée. Le modèle de langage utilisé est une combinaison du modèle obtenu à partir des phrases de détresse de AD80 (poids de 90%) et du modèle générique *Gigaword* (poids 10%). Cette combinaison permet de continuer à reconnaître les phrases prononcées lorsque le locuteur s'écarte des phrases type et d'éviter de les confondre avec des phrases de détresse [23].

Le filtrage des phrases de détresse se fait grâce au calcul de la distance de Levenstein entre l'hypothèse de reconnaissance et chacune des phrases de détresse (se reporter à la Table I). Ce système a été testé avec les enregistrements des 43 locuteurs âgés du corpus AD80, soit sur 2796 phrases de détresse ou d'ordre domotique et 3006 phrases anodines c'est à dire 2h 12 min de signal. La présence de phrases anodines est nécessaire pour vérifier que le système ne se déclenche pas en dehors des cas de détresse. Le TEM moyen était 14,5% pour les phrases de détresse et 87,5% pour les phrases anodines car le modèle de langage n'était pas adapté à ces dernières. Les résultats obtenus au point d'égale erreur (seuil=0,7) sont affiché sur la Table II, les taux de rappel, précision et F-mesure étant 88,8, 86,9 et 87,2%.

C. Module vidéo : détection automatique des chutes

L'acquisition vidéo dans un espace privé intérieur peut bénéficier de quelques conditions d'exploitation favorables : des caméras stables non soumises à des facteurs provoquant des vibrations ni à des phénomènes météorologiques directs. Toutefois, les scènes d'un environnement de vie quotidienne sont caractérisées par d'autres particularités qui augmentent les difficultés de traitements et d'interprétation des situations [25]. Parmi les difficultés les plus importantes, nous citerons : (i) le changement brusque d'éclairage et de luminosité (une lampe qui s'allume, un rideau qui bouge), (ii) la proximité des couleurs et des motifs ainsi que le manque de contraste entre les éléments du décor (tapisserie, rideaux…) et l'habillement du sujet d'intérêt induisant des phénomènes de camouflage, (iii) la diversité des sources d'éclairage –souvent artificielles– qui peuvent générer des ombres connectées aux objets et ainsi affecter la détection et l'identification du sujet d'intérêt, (iv) la diversité des objets (meubles, bibelots, tapis, etc.) présents dans l'environnement de vie (salon, cuisine, chambre…) et dont certains sont susceptibles d'être déplacés.

Compte tenu du contexte applicatif, on se situe dans le cas où les caméras sont fixes. Il est alors possible de procéder au calibrage géométrique du système de vision ainsi qu'à la limitation du champ de vision. L'acquisition vidéo se fait en permanence, le module vidéo opère en tâche de fond, l'interprétation est réalisée de façon automatique et en temps réel sans l'intervention d'un opérateur. Dans ce contexte nous nous intéressons à la détection d'événements dangereux, dont le plus courant est la chute, à partir de séquences vidéo. Notre système se base sur l'extraction de la silhouette versus la séparation de l'arrière-plan. La silhouette extraite est utilisée pour obtenir des caractéristiques de mouvements utiles à la détection d'événements « à risque ». Le suivi du mouvement de cette silhouette nous permet d'identifier des cas de chute. Le traitement se décompose en quatre étapes : (1) apprentissage de l'arrière-plan, (2) extraction de la silhouette, (3) analyse de la posture et suivi du mouvement, (4) reconnaissance d'une posture de détresse/chute pour envoi au système de fusion. A l'instar du traitement audio, pour respecter l'intimité de la personne, les scènes qui ne sont pas relatives à une situation de détresse sont effacées.

Seuil = 0.7	Détresse	Anodin
d $\leq$ seuil	VP = 2472	FP = 374
d $>$ seuil	FN = 324	VN = 2632

TABLE II. *Test des appels de détresse.*

Le modèle utilisé pour l'apprentissage de l'arrière-plan est une variante de mélange de gaussiennes ou MOG (*Mixture Of Gaussian*) adaptée à une représentation multi-niveaux : pixel, région, image qui est calculée en utilisant des informations de luminance et chrominance. Il s'agit d'un modèle bien adapté à la modélisation du fond d'image [26] et constitue un bon compromis entre précision des résultats et temps de calcul. Le modèle développé est une amélioration de celui proposé par Stauffer et Grimson [27]. Le modèle appris est mis à jour au cours du temps par un algorithme classique d'*Expectation-Maximisation* (EM).

L'extraction de la silhouette se fait se fait d'abord au niveau du pixel par l'estimation d'une distance de Mahalanobis calculées sur tous les canaux. Un traitement au niveau région permet d'éliminer les éléments du premier plan, susceptibles de correspondre aux ombres ou aux changements rapides de lumière. Enfin l'analyse au niveau image permet de détecter les changements globaux dans la scène tout en assurant la conservation de la silhouette jusqu'à la fin du processus d'adaptation. La silhouette est ensuite segmentée en six parties : la tête, le tronc, les quatre membres [2].

En s'appuyant sur une modélisation de type *blobs*, nous réalisons le suivi des différentes parties du corps identifiées dans l'image. La détection de chute est réalisée par une identification de la posture de la silhouette de la personne filmée [28]. L'algorithme de suivi/identification s'appuie sur un processus itératif markovien qui calcule une énergie. Enfin, la fonction d'énergie obtenue est ensuite minimisée par un algorithme de coupe de graphe [29]. Cette étape est renforcé par le suivi de la tête et la surveillance de sa trajectoire [30].

V. ENREGISTREMENT D'UN CORPUS EN CONDITIONS RÉALISTES

Des expériences ont été menées dans une salle configurée pour ressembler à un petit salon standard (chaises, tapis, table basse, TV…), elles visaient à la collecte d'un échantillon significatif de données pour apprendre et tester les algorithmes

2. les membres inférieurs peuvent être fusionnés pour gérer différents types d'habillement

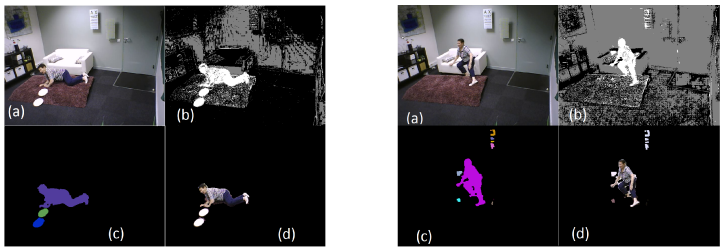


FIGURE 4. Résultat de l'analyse vidéo : détection d'une chute, situation de détresse (difficulté de se lever) a) acquisition initiale, b) discrimination fond/premier plan, c) extraction de la silhouette d) identification de la situation

en demandant à un utilisateur de rejouer les scénarios définis lors de l'étude de terrain.

A. *Protocole expérimental*

Le protocole était le suivant. Chaque participant était introduit au contexte de la recherche et a été invité à signer un formulaire de consentement. Il a ensuite été invité à jouer cinq types de chutes choisis parmi les 28 situations à risque identifiées (glisser, trébucher, tomber dans une position fixe et être sur le canapé en position de hanche bloquée). La Figure 4 montre un participant simulant une chute. Ces situations ont été choisies parce qu'elles étaient représentatives des chutes à la maison et parce qu'elles pouvaient être jouées en toute sécurité par les participants. Deux autres scénarios, appelés « Vrais-Négatif »(VN) , ont été ajoutés pour tester la détection automatique des chutes. Le premier VN consistait à ramasser rapidement un magazine posé sur le sol (proche d'une situation de chute), tandis que la deuxième était d'essayer d'attraper une télécommande sur une table de café lorsque la personne est assise sur le canapé (situation proche de celle dans laquelle la personne a une hanche bloquée).

Avant de jouer une scène, l'expérimentateur précisait le contexte (lieu, moment de la journée…), l'activité (ce que la personne était en train de faire et ce qu'elle allait faire avant que l'incident ne se produise) et le geste et les mots à produire avant, pendant et après la chute. Ensuite, la personne devait répéter plusieurs fois la scène avant de commencer les enregistrements.

B. *Configuration matérielle*

La pièce expérimentale et le matériel utilisé sont représentés sur la Figure 5. En ce qui concerne l'analyse de l'audio, nous avons utilisé deux microphones sans fil Sennheiser : un EW-300-G2 ME2 fixé au plafond de la pièce, et un SKM-300-G2 posé sur un meuble à proximité du participant. Un enregistrement a été réalisé sur la durée de chaque expérience par un ordinateur PC équipé du logiciel StreamHIS et d'une carte National Instruments PCI-6220 à 8 canaux. Un haut-parleur dans la salle de contrôle permettait aux expérimentateurs de suivre la progression de la scène. Le logiciel CirdoX a été installé sur un ordinateur situé dans la salle d'expérimentation et connecté à un microphone unidirectionnel à condensateur Sennheiser. Il était d'autre part relié au système e-lio placé à côté. En outre, l'acquisition audio était également faite par le microphone d'un système Kinect.

Pour l'analyse vidéo, nous avons utilisé deux caméras de type webcam (Sony PSeye : acquisition en 640x480 60Hz et

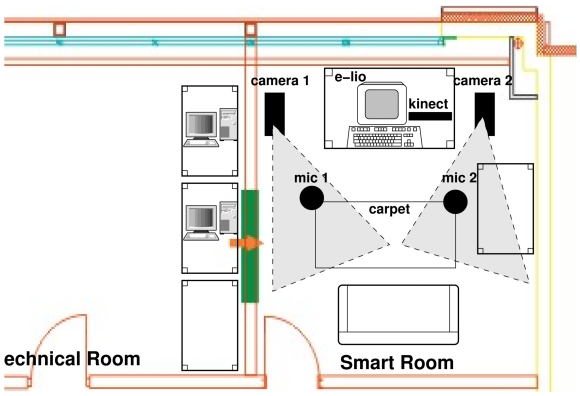


FIGURE 5. Le local d'expérimentation et ses équipements

connectées USB 2.0) fixées sur le mur face au canapé et une caméra à profondeur (Microsoft Kinect). La synchronisation et l'enregistrement des flux vidéos ont été réalisés sur un ordinateur PC (processeur intel i3 3.2GHz, 4Go Ram, carte graphique NVidia GeForce GTS 450 512Mo).

C. *Corpus*

Les participants ciblés étaient des personne âgée qui étaient encore en mesure de jouer le scénario défini à la section III. Le recrutement d'une telle population s'avérant difficile et étant donné que le but était surtout de recueillir des données réalistes, mais pas nécessairement réelles, nous avons aussi recruté des personnes de moins de 60 en les invitant à porter un équipement (voir Figure 4) permettant de réduire leur mobilité, leur vision et leur audition afin de simuler les conditions dans lesquelles se trouve une personne âgée. Au total, ce sont 13 personnes jeunes (de 16 à 52 ans, 32 ans en moyenne, 7H, 6F) et 4 personnes âgées (de 61 à 83 ans, 68,5 en moyenne, 2H, 2F) qui ont participé.

Le détail du corpus est donné dans le tableau III, C1 à C4 sont les scénarios de chute, B celui de la hanche bloquée et F1, F2 les vrais négatifs. La durée totale des enregistrements est égale à 1h 55min, avec un total de 162 scénarios joués.

No	Âge	Scénarios							Total	Durée
		C1	C2	C3	C4	B	F1	F2		
J01	30	1	2	1	1	1	1	1	8	8min 40s
J02	24	1	1	1	1	1	1	1	7	4min 35s
J03	29	1	1	1	3	1	1	2	10	6min 30s
J04	44	1	1	1	2	1	1	1	8	5min 54s
J05	16	1	1	1	3	2	1	2	11	8min 50s
J06	16	1	1	1	1	1	1	1	7	5min 07s
J07	52	1	1	1	1	1	1	2	8	5min 17s
J08	28	1	1	2	1	1	1	2	9	7min 04s
J09	52	3	1	1	1	1	1	2	10	6min 48s
J10	23	1	1	2	3	1	1	1	10	5min 50s
J11	40	2	1	2	3	1	1	1	11	7min 31s
J12	40	1	1	1	2	2	1	2	10	8min 01s
J13	25	2	2	1	1	1	1	1	9	5min 54s
A01	83	1	1	3	2	3	2	2	14	9min 07s
A02	64	1	2	1	2	1	1	2	10	6min 31s
A03	61	1	1	1	3	1	1	1	9	6min 00s
A04	66	1	1	2	1	2	2	2	11	7min 16s

TABLE III. COMPOSITION DU CORPUS AUDIO/VIDÉO

VI. CONCLUSION

L'ambition du projet CIRDO est de sécuriser les seniors et de favoriser leur autonomie pour soulager les familles et

les aidants au quotidien en tenant compte des besoins et usages, et en adaptant, de manière évolutive et individuelle, les technologies les plus innovantes à leur usager. Par l'étude d'usage menée par les partenaires du domaine des sciences humaines, CIRDO fait le lien entre les besoins, les usages, les personnes et les technologies, et propose des solutions pour y répondre en fédérant divers partenaires. Le projet CIRDO se trouve à la croisée des sciences humaines et des sciences de l'ingénieur et s'adresse à une population en perte d'autonomie dans le but d'adapter les actions et réactions des équipements en fonctions de l'autonomie de son utilisateur. Sur le plan technique, CIRDO propose une solution originale qui s'appuie à la fois sur l'analyse vidéo et la reconnaissance de la parole et ceci dans le même processus. Pour respecter l'intimité de la personne et préserver les données privées, les traitements sont exécutés de façon automatique sans une intervention humaine. Le système développé viendra compléter la plateforme de services "e-lio", pour en faire un produit de télélien social, augmenté et automatisé en intégrant des services innovants.

REMERCIEMENTS

Cette étude a été financée par l'Agence Nationale de la Recherche et le Centre National pour la Santé et l'Autonomie (contrat ANR-2010- TECS-012). Les auteurs tiennent à remercier toutes les personnes âgées ou non âgées qui ont accepté de participer aux expérimentations. Ils remercient aussi Brigitte Meillon au montage des expérimentations.

RÉFÉRENCES

[1] D. A. Norman and S. W. Draper, *User Centered System Design ; New Perspectives on Human-Computer Interaction*. Hillsdale, NJ, USA : L. Erlbaum Associates Inc., 1986.

[2] N. Noury, P. Rumeau, A. Bourke, G. ÓLaighin, and J. Lundy, "A proposal for the classification and evaluation of fall detectors," *{IRBM}*, vol. 29, no. 6, pp. 340 – 349, 2008.

[3] M. Nyan, F. E. Tay, and E. Murugasu, "A wearable system for pre-impact fall detection," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 16, pp. 3475 – 3481, 2008.

[4] I. Rosow, *Socialization to old age*. Berkeley and Los Angeles, California : University of California Press, 1974.

[5] E. Cumming and W. E. Henry, *Growing Old : The Process of Disengagement*. New York : Basic Books, 1961.

[6] A. Newel and P. Gregor, "User Sensitive inclusive Design," in *Actes du Colloque Interaction Homme Machine et Assistance*, Metz, France, 2001, pp. 18–20.

[7] E. Ebersold, "Le champ du handicap, ses enjeux et ses mutations : du désavantage à la participation sociale," *Handicap*, vol. 94–95, pp. 149–164, 2002.

[8] INPES, "Mieux prévenir les chutes chez les personnes âgées," Institut National de Prévention et d'Education pour la Santé, 381," La santé de L'homme, 2006.

[9] C. J. Todd, C. Ballinger, and S. Whitehead, "A global report on falls prevention : reviews of socio-demographic factors related to falls and environmental interventions to prevent falls amongst older people living in the community," WHO, Tech. Rep., 2007.

[10] C. Ballinger and S. Payne, "The construction of the risk of falling, among and by older people," *Ageing and Society*, vol. 22, no. 3, pp. 305–321, 2002.

[11] M.-E. Bobillier-Chaumon, C. Michel, F. Tarpin-Bernard, and B. Croisile, "Can ict improve the quality of life of elderly adults living in residential home care units ? from actual impacts to hidden artefacts," *Behaviour & Information Technology*, pp. 1–17, (to appear).

[12] M. Popescu, Y. Li, M. Skubic, and M. Rantz, "An acoustic fall detector system that uses sound height information to reduce the false alarm rate," in *Proc. 30th Annual Int. Conference of the IEEE-EMBS 2008*, 20–25 Aug. 2008, pp. 4628–4631.

[13] D. Charalampos and I. Maglogiannis, "Enabling human status awareness in assistive environments based on advanced sound and motion data classification," in *Proceedings of the 1st international conference on PErvasive Technologies Related to Assistive Environments*, 2008, pp. 1 :1–1 :8.

[14] M. Hamill, V. Young, J. Boger, and A. Mihailidis, "Development of an automated speech recognition interface for personal emergency response systems," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, no. 1, p. 26, 2009.

[15] P. Milhorat, D.Istrate, J. Boudy, and G. Chollet, "Companionable Hands-free speech-sound," in *EUSIPCO (European Signal Processing Conference)*, aug 2012, pp. 1678–1682.

[16] F. Portet, M. Vacher, C. Golanski, C. Roux, and B. Meillon, "Design and evaluation of a smart home voice interface for the elderly : acceptability and objection aspects," *Personal and Ubiquitous Computing*, vol. 17, pp. 127–144, 2013.

[17] D. Istrate, E. Castelli, M. Vacher, L. Besacier, and J.-F. Serignat, "Information Extraction from Sound for Medical Telemonitoring," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 10, no. 2, pp. 264–274, 2006.

[18] A. Baba, S. Yoshizawa, M. Yamada, A. Lee, and K. Shikano, "Acoustic models of the elderly for large-vocabulary continuous speech recognition," *Electronics and Communications in Japan, Part 2*, vol. 87, pp. 49–57, 2004.

[19] R. C. Vipperla, S. Renals, and J. Frankel, "Ageing voices : The effect of changes in voice parameters on ASR performance," *EURASIP Journal on Audio, Speech, and Music Processing*, pp. 1–10, 2010.

[20] F. Aman, V. Auberge, and M. Vacher, "How affects can perturbe the automatic speech recognition of domotic interactions," in *Workshop on Affective Social Speech Signals*, Grenoble, France, 2013, pp. 1–5.

[21] M. Vacher, F. Portet, A. Fleury, and N. Noury, "Development of Audio Sensing Technology for Ambient Assisted Living : Applications and Challenges," *International Journal of E-Health and Medical Communications*, vol. 2, no. 1, pp. 35–54, mar 2011.

[22] F. Aman, M. Vacher, S. Rossato, and F. Portet, "Speech Recognition of Aged Voices in the AAL Context : Detection of Distress Sentences," in *The 7th International Conference on Speech Technology and Human-Computer Dialogue, SpeD 2013*, oct 2013, pp. 177–184.

[23] M. Vacher, B. Lecouteux, and F. Portet, "Recognition of Voice Commands by Multisource ASR and Noise Cancellation in a Smart Home Environment," in *EUSIPCO (European Signal Processing Conference)*, aug 2012, pp. 1663–1667.

[24] K. Seymore, C. Stanley, S. Doh, M. Eskenazi, E. Gouvea, B. Raj, M. Ravishankar, R. Rosenfeld, M. Siegler, R. Stern, and E. Thayer, "The 1997 CMU Sphinx-3 English broadcast news transcription system," *DARPA Broadcast News Transcript. and Understand. Workshop*, 1998.

[25] R. Cucchiara, C. Grana, A. Prati, and R. Vezzani, "Computer vision system for in-house video surveillance," *Vision, Image and Signal Processing, IEE Proceedings -*, vol. 152, no. 2, pp. 242–249, 2005.

[26] R. Deeb, E. Desserée, and S. Bouakaz, "Real-time two-level foreground detection and person-silhouette extraction enhanced by body-parts tracking," in *Proc. SPIE*, vol. 83010R, 2012, pp. 1–8.

[27] C. Stauffer and W. E. L. Grimson, "Adaptive background mixture models for real-time tracking," in *Computer Vision and Pattern Recognition, 1999. IEEE Computer Society Conference on.*, vol. 2, 1999.

[28] R. Deeb, D. Elodie, and S. Bouakaz, "Extraction de silhouette et suivi des parties du corps dans un environnement non contrôlé," in *CORESA 2012*, 24–25 May. 2012.

[29] C. Rother, V. Kolmogorov, and A. Blake, ""grabcut" : Interactive foreground extraction using iterated graph cuts," in *ACM SIGGRAPH 2004 Papers*, ser. SIGGRAPH '04. ACM, 2004, pp. 309–314.

[30] R. Deeb, F. Lédée, E. Desserée, and S. Bouakaz, "Méthode robuste pour la détection de chute dans un environnement non contrôlé," in *RFIA 2012 - RFIA 2012 - Atelier VISAGES*, 2012.

MorseTouch : Méthode de saisie non visuelle pour les téléphones tactiles,

S. Heni, D. Archambault, G. Uzan, M. S. Bouhlel

MorseTouch

Méthode de saisie non visuelle pour les téléphones tactiles

Saber HENI* **, Dominique ARCHAMBAULT*, Gérard UZAN*, Mohamed Salim BOUHLEL**
*Technologies Handicaps Interfaces et Multimodalités (THIM), Université Paris 8, Paris, France.
**Sciences Et Technologies d'Image et des Télécommunications (SETIT), Université de Sfax, Sfax, Tunisie

***Abstract*— Dans ce papier nous présentons une méthode d'entrée de texte pour les téléphones et les tablettes tactiles destinée essentiellement aux personnes aveugles et malvoyantes. Cette méthode intitulée « *MorseTouch* » se fonde sur le code Morse utilisé durant les XVIIIe et le XIXe siècles dans les communications télégraphiques et offre la possibilité d'ajuster ses paramètres pour garantir une meilleure expérience utilisateur et s'adapter à différents types d'utilisateur. L'évaluation théorique de *MorseTouch* a démontré qu'un utilisateur expert peut atteindre une vitesse d'écriture de 09,76 WPM avec un KSPC de 1,83.**

Keywords*— *Interaction Homme-Machine ; évaluation théorique ; Accessibilité ; MorseTouch ; Handicap visuel ; Multimodalités ; Téléphone tactile ; Android ; KSPC ; WPM ; KLM ; Prédiction ; Entrée de texte ...

I. INTRODUCTION

Les appareils tactiles ont envahi notre vie quotidienne grâce à la richesse de leurs interfaces et les possibilités qu'ils apportent. Mais cette richesse dans l'interface utilisateurs a amené autant de problèmes que de nouvelles possibilités. Une couche d'accessibilité est alors nécessaire afin de permettre aux personnes aveugles et malvoyantes (PAM) de manipuler ces téléphones. Le problème devient plus remarquable en plaçant les lettres du clavier sur l'écran tactile. Ainsi, les tâches les plus basiques dans l'interaction avec un écran tactile telles que l'entrée de texte deviennent un travail fastidieux.

Notre méthode tente de résoudre le problème en proposant une interface interactive et multimodale pour l'entrée du texte. *MorseTouch* est, en effet, une méthode destinée aux PAM pour les assister dans leur interaction avec les écrans tactiles et en particulier ceux des téléphones.

Cet article s'articule autour de trois grandes sections. (1) Un résumé de l'état de l'art des méthodes non visuelles d'entrée du texte aux téléphones tactiles et les métriques d'évaluation de ces méthodes. (2) La description de notre méthode et les possibilités qu'elle offre à ses utilisateurs. (3) La démarche de l'évaluation de notre méthode et discussion des résultats obtenus.

II. ETAT DE L'ART

Dans cette section nous présentons les méthodes d'entrée de texte sur téléphones tactiles pour aider les PAM. Mais, tout d'abord, nous considérons les métriques les plus utilisées pour mesurer les performances de ces méthodes.

A. *Métriques spécifiques à l'entrée du texte*

Nous présentons ici les métriques spécifiques aux méthodes d'entrée de texte les plus utilisées dans la littérature. Ces métriques ont pour rôle de quantifier les performances d'une méthode de saisie.

1) La vitesse (CPS et WPM) : Les deux métriques CPS et WPM peuvent être calculées en suivant une approche expérimentale ou approximative.

a) Approche expérimentale : Dans la littérature, la majorité des méthodes d'entrée de texte utilisent la voie empirique pour le calcul.

CPS (*Characters Per Second*) désigne le nombre de caractères saisis par seconde. L'*équation (1*) permet de calculer cette métrique avec S qui correspond au texte saisi et T au temps de saisie [1].

$$CPS = \frac{|S| - 1}{T} \quad (1)$$

Dans l'évaluation empirique de la vitesse de saisie, il est recommandé de soustraire 1 du nombre de caractères étant donné que le chronomètre se déclenche lors de la saisie du premier caractère. En conséquence, le temps de préparation pour l'entrée de ce caractère ne sera pas pris en considération et par la suite le calcul ne sera pas exact. La solution est d'exclure ce premier caractère du calcul [2].

WPM (*Words Per Minute*) permet d'exprimer la vitesse de saisie en termes de nombre de mots entrés par minute. Cette métrique qui se calcule en fonction de CPS est souvent préférée pour faciliter les comparaisons puisque CPS est un petit nombre décimal dont au moins les dixièmes et les centièmes sont significatifs.

$$CPS = \frac{(|S| - 1)x60}{Tx5} = CPS = \frac{60}{5} \quad (2)$$

La valeur 5 est utilisée pour le calcul du WPM depuis 1924 et elle représente la longueur standard d'un mot [3].

b) Approche théorique : Le CPS et le WPM peuvent aussi être approximativement prédits pour une méthode donnée, dans un contexte donné, par des modèles prédictifs.

Kestroke-Level Model (KLM) aussi appelé « modèle Keystroke » dans la littérature, est un modèle de prédiction de performance très utilisé dans la conception et l'évaluation des systèmes interactifs. Il permet de mesurer le temps d'exécution d'une tâche telle que la saisie de texte sur des dispositifs réduit et des interfaces tactiles avec un taux d'erreur inférieure à 8% [5]. Il introduit six opérateurs pour

décrire l'exécution d'une tâche élémentaire [4]. Un ou plusieurs opérateurs peuvent être ignorés selon le type de tâche évaluée. Les différents opérateurs du modèle KLM dans le cas d'une interaction de type WIMP (Window, Icon, Menu, Pointer) sont :

$$T_{exécution} = T_K + T_P + T_H + T_D + T_M + T_R \quad (3)$$

Avec :

- **K** pour Keystroke : Cet opérateur correspond à un clic sur une touche. Le Tk est estimé entre 0,08 et 1,2 seconde [4],
- **P** pour Pointing : Cet opérateur représente l'action de déplacer le pointeur de la souris. Pour les situations typiques, il va de 0,8 à 1,5 seconde.
- **H** pour Homing : Cet opérateur correspond au repositionnement des mains sur le clavier ou un autre dispositif d'interaction. Le temps correspondant à cet opérateur est généralement de 0,4 seconde.
- **D** (nd, ld) pour Drawing : Cet opérateur correspond au dessin « manuel » d'une trajectoire de segments linéaires de *nd* segments ayant une longueur totale de *ld* cm. Le temps correspondant est estimé à 0,9 nd + 0,16 ld.
- **M** pour Mental : Cet opérateur représente la procédure de penser ou de réfléchir lors de la tâche interactive. T_M est estimé entre 0,6 et 1,35 seconde. Cette dernière valeur est la plus utilisée.
- **R** pour Response : Cet opérateur correspond au temps de réponse du système. Il est pris en compte seulement s'il entraîne l'attente de l'utilisateur. Il est souvent négligeable dans les applications traditionnelles sur ordinateur de bureau mais moins négligeable sur les dispositifs mobiles [5].

2) Le nombre de clics (KSPC) : KSPC pour *KeyStrokes Per Character* définit le nombre moyen d'actions de clic nécessaires pour saisir un caractère avec une méthode donnée dans une langue donnée.

Comme le WPM, le KSPC peut être déduit expérimentalement ou théoriquement. Dans le premier cas, le flux d'actions effectuées pour saisir un échantillon de texte avec une méthode donnée est enregistré. La longueur de ce flux est divisée par la longueur de l'échantillon de texte selon l'*équation (4)* pour déduire le KSPC [6].

$$KSPC = \frac{|Keystrokes|}{|Text|} \quad (4)$$

Pour prédire théoriquement le KSPC, il faut définir le nombre de clics nécessaires pour saisir chaque lettre. Le KSPC est ensuite calculé par l'équation suivante qui tient compte des fréquences des lettres dans une langue donnée [1].

$$KSPC = \frac{\sum(K_c x F_c)}{\sum F_c} \quad (5)$$

Avec :

- **C** représente un caractère de l'alphabet utilisé,
- $\mathbf{F_C}$ est la fréquence d'un caractère c dans la langue,
- $\mathbf{K_C}$ est le nombre de « *Keystrokes* » nécessaires pour saisir ce caractère.

3) L'erreur (MSD et KSPC) : Ces métriques permettent de quantifier le taux d'erreur. Elles permettent de déterminer les erreurs de saisie commises et leur correction. Ce qui peut être considéré comme un effort supplémentaire lors de la saisie.

Il existe, dans la littérature, plusieurs métriques pour mesurer l'erreur. Les plus utilisées dans le contexte d'entrée du texte sont MSD et KSPC.

Le taux d'erreur par MSD (*Minimum String Distance*) permet de quantifier les erreurs présentes dans le texte résultant en le comparant avec le texte à saisir. Cette méthode se fonde sur la distance de Levenshtein [7] pour calculer le taux d'erreurs [8].

Le KSPC défini dans la section précédente est souvent utilisé comme indicateur sur les erreurs [9] car il prend en considération la totalité des actions effectuées durant la saisie, incluant les actions de suppression et de correction des erreurs en les mettant en rapport avec le texte final produit.

MacKenzie et ses collègues ont étudié conjointement le MSD et le KSPC pour redéfinir les taux d'erreurs [10]. Les nouvelles équations se présentent sous la forme suivante.

$$MSD_{ErrorRate} = \frac{INF}{C + INF} x100\% \quad (6)$$

$$KSPC = \frac{C + INF + IF + F}{C + INF} \quad (7)$$

Avec :

- **C** (*Correct*) : pour les clics qui correspondent aux caractères correctement saisis,
- **IF** (*Incorrect but Fixed*) : pour les clics qui correspondent à des erreurs de saisie qui ont été corrigés par la suite,
- **INF** (*Incorrect Not Fixed*) : pour les clics qui correspondent à la saisie de caractères incorrects,
- **F** (*Fixes*) : pour les clics qui correspondent aux corrections, ce qui inclut seulement les actions de suppression et non celles de correction.

4) Autres métriques : En plus des métriques citées précédemment, il existe d'autres métriques moins utilisées ou utilisées dans des contextes plus spécifiques. Nous en listons quelques-unes ci-dessous :

- GPS Gesture Per Second [9],
- KSPW Key Stroke Per Word [9],
- CWPM Correct Word Per Minute [11],
- CPC Cost Per Correction [12],
- KSR *Keystroke* Saving Rate [13].

Les références citées dans cette liste ne présentent pas forcément les métriques concernées mais les utilisent pour évaluer une méthode donnée.

B. *Les méthodes non visuelles d'entrée de texte*

La littérature cite une panoplie de méthodes d'entrée de texte de différents types avec des dispositifs variés. Nous nous intéressons ici seulement aux méthodes pour les handicaps visuels et qui ont été évaluées en mode non visuel (*Eyes free*). Les méthodes mentionnées ci-dessous assistent leurs utilisateurs par de la synthèse vocale durant la navigation et la saisie sur l'écran tactile. Les valeurs de WPM, KSPC et MSD mentionnées dans ce qui suit sont les résultats d'une évaluation expérimentale de ces méthodes.

1) QWERTY : Elle consiste en une disposition sur l'écran d'un clavier d'ordinateur traditionnel avec un lecteur d'écran. Pour naviguer l'utilisateur passe d'un caractère à un autre en glissant le doigt sur l'écran. Une synthèse vocale prononce le caractère choisi. Pour confirmer le caractère sélectionné, il suffit d'appuyer par un deuxième doigt sur l'écran tout en gardant le premier sur le caractère ou de le lever et réappuyer deux fois sur l'écran [14]. L'évaluation de cette méthode a donné WPM = 2,1 et MSD = 14 %.

2) NavTouch : Elle permet, en glissant le doigt horizontalement et verticalement, de naviguer dans un alphabet indexé par les voyelles. La confirmation du caractère choisi se fait de la même manière que dans la méthode précédente. Son évaluation a donné WPM=1,72 et MSD = 12%.

3) Graffiti stroke (cf. Figure 1) : L'entrée de texte avec cette méthode se fait en dessinant des symboles (Graffiti) par des gestes sur l'écran. Si le symbole entré est reconnu par le système, alors une synthèse vocale prononce l'entrée sinon une vibration est émise [16]. Les résultats de l'évaluation de la méthode sont : WPM = 7,60; KSPC = 1,3 et MSD = 0,4%.



Fig. 1. Interface du clavier logiciel Graffiti Stroke

4) MultiTap Touch : Cette méthode est similaire à celle du clavier d'un mobile classique avec un lecteur d'écran et 12 touches formant des groupes de l'alphabet. La navigation dans les caractères est la même que pour la méthode QWERTY. La sélection et la confirmation nécessitent autant de doubles frappes que la position du caractère dans son groupe [14]. Les résultats de l'évaluation de la méthode sont : WPM = 2 et MSD = 14%.

5) Méthode de Yfantidis & Evreinov : Cette technique adaptative se présente sous forme de trois camemberts en huit parts superposées. Les lettres de l'alphabet sont réparties sur les trois couches selon leurs fréquences d'apparition dans la langue anglaise. L'écran affiche les huit lettres les plus fréquentes en premier et le passage à la couche suivante se fait automatiquement à l'aide d'une technique appelée «Dwell time» par les auteurs [17]. Les résultats de l'évaluation de la méthode sont : WPM = 7 et MSD = 0,8%.

6) BrailleTouch (cf. Figure 2) : WPM = 17,87 et MSD = 28,97%. Cette méthode est fondée sur l'alphabet braille. Son interface comporte six boutons placés sur les bords de l'écran représentant les cellules de la matrice braille (3x2). Pour marquer une cellule, l'utilisateur doit laisser son doigt sur la cellule pendant un laps de temps configurable. La confirmation d'une lettre se fait par une double frappe après le marquage des cellules [18].



Fig. 2. Interface de la method BrailleTouch.

III. DÉSCRIPTION DE NOTRE MÉTHODE (MORSETOUCH)

MorseTouch est une méthode d'entrée de texte pour téléphones et tablettes tactiles destinée aux handicaps visuels. Nous l'avons développée comme un service de saisie (IMS : *Input Method Service*) pour les plateformes Android. Elle se fonde sur le code Morse et permet, à partir de quelques frappes et des balayages sur l'écran tactile, d'écrire du texte. *MorseTouch* offre aux handicapés visuels une assistance multimodale par des retours acoustiques, vocaux et vibro-tactiles. En d'autres termes, chacun des gestes que fait l'utilisateur sur l'écran produit un son et chaque séquence de gestes correspondant à une lettre déclenche sa prononciation par un moteur de synthèse vocale, sinon une vibration pour indiquer l'échec de reconnaissance est émise.

MorseTouch est uni-frappe (cf. Figure 3). Elle peut être utilisée par une seule main tandis que l'autre main de l'utilisateur non ou mal voyant reste libre pour tenir une canne ou un chien guide. En plus, le fait de pouvoir utiliser son téléphone avec une seule main, rend *MorseTouch* potentiellement utilisable pour certains handicaps moteurs.



Fig. 3. Interface de notre application Android « *MorseTouch* »

A. Le code Morse

Le code Morse (du nom de Samuel Morse, son inventeur) est un code télégraphique utilisant un alphabet conventionnel fait de traits et de points, et un son constitué de longues et de brèves. Les lettres de l'alphabet du code international sont triées par ordre de fréquence d'apparition dans la langue anglaise. Ainsi, plus la lettre est fréquente moins il y a de points et de tirets qui la compose.

Etant donné que notre application *MorseTouch* est fondée sur le code Morse, nous présentons dans le tableau *Table I*, le code Morse correspondant à chaque caractère.

TABLE I. EXTRAIT DU CODE MORSE INTERNATIONAL SELON LES RECOMMANDATIONS DE L'UNION INTERNATIONALE DES TELECOMMUNICATIONS [19].

a . −	**j** . − − −	**s** . . .	**2** . . − − −	**[.]** . − . − . −
b − . . .	**k** − . −	**t** −	**3** . . . − −	**[,]** − − . . − −
c − . − .	**l** . − . .	**u** . . −	**4** . . . . −	**[:]** − − − . . .
d − . .	**m** − −	**v** . . . −	**5**	**[']** . − − − − .
e .	**n** − .	**w** . − −	**6** −	**[@]** . − − . − .
f . . − .	**o** − − −	**x** − . . −	**7** − − . . .	**["]** . − . . − .
g − − .	**p** . − − .	**y** − . − −	**8** − − − . .	**[(]** − . − − .
h	**q** − − . −	**z** − − . .	**9** − − − − .	**[)]** − . − − . −
i . .	**r** . − .	**1** . − − − −	**0** − − − − −	**[–]** − . . . . −

B. Adaptation aux écrans tactiles :

Pour adapter l'alphabet Morse au profit des interfaces des téléphones et des tablettes tactiles, nous avons traduit les points et les tirets par des gestes sur l'écran. Pour saisir un point il faut frapper sur l'écran et pour un tiret, il faut soit glisser le doigt sur l'interface vers la droite, soit faire un appui long, selon le mode de saisie utilisé.

C. Les préférences utilisateurs

L'application de la méthode *MorseTouch* offre la possibilité d'ajuster ses paramètres pour garantir une meilleure expérience utilisateur. Autrement dit, *MorseTouch* offre deux modes de saisie : *« Morse classique »* ou *« morseTouch »*. La différence entre ces deux modes réside dans la saisie des tirets Morse et des espaces.

En mode « *morseTouch* », les tirets sont saisis par un trait vers la droite en glissant le doigt sur l'écran et les espaces par un trait vers le haut. Tandis qu'en mode « *Morse classique* », les tirets sont saisis en maintenant le doigt sur l'écran pendant un temps paramétrable et les espaces par un trait vers la droite.

MorseTouch offre aussi à ces utilisateurs un contrôle sur la langue et la vitesse de prononciation du moteur de la synthèse vocale.

Un autre paramètre que les utilisateurs de *MorseTouch* peut ajuster est le *Temps de validation*. Ce paramètre permet d'augmenter ou diminuer le temps du compte à rebours pour la validation de la séquence de symboles Morse effectuée.

Le dernier paramètre est le *Temps d'un appui long.* Ce paramètre ne prend effet qu'en mode « Morse classique ». Il permet d'ajuster la durée minimale d'un long appui (Tiret Morse). En d'autres termes, combien de temps il faut que le doigt reste sur l'écran avant que l'application ne le considère comme un long appui. Si le mode « *morseTouch* » est actif, alors un long appui prend la fonction de Verrouillage et déverrouillage Majuscule et le temps nécessaire pour exécuter cette fonction devient 0,8 seconde.

D. Le compte à rebours

La saisie d'un caractère avec le code Morse nécessite plusieurs gestes (points et tirets) sur l'écran tactile du téléphone. La séparation des symboles d'un caractère à son suivant est assurée par un compte à rebours que l'utilisateur peut ajuster dans les paramètres de la méthode.

Ce compte à rebours commence quand l'utilisateur saisit un point ou un tiret Morse. Il se réinitialise à chaque touche sur l'écran. Une fois à zéro, le système produit la lettre correspondant à la séquence de gestes effectués sur l'écran.

E. Fonctions spéciales

MorseTouch admet des fonctions basiques pour l'édition de texte. (1) La suppression récursive du caractère à gauche du curseur qui se fait en traçant avec le doigt un trait vers la gauche ; (2) La saisie des espaces par un trait vers le haut en mode « *morseTouch* » et un trait vers la droite en mode « *Morse classique* » ; (3) Le retour à la ligne dans le cas des zones de textes multi-lignes qui se fait par un trait vers le bas. Cependant, ce *geste* ne peut produire un retour à la ligne que lorsqu'aucun caractère morse n'est en cours de saisie. En d'autres termes, aucun compte à rebours n'est actif ; (4) La validation d'une séquence de symboles Morse pour ne pas attendre la fin du compte à rebours s'effectue en traçant un trait vers le bas. Ce *geste* permet la validation seulement si un compte à rebours est actif sinon le système produira un retour à la ligne ; (5) Le verrouillage et le déverrouillage des majuscules qui est une fonction disponible seulement en mode « *morseTouch*» et elle s'active par un appui long sur l'écran. Autrement dit, l'utilisateur doit maintenir son doigt sur l'écran pendant au moins 0,8 seconde pour verrouiller ou déverrouiller l'écriture en majuscule.

F. Les retours aux usagers

Le public cible de notre méthode est le handicapé visuel. Il est alors indispensable d'essayer de remplacer la modalité visuelle en combinant d'autres modalités. Pour ce faire, nous avons eu recours à des retours audio et vibro-tactiles.

1) Retours Audio : La méthode d'entrée du texte *MorseTouch* utilise des signaux sonores et la parole afin d'essayer de compenser la déficience visuelle des usagers. C'est pour cela quenotre méthode intègre une synthèse vocale qui permet d'interagir avec les utilisateurs par la parole. Cette interaction vocale est résumée dans le tableau *Table II*.

MorseTouch assiste l'utilisateur non seulement par des retours vocaux mais aussi par des signaux sonores. D'ailleurs, la saisie des gestes du code Morse est accompagnée par des sons brefs pour les points et des sons longs pour les tirets.

TABLE II. RESUME DES REACTIONS DU SYNTHETISEUR VOCAL DE *MORSETOUCH*

Action de l'utilisateur	**Réaction de *MorseTouch***
Saisie d'un caractère Morse valide	Prononciation du caractère
Supprimer un caractère	Prononciation du caractère suivi

	du mot « supprimé »
Espace ou Retour à la ligne	Prononciation du dernier mot
Verrouillage/Déverrouillage majuscule	Prononciation de la phrase « Majuscules activées » / « Majuscules désactivées »

2) Retours Vibro-tactile : MorseTouch utilise la modalité tactile manifestée par des vibrations. Ces retours servent à avertir les utilisateurs. Chaque vibration détermine un type d'erreur. Notre méthode produit une vibration de durée de 0,1 seconde si l'utilisateur tente de supprimer un caractère dans une zone de texte vide et une vibration de 0,2 seconde est émise si la séquence de gestes effectués ne correspond à aucun caractère.

IV. EVALUATION DE LA MÉTHODE

MorseTouch n'a encore pas été évaluée expérimentalement par une population de PAM. Par conséquent, nous allons utiliser les approches théoriques de prédiction de la vitesse et de nombre de clics de l'interaction avec notre méthode.

Dans la littérature, nous ne trouvons que des approches de calcul théorique de CPS, WPM et de KSPC. C'est pour cela que nous ne présentons ici que les résultats de ces dernières métriques ainsi que les méthodes suivies pour le calcul sans la prise en compte des erreurs qui peuvent se produire durant l'interaction.

A. CPS et WPM

Pour appliquer le modèle KLM afin d'estimer la vitesse de saisie avec une méthode donnée, nous avons suivi le protocole décrit dans [1].

Nous avons commencé par choisir une phrase à saisir et nous avons décidé de la configuration optimale de l'application pour l'adapter à un utilisateur expert puisque KLM prédit le temps minimal nécessaire à un utilisateur expérimenté pour effectuer une tâche exempt d'erreurs [1].

1) Phrase de test : Nous avons utilisé pour l'estimation et l'application du modèle keystroke, la phrase "*Portez ce vieux whisky au juge blond qui fume*". Cette phrase comporte toutes les lettres de l'alphabet (de A à Z). Ce choix nous a permis de tester la saisie de toutes les lettres. Des statistiques sur cette phrase sont résumées dans le tableau *Table III*.

TABLE III. STATISTIQUES SUR LA PHRASE DE TEST

Nombre total de caractères (sans les espaces)	37
Nombre total de caractères	45
Nombre total de mots	9
Nombre de caractères par mot	4,111
Corrélation avec la langue française	0,615

2) Configuration de MorseTouch choisie : Notre application est paramétrable dans le but de s'adapter aux préférences des utilisateurs (*Section III.C*).

Pour tester le potentiel de *MorseTouch* et avoir une estimation de la vitesse qu'elle peut atteindre, nous avons choisi d'utiliser le mode « *morseTouch* » avec un temps de validation égal à 0,3 seconde.

3) Estimation du temps d'exécution : l'estimation de la vitesse d'écriture sur un écran tactile d'un téléphone par KLM nécessite la description de la tâche à faire et l'énumération des keystrokes1 nécessaires pour l'accomplir.

- **Scénario :** L'utilisateur prend le téléphone dans la pomme de sa main, et commence à écrire avec le pouce de la main qui tient le téléphone.
- **Tâche :** Ecrire la phrase de test par le bais de *MorseTouch* comme le montre la *figure 3.*
- ***Keystrokes* (opérateur K) :** Pour la saisie des lettres de la phrase de test, nous comptons 60 *keystrokes* pour les points et 45 pour les tirets. Nous comptons aussi, 8 *keystrokes* pour la saisie des espaces et 37 pour la validation des séquences Morse saisies. Nous obtenons un totale de **60** *keystrokes* pour les frappes et **90** pour les gestes.
- **T_K :** L'estimation du temps d'un *keystroke* varie entre 0.08 et 1.2 secondes. Nous avons choisi d'utiliser pour notre méthode la valeur **0,1 pour les keystrokes des frappes** qui est égale au temps, rapporté dans la littérature, d'un clic sur le bouton de la souris. En ce qui concerne les gestes, nous avons choisi la valeur **0,4.** Ces choix sont justifiés par le fait que notre clavier est une surface qui couvre la moitié de l'écran et l'utilisateur ne perdra pas de temps pour chercher les lettres : il frappe une séquence de points et de tirets n'importe où sur cette surface et il aura la lettre désirée.
- **T_M :** Dans la *section II.A.1.b*, la valeur de l'opérateur cognitif la plus utilisée est égale à **1,30** seconde. Cet opérateur intervient avant la saisie de chaque mot.
- **T_R :** Selon [5] − Ce facteur est souvent négligeable dans les applications traditionnelles sur ordinateur de bureau mais moins négligeable sur les dispositifs mobiles de la décennie précédente. Aujourd'hui, ces dispositifs sont assez performants pour que nous négligions ce facteur.

En utilisant KLM, pour estimer le temps exécution d'une tâche de saisie de texte. La formule devient :

$$T_{exécution} = T_K + T_M \quad (8)$$

Pour calculer l'estimation du temps d'exécution de la tâche de saisie, nous avons multiplié le nombre total de *keystrokes* nécessaires pour écrire la phrase de test par le temps d'un *keystroke* T_K. Puis, nous avons ajouté l'opérateur cognitif avant la saisie de chaque mot (T_M x Nombre total de mots). Nous avons obtenu **$T_{exécution}$ = 55,35 secondes**.

4) Résultas obtenus : Après avoir trouvé l'approximation du temps d'exécution de la tâche de saisie de la phrase de test par le clavier logiciel *MorseTouch*, il ne reste plus qu'à calculer CPS puis à déduire WPM.

Pour obtenir la valeur de CPS, il suffit de diviser la longueur de la phrase de test par le temps d'exécution obtenu

[1] Par *keystroke*, nous désignons les frappes, les longs appuis et les balayages ou traits (*Swipes*) à droite et en bas sur l'écran tactile.

et pour déduire WPM, nous avons multiplié CPS par le résultat de la division de 60 par 5.

$$CPS = \frac{|Phrase\ \ de\ \ test|}{T_{exécution}} \quad (9)$$

CPS = 0,81 et **WPM = 09,76.** Ce résultat exprimé en mots par minutes met *MorseTouch* devant beaucoup des méthodes non visuelles, voire devant quelques méthodes visuelles d'entrée de texte sur écrans tactiles. Cela est dû au fait que le code Morse est purement temporel. Il n'y a pas de notion d'espace, ni de navigation, ni de recherche d'alphabet sur l'écran, ce qui a permis de gagner beaucoup de temps.

Le seul inconvénient est l'apprentissage du code Morse. Mais, il y a des méthodes qui permettent d'atteindre jusqu'à 20 WPM dans une quarantaine d'heures [20]. La méthode la plus rapide et la plus efficace est la méthode développée par le psychologue allemand Ludwig Koch grâce à laquelle il a pu atteindre avec un groupe d'étudiants sélectionnés, un taux de 12 WPM en 27 heures et demie [21].

Ce résultat peut être amélioré si nous utilisons pour le test une phrase davantage corrélée à la langue française, sachant également que le corpus de phrases utilisées pour évaluer les méthodes d'entrée de texte le plus rapporté dans la littérature est celui de Mackenzie [22]. Ce corpus est composé de 500 phrases d'une corrélation avec la langue de 0,95.

B. KSPC

Après avoir prédit approximativement la vitesse que notre méthode *MorseTouch* peut atteindre sur un téléphone à écran tactile par le modèle *keystroke*, nous essayons pour finir de quantifier le nombre de gestes (*keystrokes*) nécessaires pour saisir les 26 lettres de l'alphabet.

La métrique qui permet de mesurer théoriquement le nombre de gestes dans le contexte d'entrée de texte est le KSPC défini dans la *section II*. L'application de *l'équation (5)* de cette même section nous a donné, **KSPC = 2,44**.

Pour la phrase de test de la *section IV.A.1*, **KSPC = 2,84**.

$$KSPC = \frac{\sum_{c=A}^{Z}(K_c x F_c x F'_c)}{\sum_{c=A}^{Z}(F_c x F'_c)} \quad (10)$$

Avec :

- **C** allant de *A* à *Z*,
- $\mathbf{K_C}$ est le nombre de « *Keystrokes* » nécessaires pour saisir ce caractère.
- $\mathbf{F_C}$ est la fréquence d'un caractère c dans la langue française,
- $\mathbf{F'_C}$ est la fréquence d'un caractère c dans la phrase de test,

L'ajout des *keystrokes* des espaces et des *keystrokes* de validation permet de diminuer la valeur trouvée et KSPC devient égale à **1,83**.

Cette valeur de KSPC peut être améliorée si nous utilisons un système prédictif pour suggérer la terminaison d'un mot ou prédire le caractère suivant en utilisant les n-grammes. Ceci nous fera gagner plusieurs *keystrokes* et, par conséquent, nous gagnerons aussi en vitesse.

V. CONCLUSIONS

Nous avons présenté dans cet article la méthode *MorseTouch* qui est une technique non visuelle d'entrée de texte sur téléphones et tablettes tactiles. *MorseTouch* utilise le code Morse international comme moyen de saisie des lettres de l'alphabet. L'étude théorique de la vitesse et du nombre de gestes qu'un utilisateur exerce pour saisir un texte, a démontré que cette méthode peut atteindre les 09,76 WPM avec un KSPC de 1,83. Désormais, nous sommes en train de préparer une évaluation empirique pour déterminer les capacités quantitative et qualitative de la méthode, et ce en mesurant la vitesse, le taux d'erreur, l'utilisabilité et l'utilité de notre méthode avec une population de PAM.

REFERENCES

[1] Belatar, M. « Saisie de texte en contexte dégradé sur interfaces réduites pour dispositifs mobiles», Editions universitaires europeennes, 2011, ISBN 6131569630, 14-50.

[2] MacKenzie, I. S. A Note on Calculating Text Entry Speed. http://www.yorku.ca/mack/RN-TextEntrySpeed.html.

[3] YAMADA, H. A Historical Study of Typewriters and Typing Methods: from the Position of Planning Japanese Parallels Journal of information processing, Information Processing Society of Japan (IPSJ), 1980, 2, 175-202.

[4] Card, S.K., Moran, T.P., et Newell, A. (1980). The keystroke-level model for user performance time with interactive systems. Communications of the ACM, 23, 7 (Jul. 1980), 396-410.

[5] Luo, L. et John, B.E. (2005). Predicting task execution time on handheld devices using the keystroke-level model. In CHI '05 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems CHI '05. ACM, New York, NY, 1605-1608

[6] MacKenzie, I. S. KSPC (Keystrokes per Character) as a Characteristic of Text Entry Techniques Proceedings of the 4th International Symposium on Mobile Human-Computer Interaction, Springer-Verlag, 2002, 195-210.

[7] Levenshtein, V.I. (1966). Binary codes capable of correcting deletions, insertions and reversals. Soviet Physics Doklady, 10, 707-710.

[8] Soukoreff, R. W. & MacKenzie, I. S. Measuring errors in text entry tasks: an application of the Levenshtein string distance statistic CHI '01 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems, ACM, 2001, 319-320.

[9] MacKenzie, I. S., et Tanaka-Ishii, K. (2007). Text entry systems: Mobility, accessibility, universality, Morgan Kaufmann, San Francisco-CA, ISBN=978- 0123735911.

[10] Soukoreff, R.W. et MacKenzie, I.S. (2003). Metrics for text entry research: an evaluation of MSD and KSPC, and a new unified error metric. In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. CHI '03. ACM, New York, NY, 113-120.

[11] Goldstein, M., Book, R., Alsiö, G., et Tessa, S. (1999). Non-keyboard QWERTY touch typing: a portable input interface for the mobile user. In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems: the CHI Is the Limit. CHI '99. ACM, New York, NY, 32-39.

[12] Gong, J. & Tarasewich, P. A New Error Metric for Text Entry Method Evaluation Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, ACM, 2006, 471-474.

[13] Wandmacher, T. Antoine, J.-Y. Poirier, F. & Départe, J.-P. Sibylle, An Assistive Communication System Adapting to the Context and Its User ACM Trans. Access. Comput., ACM, 2008, 1, 6:1-6:30.

[14] João Oliveira, Tiago Guerreiro, Hugo Nicolau, Joaquim Jorge, and Daniel Gonçalves. 2011. Blind people and mobile touch-based text-entry: acknowledging the need for different flavors. In The proceedings of the 13th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility (ASSETS '11). ACM, New York, NY, USA, 179-186.

[15] Bonner, M. N. Brudvik, J. T. Abowd, G. D. & Edwards, W. K. No-look notes: accessible eyes-free multi-touch text entry Proceedings of the 8th international conference on Pervasive Computing, Springer-Verlag, 2010, 409-426.

[16] Tinwala, H. & MacKenzie, I. S. Eyes-free Text Entry on a Touchscreen Phone 2009 IEEE Toronto International Conference –Science and Technology for Humanity, 2009

[17] Yfantidis, G. & Evreinov, G. Adaptive blind interaction technique for touchscreens Universal Access in the Information Society, Springer Berlin Heidelberg, 2006, 4, 328-337.

[18] Southern, C. Clawson, J. Frey, B. Abowd, G. & Romero, M. An evaluation of BrailleTouch: mobile touchscreen text entry for the visually impaired Proceedings of the 14th international conference on Human-computer interaction with mobile devices and services, ACM, 2012, 317-326.

[19] Union internationale des telecommunications, Recommandation UIT-R M.1677-1 (10/2009), Code Morse international, http://www.itu.int/rec/R-REC-M.1677-1-200910-I/fr.

[20] Taylor, D.W., "Learning Telegraphic Code," Psychological Bulletin, XL (1943), pp. 461-487.

[21] Finley, D. Morse Code: Breaking the Barrier, M F J Enterprises Incorporated, 1998, ISBN 1891237195, 53-70.

[22] MacKenzie, I. S. & Soukoreff, R. W. Phrase sets for evaluating text entry techniques CHI '03 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems, ACM, 2003, 754-755.

Modèle 3D Quasi-Statique de la Propulsion en Fauteuil Roulant,

I. Hilal, P. Pudlo

Modèle 3D Quasi-Statique de la Propulsion en Fauteuil Roulant Manuel

Effets de l'angle de carenage sur les moments articulaires du coude et de l'epaule

Isam Hilal
Université Lille Nord de France, F-59000 Lille, France
UVHC, LAMIH, F-59313 Valenciennes, France
CNRS, UMR 8201, F-59313 Valenciennes, France
ihhilal@gmail.com

Philippe Pudlo
Université Lille Nord de France, F-59000 Lille, France
UVHC, LAMIH, F-59313 Valenciennes, France
CNRS, UMR 8201, F-59313 Valenciennes, France
Philippe.Pudlo@univ-valenciennes.fr

***Abstract*—L'utilisation de modèles théoriques est une alternative pour étudier la relation entre le fauteuil roulant manuel et l'anthropométrie de l'utilisateur. L'un des modèles théoriques utilisé pour étudier la propulsion en fauteuil roulant manuel a été proposé par Richter [1] et Morrow et al. [2]. Le modèle est développé en deux dimensions, est de type multi-corps, et considère l'utilisateur et le fauteuil roulant comme un mécanisme à quatre barres d'un degré de liberté, défini par l'angle de rotation de la roue de propulsion. Toutefois, le modèle analytique proposé par Richter [1] et Morrow et al. [2], est limité à être utilisé dans le plan sagittal. Cela rend impossible son utilisation dans des études visant à expliquer l'effet de l'angle de carénage sur la propulsion du fauteuil roulant, l'influence de la largeur du siège ou de la distance qui sépare l'articulation de l'épaule et le centre de l'axe de la roue de propulsion dans le plan frontal. Cet article présente un modèle capable de simuler le mécanisme de propulsion en fauteuil roulant manuel en 3D. Nos résultats ciblent les effets de l'angle de carénage au niveau de la mécanique des articulations de l'épaule et du coude dans les plans anatomiques frontale et transverse.**

Keywords—Biomécanique ; propulsion en fauteuil roulant manuel; modèle quasi-statique; cinématique des membres supérieurs.

I. INTRODUCTION

Le fauteuil roulant est une aide technique conçue pour faciliter le déplacement des personnes ayant des problèmes de mobilité ou à mobilité réduite en raison d'une maladie ou d'une blessure physique. Parmi les différents types de fauteuils roulants, le fauteuil roulant à propulsion manuelle est le plus utilisé. Sa configuration peut être adaptée à l'utilisation quotidienne et/ou sport, afin d'assurer un confort maximal pour l'utilisateur et une plus grande efficacité dans son utilisation.

Un des modèles théoriques très utilisé pour l'étude de la propulsion en fauteuil roulant manuel est proposé par Richter [1] et Morrow et al. [2]. Le modèle est bidimensionnel et de type multi-corps, considère que l'utilisateur et le fauteuil roulant sont représentés par un mécanisme à quatre barres possédant un seul degré de liberté, défini par l'angle de rotation de la roue de propulsion. Le modèle est quasi-statique, ce qui signifie que l'énergie cinétique n'est pas prise en considération, que l'étude est basée sur l'équilibre statique des forces et des moments agissant sur le système dans chaque intervalle de temps. Le modèle a été mis au point pour l'étude des mouvements dans le plan sagittal et est formé par le rayon de la roue de propulsion, le segment de la main et de l'avant-bras, le segment de bras et un segment qui relie l'articulation de l'épaule et le centre de rotation de la roue de propulsion. Cette représentation du système utilisateur-fauteuil roulant peut être utilisée avec des données issues des profils de forces de la main courante déjà proposées [1,3].

Le modèle paramétrique 2D de quatre barres, permet de modifier les dimensions des segments et de la position verticale et horizontale du siège. Morrow et al. [2] ont montré les avantages de l'utilisation de ce modèle pour l'étude de la cinématique et la cinétique de la propulsion en fauteuil roulant manuel. Guo et al. [4] ont étudié l'effet sur la propulsion du fauteuil roulant pour différents diamètres de la roue de propulsion. Un autre travail de Guo et al. [5] a examiné les forces de propulsion et les moments pour différentes positions de la main sur la roue de propulsion. Richter [1] a utilisé son modèle 2D à quatre barres, pour étudier l'effet de la hauteur du siège sur les moments dans les articulations de l'épaule et du coude. Les équations proposées par Richter [1] pour le calcul des moments furent ensuite corrigées par Leary et al. [6], en raison d'une erreur critique dans la formulation du modèle.

Des études expérimentales sont importantes pour comprendre la biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant et la modélisation mathématique peut aider à expliquer les résultats qui peuvent être obtenus. Des études visant à déterminer l'influence de la position antéro-postérieure du siège [7] ou la hauteur du siège [8], peuvent être analysées en utilisant le modèle paramétrique 2D de quatre barres. Toutefois, le modèle analytique proposé par Richter [1] et Morrow et al. [2], est limité à être utilisé dans le plan sagittal, ce qui empêche son utilisation dans les études qui souhaitent expliquer les effets sur la propulsion de l'angle de carénage de la roue de propulsion [8,9].

Cet article présente un modèle 3D de quatre barres, sur la base des modèles proposés par Richter [1] et Morrow et al. [2]. Le modèle proposé a les mêmes caractéristiques que le modèle 2D, mais l'étude est étendue aux trois plans anatomiques : sagittal, coronal et transversal, permettant ainsi d'effectuer des études théoriques, beaucoup plus larges sur la

propulsion en fauteuil roulant manuel. Le modèle 3D considère des paramètres qui ne sont pas envisagés dans le modèle 2D : les forces axiales de la main, la distance latérale entre l'épaule et l'axe de rotation de la roue de propulsion et les angles d'inclinaison de la roue de propulsion.

L'objectif de cette étude est de déterminer comment l'angle de carénage, agit sur les moments produits dans les articulations de l'épaule et du coude, pendant la propulsion du fauteuil roulant manuel. Nous utilisons une approche théorique, basée sur un modèle 3D quasi-statique.

II. METHODE

Un modèle 2D quasi-statique de la propulsion du fauteuil roulant-utilisateur, représenté comme un mécanisme à quatre barres avec un degré de liberté, a été proposé par Richter [1] et Morrow et al. [2]. Ce modèle a été ajusté par Leary et al. [6], après avoir identifié une erreur critique dans le travail proposé par Richter [1].

Le modèle 2D offre la possibilité d'étudier en détail la biomécanique du mouvement en fauteuil roulant, avec l'inconvénient qu'il est applicable uniquement à des études en deux dimensions, ce qui signifie que les efforts perpendiculaires au plan sagittal ne sont pas considérés, ni l'angle de carénage de la roue, ni la distance latérale entre l'articulation de l'épaule et le centre de rotation de la roue de propulsion.

Cet article décrit la reformulation du modèle proposé par Richter [1] et corrigé par Leary et al. [6] pour pouvoir être utilisé dans les trois dimensions.

Des équations sont écrites pour définir le modèle 3D et établir la cinématique du mouvement du fauteuil roulant, et les moments dans le coude et l'épaule dans des conditions quasi-statiques. L'étude a été réalisée pour différents angles de carénage.

L'angle de carénage, est défini comme l'angle de la roue de propulsion par rapport au plan sagittal. Dans notre étude, les axes *x* et *y* définissent le plan sagittal (voir figure 1), et l'angle de carénage, θ_{camber}, est supposé positif dans le sens anti-horaire autour de l'axe-x.

A. *Solution analytique*

Dans les sections suivantes sont développées les équations qui permettent d'établir la cinématique du mouvement du fauteuil roulant, et le calcul quasi-statique des moments au niveau du coude et de l'épaule. Dans ce cadre, les hypothèses suivantes proposées déjà par Richter [1] et Leary et al. [6] sont reprises :

- L'angle de contact, θ_c, est l'angle de la roue, θ_w, lorsque la main prend contact pour la première fois avec le cercle de propulsion (la main courante).
- L'angle de sortie, θ_r, est l'angle de la roue lorsque la main n'est plus en contact avec le cercle de propulsion. L'angle de sortie est défini lorsque le bras et l'avant bras sont alignes (extension maximale de l'articulation du coude).

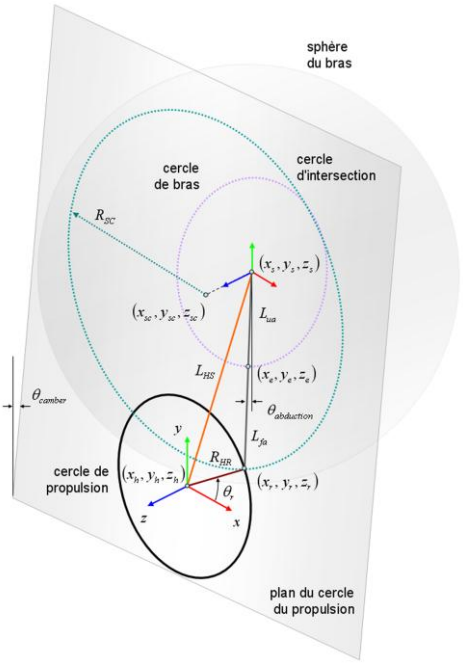


Fig. 1. Schéma du modèle 3D de la propulsion en fauteuil roulant, montrant la position de la main, (x_r, y_r, z_r), à la fin du cycle de propulsion, et l'angle de rotation, θ_r, sur le cercle de propulsion. L'angle d'abduction du bras, $\theta_{abduction}$, et l'angle de sortie, θ_r, sont utilisés comme références pour le calcul de la position de contact, (x_c, y_c, z_c).

- L'angle d'abduction, $\theta_{abduction}$, de l'articulation de l'épaule dans la position de contact et la position de sortie est le même.
- La seule mobilité du coude envisagée est la flexion.
- La main est en contact en continu avec le cercle de propulsion, entre l'angle de contact, θ_c, et l'angle de sortie, θ_r.

Pour le calcul quasi-statique des moments dans les articulations de l'épaule et du coude les hypothèses suivantes proposées par Richter [1] et Leary et al. [6] sont retenues :

- La vitesse angulaire de la roue est supposée constante.
- Les effets dynamiques des segments anatomiques et l'inertie de la roue ne sont pas considérés. Cette hypothèse est valide lorsque les effets dynamiques sont négligeables par rapport aux forces directes.
- L'angle de rotation de la roue, θ_w, est défini en fonction de la progression de la poussée et est indépendante du temps.
- La force de propulsion, F, et ses composantes, (F_x, F_y, F_z), sont définies en fonction de la progression de l'angle de propulsion, θ_w.
- La position de l'épaule reste constante, par rapport au centre du cercle de propulsion, tout au long du cycle de poussée.

B. *Position de la main sur le cercle de propulsion.*

Le système de référence principal est situé au centre du cercle qui représente le cercle de propulsion, (x_h, y_h, z_h). L'équation qui définit le cercle de propulsion est :

$$(x-x_h)^2+(y-y_h)^2=R_{HR}{}^2 \quad (1)$$

où, R_{HR}, représente le rayon du cercle de propulsion (fig. 1).

L'angle de rotation de la roue de propulsion, θ_{w_z}, est mesuré dans le sens anti-horaire autour de l'axe-z et l'angle $\theta_{w_z}=0$, coïncide avec l'origine de l'axe-x positif (voir fig. 1). L'équation qui définit la position de la main, (x_w,y_w,z_w), en fonction de l'angle de rotation de la roue, θ_{w_z}, considère également l'angle de carénage, θ_{camber}. L'équation du cercle de propulsion peut être représentée de manière paramétrique comme :

$$\begin{bmatrix}x_w\\y_w\\z_w\end{bmatrix}=\begin{bmatrix}x_h\\y_h\\z_h\end{bmatrix}+R_{HR}\begin{bmatrix}\cos(\theta_{w_z})\\\sin(\theta_{w_z})\cos(\theta_{camber})\\\sin(\theta_{w_z})\sin(\theta_{camber})\end{bmatrix} \quad (2)$$

C. *Position de la main et l'angle de sortie par rapport au cercle de propulsion.*

L'angle de sortie de la roue, θ_r, et la position de sortie de la main, (x_r,y_r,z_r), sont définis au moment où la main n'est plus en contact avec le cercle de propulsion. Comme nous l'avons supposé, les segments du bras, L_{ua}, et avant-bras, L_{fa}, sont alignés à la fin du cycle de propulsion (fig. 1), ce qui nous permet de regrouper ces deux segments en un seul élément. La position distale du segment bras+avant-bras, coïncide avec la position de l'épaule, (x_s,y_s,z_s), ce qui nous permet de définir l'équation du système global des mouvements de la sphère qui représentent les mouvements de ce segment :

$$(x-x_s)^2+(y-y_s)^2+(z-z_s)^2=R_{arm}{}^2 \quad (3)$$

où, $R_{arm}=(L_{ua}+L_{fa})$

Les coordonnées de la position de sortie, (x_r,y_r,z_r), sont obtenues de l'intersection du cercle de propulsion (2) et de l'équation de la sphère qui représente les mouvements du segment bras+avant-bras, équation (3), (voir fig. 1). Les coordonnées, (x_r,y_r,z_r), correspondent à la position de la main au moment de la sortie du cercle de propulsion, et peut être utilisée dans l'équation (2) pour calculer l'angle de sortie, θ_r :

$$\begin{aligned}x_r&=x_h+R_{HR}\cos(\theta_r)\\y_r&=y_h+R_{HR}\sin(\theta_r)\cos(\theta_{camber})\\z_r&=z_w\\\theta_r&=\tan^{-1}\left(\frac{1}{\cos(\theta_{camber})}\left(\frac{y_r-y_h}{x_r-x_h}\right)\right)\end{aligned} \quad (4)$$

Connaissant les positions, (x_s,y_s,z_s) et (x_r,y_r,z_r), on peut calculer l'angle d'abduction, $\theta_{abduction}$, entre le segment bras+avant-bras et le cercle de propulsion, il peut être défini comme :

$$\theta_{abduction}=\tan^{-1}\left(\frac{z_s-z_r}{y_s-y_r}\right) \quad (5)$$

D. *Position de la main et l'angle de contact par rapport au cercle de propulsion.*

La position du coude, (x_e,y_e,z_e), peut être définie par l'équation d'un cercle de rayon, L_{ua}, (voir fig. 2) . Si nous prenons en considération la rotation du bras autour de l'axe-x, à cause de l'angle d'abduction, $\theta_{abduction}$, l'équation paramétrique qui détermine la position du coude, (x_e,y_e,z_e), est :

$$\begin{bmatrix}x_e\\y_e\\z_e\end{bmatrix}=\begin{bmatrix}x_s\\y_s\\z_s\end{bmatrix}+L_{ua}\begin{bmatrix}\cos(\theta_{sz})\\\sin(\theta_{sz})\cos(\theta_{abduction})\\\sin(\theta_{sz})\sin(\theta_{abduction})\end{bmatrix} \quad (6)$$

où, θ_{sz}, représente l'angle de rotation de l'articulation de l'épaule selon l'axe-z.

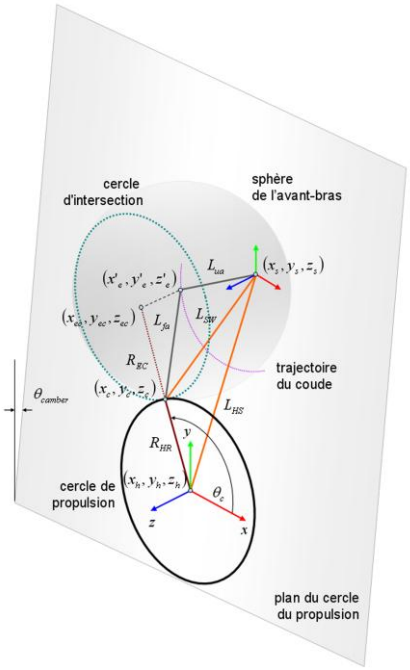


Fig. 2. Schéma du modèle 3D de la propulsion en fauteuil montrant la position de contact de la main, (x_c,y_c,z_c), et l'angle de contact, θ_c, sur le cercle de propulsion, au début du cycle de propulsion. La position, (x_{ec},y_{ec},z_{ec}), correspond à la projection de la position du coude, (x'_e,y'_e,z'_e), sur le plan du cercle de propulsion, au moment du contact de la main avec la roue de propulsion.

Afin de déterminer les coordonnées du contact de la main, (x_c, y_c, z_c), et l'angle de contact, θ_c, sur le cercle de propulsion, équation (2), on suppose qu'à l'extrémité distale du segment du bras, (x_e, y_e, z_e), est attachée une sphère de rayon, L_{fa}, (fig. 2), définie par l'équation :

$$(x-x_e)^2+(y-y_e)^2+(z-z_e)^2 = {L_{fa}}^2 \quad (7)$$

Les coordonnées du contact de la main et l'angle de contact, respectivement (x_c, y_c, z_c) et θ_c, (fig. 2), sont obtenus à partir du point de tangence résultant de la sphère, définie par l'équation (7) et le cercle de propulsion propose dans les équations équation (2) :

$$\begin{aligned} x_c &= x_h + R_{HR}\cos(\theta_c) \\ y_c &= y_h + R_{HR}\sin(\theta_c)\cos(\theta_{camber}) \\ z_c &= z_w \\ \theta_c &= \tan^{-1}\left(\frac{1}{\cos(\theta_{camber})}\left(\frac{y_c - y_h}{x_c - x_h}\right)\right) \end{aligned} \quad (8)$$

E. Position de la main et angle de rotation du cercle de propulsion à un moment donné du cycle de propulsion.

Connaissant les angles de contact, θ_c, et de sortie, θ_r, sur le cercle de propulsion, nous pouvons obtenir les coordonnées, (x_w, y_w, z_w), de la main à l'aide de l'équation (2), entre les intervalles de rotation définis par l'intervalle $[\theta_c, \theta_r]$, puisque la main reste fixe sur le cercle de propulsion, pendant le cycle de propulsion (voir section *A*). De la même manière, nous savons que la position de l'articulation de l'épaule, (x_s, y_s, z_s), est connue. Reste à déterminer la position de l'articulation du coude, (x_e, y_e, z_e), en fonction de la position des articulations de la main, (x_w, y_w, z_w), et de l'épaule, (x_s, y_s, z_s). Pour cela, nous pouvons appliquer la méthode pour calculer la cinématique inverse du bras humain en 3D, proposée par Tolani et al. [10,11]. La méthode proposée par Tolani et al. [10,11], permet de définir les mouvements de bras en 3D, en utilisant des considérations trigonométriques prenant en compte les limitations sur le mouvement de l'articulation du coude.

F. Moments tridimensionnels à l'epaule et au coude.

L'angle de la main courante, θ_w, peut être utilisé pour indiquer l'état d'avancement de la poussée, PP, comme une fraction du cycle de propulsion :

$$PP = \frac{(\theta_w - \theta_c)}{(\theta_r - \theta_c)} \times 100\% \quad (9)$$

Les moments produits à l'épaule et au coude sont calculés à partir des positions, (x_s, y_s, z_s) et (x_e, y_e, z_e), de ces articulations et de la force de propulsion, (F_x, F_y, F_z) appliquée sur l'articulation de la main, (x_w, y_w, z_w). Les amplitudes de la force de propulsion sont associées à la position de la main sur le cercle de propulsion, de sorte que si la force, F, appliquée est connue, et les coordonnées des articulations, il est possible de faire le calcul analytique du vecteur des moments à partir de simples équations vectorielles [2] :

$$\begin{bmatrix} T_{s_x} \\ T_{s_y} \\ T_{s_z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_s - x_w \\ y_s - y_w \\ z_s - z_w \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$\begin{bmatrix} T_{e_x} \\ T_{e_y} \\ T_{e_z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_e - x_w \\ y_e - y_w \\ z_e - z_w \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} F_x \\ F_y \\ F_z \end{bmatrix} \quad (11)$$

Les équations (10) et (11) permettent d'obtenir les moments tridimensionnels quasi-statiques à l'épaule et au coude, en fonction de leurs positions, (x_s, y_s, z_s) et (x_e, y_e, z_e), et les coordonnées de la position de la main, (x_w, y_w, z_w).

G. Données d'entrée pour le modèle 3D de la propulsion en fauteuil roulant.

Les données d'entrée pour le modèle 3D de propulsion en fauteuil roulant, sont constituées par : les longueurs des segments anatomiques du bras, L_{ua}, et les avant-bras, L_{fa} ; les distances, (x, y, z), qui séparent l'articulation de l'épaule et le centre du cercle de propulsion, $(L_{hs_x}, L_{hs_y}, L_{hs_z})$; les composantes de la force de propulsion, (F_x, F_y, F_z), en fonction du pourcentage de propulsion (% push progress) et le rayon de la roue de propulsion, R_{HR}.

Pour évaluer notre modèle 3D, nous utilisons les données de la force de propulsion référencées par Boninger et al. [3] (fig. 3). Les composantes du vecteur de force, F, dans la base de données originale sont représentées dans le système de référence de la roue de propulsion, et dans notre modèle 3D, la composante du vecteur des forces, F, doit être représentée dans un système de coordonnées cartésiennes, (x, y, z), donc, il sera nécessaire d'utiliser des équations de transformation [12,13].

La figure 3, montre les profils de la force de propulsion dans le système de référence de la roue de propulsion et dans le système de coordonnées cartésiennes.

Dans le modèle 3D, les forces de propulsion, (F_x, F_y, F_z) sur la roue de propulsion, sont représentées sur toute la gamme de rotation du cercle de propulsion, θ_{wz}, définie par l'intervalle $[\theta_c, \theta_r]$.

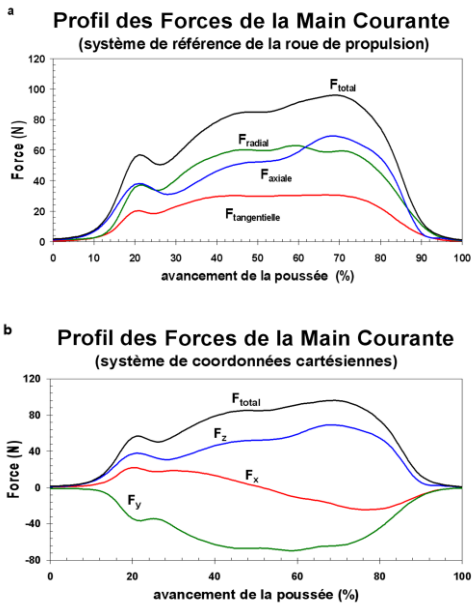


Fig. 3. Forces de propulsion référencées par Boninger [3] dans a) le système de référence de la roue de propulsion, (F_t, F_r, F_z), et b) le système de coordonnées cartésiennes, (F_x, F_v, F_z).

Pour évaluer notre modèle 3D, pour différentes configurations de l'angle de carénage du fauteuil roulant, nous utilisons les données suivantes :

- Longueur du bras, $L_{ua} = 26{,}7cm$.
- Longueur de l'avant-bras (y compris la moitié de la main), $L_{fa} = 33{,}3cm$.
- Rayon de la roue de propulsion, $R_{HR} = 26{,}7cm$.
- Distances de séparation entre l'articulation de l'épaule et le centre de la roue de propulsion: $L_{hs_x} = 0cm$; $L_{hs_y} = 60cm$; .
- Angle de carénage : θ_{camber} = [-25,-20,-15,-10,-5,0,5,10] *deg.*

III. Résultats.

Nous allons présenter des résultats pour deux paramètres qui ne peuvent pas être étudiés avec le modèle 2D proposé par Richter [1] et Morrow et al. [2], la distance latérale entre l'épaule et le centre de rotation de la roue de propulsion, L_{hs_z} , et l'angle de carénage, θ_{camber} .

Dans les figures 4 et 5, nous présentons les résultats de l'effet de l'angle de carénage, θ_{camber} , dans la configuration donnée par les distances $L_{hs_x} = 0cm$, $L_{hs_y} = 60cm$ et $L_{hs_z} = -14.5cm$. On peut observer que la variation de l'angle de carénage, θ_{camber} , ne modifie pas de manière significative, les amplitudes des moments dans le plan sagittal (axe-z), pour l'épaule, T_{s_z} , et pour le coude, T_{e_z} , par contre, les amplitudes des moments dans le plan frontal (axe-x), et le plan transverse (axe-y), sont affectées par la variation de l'angle de carénage, θ_{camber} , (fig. 4 et 5).

Dans le plan frontal (axe-x), l'angle de carénage, θ_{camber} , plus négatif augmente l'amplitude des moments des articulations de l'épaule, T_{s_x} , et du coude, T_{e_x} , (fig. 4 et 5).

Dans le plan transverse (axe-y), les pics positif et négatif observés pour les moments à l'épaule, T_{s_y} , sont plus importants au début et à la fin du cycle de propulsion pour des valeurs des angles de carénage, θ_{camber} , plus positifs (fig. 4). Dans le cas de l'articulation du coude, les variations des moments dans le plan transverse (axe-y), T_{e_y} , étant plus important en magnitude au début du cycle de propulsion, étant produits par des angles de carénage, θ_{camber} , plus négatif (fig. 5).

IV. Conclusions.

Le modèle proposé dans le présent document complète les modèles théoriques existants, avec la possibilité d'étendre l'étude à trois dimensions et en tenant compte de l'angle de carénage de la roue de propulsion. Le modèle 3D peut prédire les positions et les moments dans les articulations de l'épaule et du coude en conditions quasi-statiques selon les trois axes de référence, (x, y, z) .

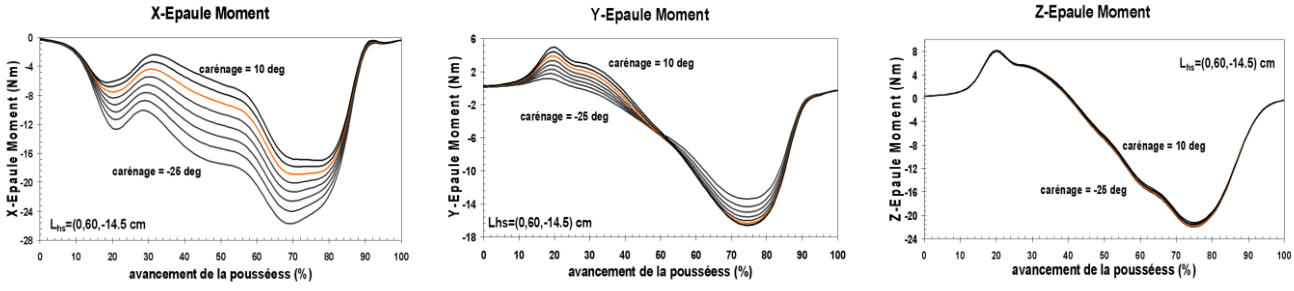


Fig. 4. Variation du moment tridimensionnel à l'epaule en fonction de l'angle de carénage, θ_{camber} . Les courbes représentées correspondent à des valeurs de l'angle de carénage, θ_{camber} , de [-25,-15,-10,-5,0,5,10] deg. La configuration du fauteuil roulant est donnée par les distances L_{hs_x} = 0*cm*, L_{hs_y} = 60*cm* et L_{hs_z} = -14.5*cm*. L'angle de carénage, θ_{camber} , est positif dans le sens anti-horaire autour de l'axe-x .

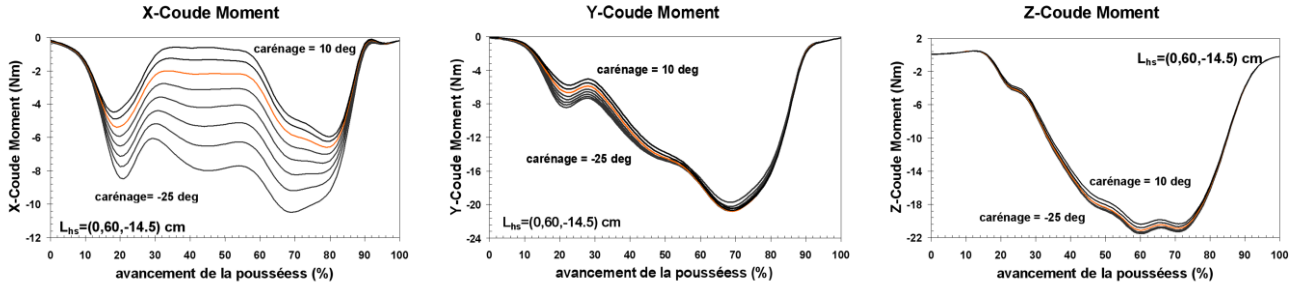


Fig. 5. Variation du moment tridimensionnel ou coude en fonction de l'angle de carénage, θ_{camber}. Les courbes représentées correspondent à des valeurs de l'angle de carénage, θ_{camber}, de [-25,-15,-10,-5,0,5,10] deg. La configuration du fauteuil roulant est donnée par les distances L_{hs_x} = 0*cm*, L_{hs_y} = 60*cm* et L_{hs_z} = -14.5*cm*. L'angle de carénage, θ_{camber}, est positif dans le sens anti-horaire autour de l'axe-x .

Les distances entre l'épaule et le centre de la roue de propulsion, sont directement liées à la configuration de la position de l'individu sur le fauteuil roulant et jouent un rôle important sur la mécanique de la propulsion en fauteuil roulant. Le modèle 3D permet d'étudier l'effet de la distance, L_{hs}, entre l'articulation de l'épaule et la roue de propulsion, tenant compte de la position de l'individu dans le siège, selon les axes horizontale, verticale, et latérale.

Le modèle proposé en 3D, peut contribuer à l'ergonomie et à la performance des utilisateurs de fauteuil roulant, donnant la possibilité de créer une gamme de configurations possibles pour la position de l'individu dans la siège, ce qui permet la personnalisation du fauteuil roulant en fonction des caractéristiques particulières du fauteuil roulant et l'anthropométrique de l'utilisateur.

Les variations de l'angle de carénage, θ_{camber}, générées à l'épaule et au coude, affectent principalement les couples dans les plan frontal (axe-x), et dans le plan transverse (axe-y), tandis que dans le plan sagittal (axe-z), les variations sont relativement faibles (fig. 4 et 5).

La variation de l'angle de carénage, θ_{camber}, occasionne que la distance verticale, L_{hs_y}, et la distance latérale, L_{hs_z}, diminue ou augmente en fonction du signe de l'angle, θ_{camber}, ce qui provoque des variations dans le couple produit dans le plan frontal (axe-x), et le plan transverse (axe-y). La variation de l'angle de carénage, θ_{camber}, ne produit pas des changements considérables dans l'angle de contact, θ_c, ni dans l'angle de sortie, θ_r. Raison pour laquelle le travail de propulsion, et le couple produit dans le plan sagittal (axe-z), ne change pas significativement, étant donné que la distance entre l'articulation du poignet par rapport aux articulations du coude et de l'épaule ne varient pas sur le plan frontal (axe-x), voir figures 4 et 5.

Remerciements

Cette recherche a été soutenue financièrement par le Campus International sur la Sécurité et l'Intermodalité dans les Transports, La Direction la Région du Nord-Pas-de-Calais, la Communauté Européenne, la Délégation Régionale à la Recherche et à la Technologie, le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche, L'Agence Nationale de la Recherché et le Centre National de la Recherche Scientifique.

References

[1] Richter WM. The effect of seat position on manual wheelchair propulsion biomechanics: a quasi-static model-based approach. Medical Engineering and Physics 2001; 23(10):707–712.

[2] Morrow, DA, Guo, LY, Zhao KD, Su FC, An KN, A 2D model of wheelchair propulsion. Disability and Rehabilitation 2003; 25(4-5):192–196.

[3] Boninger ML, Cooper RA, Baldwin MA, Shimada SD, Koontz A. Wheelchair Pushrim Kinetics: Body Weight and Median Nerve Function. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1999 Aug;80(8):910-5.

[4] Guo, LY, Su, FC, An KN. Optimum propulsion technique indifferent wheelchair handrim diameter. Journal of Medical and Biological Engineering 2002; 22(1):1–10.

[5] Guo LY, Zhao KD, Su FC, An KN. Moment generation in wheelchair propulsion. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H. 2003;217(5):405-13.

[6] Leary M, Gruijters J, Mazur M, Subic A, Burton M, Fuss FK. A fundamental model of quasi-static wheelchair biomechanics. Medical Engineering & Physics 2012; 34(9);1278–86.

[7] Mulroy SJ, Newsam CJ, Gutierrez DD, Requejo P, Gronley JK, Haubert LL, Perry J. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: part 1. A kinetic analysis. Journal of Spinal Cord Medicine 2005;28(3);214–21.

[8] van der Woude LHV, Veeger DJ, Rozendal RH, Sargeant TJ. Seat height in handrim wheelchair propulsion. Journal of Rehabilitation Research and Development 1989; 26:31–50.

[9] Tsai CY, Lin CJ, Huang YC, Lin PC, Su FC. The effects of rear-wheel camber on the kinematics of upper extremity during wheelchair propulsion. BioMedical Engineering OnLine 2012; 22;11:87.

[10] Tolani D, Goswami A, Badler NI. Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs. Graphical Models 2000; 62(5); 353–88.

[11] Tolani D, Badler NI. Real-time inverse kinematics of the human arm. Presence Teleoper Virtual Environ, 02/1996; 5(4):393-401.

[12] Robertson RN, Boninger ML, Cooper RA, Shimada SD. Pushrim forces and joint kinetics during wheelchair propulsion. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1996;77:856–64.

[13] Cooper RA, Robertson RN, VanSickle DP, Boninger ML, Shimada SD. Methods for determining three-dimensional wheelchair pushrim forces and moments: a technical note. J Rehabil Res Dev 1997:34:162–70.

Reconnaissance d'activités humaines dans un contexte de maison intelligente pour le maintien à domicile des personnes âgées,

F. Vandewiele, C. Motamed, A. Pinti

Reconnaissance d'activités humaines dans un contexte de maison intelligente pour le maintien à domicile des personnes âgées

Franck Vandewiele, Cina Motamed
Laboratoire LISIC
Université du Littoral Côte d'Opale, Calais, France
{vandewiele, motamed}@lisic.univ-littoral.fr

Antonio Pinti
Laboratoire I3MTO
Université d'Orléans, Orléans, France
antonio.pinti@univ-valenciennes.fr

***Résumé*—Dans cet article, nous nous intéressons au problème de la surveillance d'activités dans un environnement de maison intelligente muni d'un réseau de capteurs hétérogènes contenant des caméras. Nous introduisons une méthode non supervisée pour extraire des informations retournées par les capteurs un nouveau type de modèle d'activité portant une structure temporelle. Nous présentons une application de notre méthode à un environnement intelligent destiné à favoriser le maintien à domicile des personnes âgées.**

***Mots-clés*—maisons intelligentes ; activités humaines ; applications pervasives ; personnes âgées ; fouille de données**

I. Introduction

Les projets de maisons intelligentes et les applications pervasives reposent généralement sur une réseau ubiquitaire de capteurs scalaires de niveau d'éclairement, de contact, de mouvement, de température, etc. Ces capteurs peuvent fournir une base solide à des algorithmes d'apprentissage et de reconnaissance de comportements [1]. Parce qu'ils soulèvent des problèmes de respect de la vie privée, les capteurs vidéo ne sont pas souvent utilisés dans ce type d'environnement. Néanmoins, la richesse des informations mises à dispositions par les caméras vidéo peut offrir une redondance supplémentaire en cas de défaillance d'un capteur et peut être très intéressante dans des cas où d'autres capteurs ne suffisent pas, comme lorsque plusieurs personnes évoluent dans un même environnement intelligent au même moment. Les systèmes cognitifs basés sur la vidéo peuvent eux aussi tirer profit de l'apport de capteurs scalaires [2]. Dans les projets qui combinent des capteurs de vision à d'autres types de capteurs, la plupart envisagent une approche supervisée, qui est par nature difficilement transférable d'un environnement intelligent à un autre [3].

Des environnements intelligents peuvent contribuer au maintien à domicile des personnes âgées. [4], [5], [6]. Les populations âgées ont tendance à avoir des habitudes de vie très réglées. Il nous semble intéressant d'exploiter la stabilité et la répétitivité des comportements de ces populations pour concevoir des systèmes d'alerte en cas de dérèglement trop important des habitudes pouvant trahir des indicents ou des accidents de la vie quotidienne. Dans ce contexte, nous allons présenter une approche automatisée de découverte et de reconnaissance de comportements humains habituels.

II. Autres travaux

De nombreuses expérimentations ont été menées dans des environnements intelligents destinées. Dans [7], les auteurs introduisent la notion d'ambulatogramme permettant d'identifier des périodes d'activité et d'inactivité et de produire des indicateurs témoignant du rythme circadien d'un individu.

Tapia et al. [8] introduisent un système pour reconnaître des activités dans une maison équipée de capteurs. Cette méthode, basée sur des annotations manuelles des activités entreprises par les habitants pendant plusieurs semaines montrent ses limites : très dépendant de la bonne volonté des participants, le processus d'apprentissage peut être mis en échec par la faute de descriptions inexactes, qui ne manquent pas de se produire, tant la tâche d'annotation est répétitive.

Des techniques non supervisées peuvent être appliquées à l'apprentissage de motifs de comportements humains : dans [9], des séquences vidéo sont partitionnées de façon automatiques en catégories fonctionnelles. La découverte et la reconnaissance de trajectoires typiques à partir d'informations vidéos est un domaine de recherche très actif. On trouvera un exemple dans [10].

Plusieurs projets de maisons intelligentes ont inspiré des techniques de fouille de données pour l'apprentissage de motifs de comportement humain. Dans [11], une base de données relationnelle est construite à partir du flux des états de capteurs. Néanmoins, la conversion en *itemsets* [1] nécessite une discrétisation des mesures des capteurs scalaires, ce qui peut entraîner des effets de seuil pouvant conduire à distinguer de façon erronée plusieurs occurrences de la même activité.

Plusieurs travaux [12], [13] utilisent des techniques de découverte d'épisodes pour trouver des motifs récurrents directement à partir de flux de capteurs. Basées sur un balayage

1. Une base de données transactionnelle est un ensemble de transactions sur un ensemble d'items I. Une transaction est un sous-ensemble de I. Un sous-ensemble quelconque de I est appelé *itemset*. Un itemset donné est *fréquent* s'il apparaît en base de données comme sous-ensemble d'un nombre de transactions supérieur à un seuil fixé.

par une fenêtre temporelle, ces approches identifient soit des épisodes parallèles, dépourvus de toute structure temporelle, soit des épisodes sériels, portant une très forte structuration temporelle. À eux seuls, ces modèles simples ne peuvent refléter la nature des activités humaines, qui sont à la fois répétitives et sujettes à des variabilités. Plus complexes, les épisodes génériques sont construits à partir d'un ordre partiel entre symboles, fournissant ainsi un modèle portant une structure temporelle suffisamment souple pour modéliser plus finement des successions d'événements avec une certaine variabilité. Récemment, un algorithme de découverte d'épisodes fermés stricts a été proposé dans [14]. Néanmoins, cette méthode propose uniquement d'identifier des motifs qui se produisent effectivement dans le jeu de données d'apprentissage, ne permettant pas de capturer efficacement la nature hautement variable des comportements humains.

III. Détection des événements de bas niveau

Dans notre système, un algorithme de suivi des habitants fournit une information de position. Pour obtenir un positionnement robuste, nous fusionnons les informations provenant de plusieurs caméras. Le plan du sol est partitionné en une grille de régions et l'information de positionnement est ainsi convertie en symbole de région. Nous avons opté pour un partitionnement manuel en zones géographiquesLes symboles de région sont joints aux informations bas niveau de capteurs binaires, produisant ainsi un flux d'événements provenant à la fois des capteurs de vision et des capteurs scalaires. Nous utilisons ensuite des techniques d'extraction d'épisodes sur ce flux de symboles horodatés pour découvrir des motifs de comportement.

IV. Découverte de modèles à base d'épisodes

A. Definitions et notations

Étant donné un alphabet fini de symboles A, une *suite* de symboles horodatés de *taille* n et de largeur $T_e - T_s$ est un triplet (s, T_s, T_e), où $s = ((a_1, t_1), (a_2, t_2), \ldots, (a_n, t_n))$, avec, pour tout i : $a_i \in A, T_s \leq t_i \leq T_e$ et $t_i \leq t_{i+1}$ pour tout i. T_s et T_e sont les heures de début et de fin de s. La *fenêtre de* s *commençant à* t_s et finissant à t_e est une suite (w, t_s, t_e), où w est le n-uplet composé des couples (a_i, t_i) de s pour lesquels $t_s \leq t_i \leq t_e$. Une *sous-suite de* s *de taille* m $(m \leq n)$ est une suite $(s', t_{\sigma(1)}, t_{\sigma m})$, où $\sigma : \{1, \ldots, m\} \to \{1, \ldots n\}$ est une application injective strictement croissante et $s' = ((a_{\sigma(i)}, t_{\sigma(i)})_{1 \leq i \leq m}$. $\mathcal{W}(s, w)$ désigne l'ensemble des fenêtres de s de largeur w et $\mathcal{S}(s, m)$ est l'ensemble des sous-suites de s de taille m.

Un *épisode* ε est un triplet $(V, \leq, g)$, où V est un ensemble de sommets, $\leq$ est un ordre partiel sur V et g est une application de V vers l'ensemble des symboles A. Intuitivement, un épisode décrit un ordre partiel sur un multi-ensemble de symboles. Un épisode ε peut être représenté par un graphe acyclique orienté G, où $G = (V, E)$, $E \subset V \times V$ et $(v_1, v_2) \in E \Leftrightarrow v_1 \leq v_2$. ε est un *épisode sériel* si $\leq$ est un ordre total sur V ; ε est un *épisode parallèle* si $\leq$ est trivial, et l'on écrit alors plus simplement $\varepsilon = (V, g)$. $\varepsilon' = (V', \leq', g')$ est un *sous-épisode* de ε s'il existe une application injective $f : V' \to V$ telle que $g'(v) = g(f(v))$ pour tout $v \in V'$ et f préserve les relations d'ordre de V' à V. Deux épisodes $\varepsilon = (V, \leq, g)$ et $\varepsilon' = (V', \leq', g')$ *ont les mêmes sommets* s'il existe une application bijective $f : V \to V'$ telle que $g(v) = g'(f(v))$ pour tout $v \in V$. Un épisode parallèle est toujours un sous-épisode d'un épisode ayant les mêmes nodes. En ce sens, les épisodes parallèles constituent une classe d'épisodes peu structurés. Les épisodes sériels, en revanche, sont très structurés : un épisode est toujours le sous-épisode d'un épisode sériel ayant les mêmes sommets.

Un épisode ε *se produit* dans une suite $s = ((a_i, t_i)_{1 \leq i \leq n}, T_s, T_e)$ s'il existe une application injective $h : V \to \{1, \ldots n\}$ telle que $g(x) = a_{h(x)}$ pour tout $x \in V$ et pour tout $x, y \in V$, $(x \leq y \wedge x \neq y) \implies t_{h(x)} < t_h(y)$. Un épisode se produit *fréquemment* dans une suite s s'il se produit dans un nombre de fenêtres de s de taille fixée plus grand qu'une valeur seuil donnée.

B. Apprentissage de structure statistique

Nous partons du principe qu'un épisode parallèle fréquent ε dans une suite de symboles s émis par des capteurs est l'expression d'une activité ou d'un comportement fréquent, et que chaque occurrence de ce comportement peut être représentée par un épisode ayant les mêmes sommets que ε se produisant dans une certaine fenêtre de s. ε, étant dépourvu de toute structure temporelle, ne reflète pas grand chose de la façon dont l'activité se déroule habituellement. Toutefois, favoriser tout autre épisode ayant les mêmes sommets sur ε, fût-il fréquent, comme l'expression d'un comportement pourrait être une contrainte trop forte, étant donnée la nature variable des activités humaines.

Pour ces raisons, étant donné un épisode fréquent, nous ne modélisons pas le comportement correspondant par un épisode, mais plutôt par une représentation statistique des épisodes ayant les mêmes sommets et se produisant dans s. Pour cela, nous allons utiliser un multigraphe orienté dont les arêtes sont étiquetées par le nombre d'occurrences de l'ordre sous-jacent entre les symboles correspondant aux sommets de cette arête dans toutes les occurrences de ε.

Plus formellement, étant donné un épisode parallèle fréquent $\varepsilon = (V, g)$ dans des fenêtres de taille w d'une suite s, nous définissons la structure statistique de ε comme étant le multigraphe orienté à arêtes étiquetées (V, E, g, l), où $E = \{(v_i, v_j) \in V \times V, i \neq j\}$ est un ensemble d'arêtes, et l est une application de E dans $\mathbb{N}$ d'étiquetage des arêtes, telle que, pour tout couple $(v_i, v_j) \in E$:

$$l(v_i, v_j) = \sum_{W \in \mathcal{W}(s,w)} \left| \left\{ \begin{array}{l} p \in \mathcal{S}(w, |V|), \exists \varepsilon' = (V, \leq, g), \\ \varepsilon' \text{ est sériel}, \\ \varepsilon' \text{ se produit dans } p \text{ et } v_i \leq v_j \end{array} \right\} \right|$$

Pour découvrir des structures statistiques à partir d'une suite de symboles, nous commençons par découvrir des épisodes parallèles fréquents en utilisant l'algorithme WINEPI [15].

La largeur de la fenêtre utilisée pour parcourir les données d'apprentissage est un paramètre essentiel qui a une influence

très importante sur la qualité des résultats. De plus, les choix acceptables pour ce paramètre ne sont pas transférables d'un jeu de données à un autre.

Au cours d'une deuxième passe de la fenêtre sur le jeu de données d'apprentissage, pour chaque épisode parallèle fréquent entrant dans la fenêtre glissante, l'épisode sériel exprimant l'occurrence est utilisé pour mettre à jour le modèle.

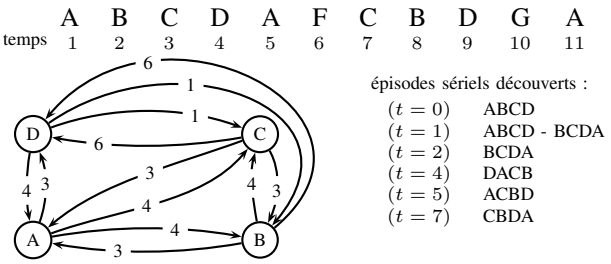


FIGURE 1. Exemple de structure statistique d'un épisode ABCD généré à partir d'une fenêtre glissante de taille 5, contenant cinq symboles. Une liste des épisodes sériels découverts est donnée, avec les horodatages de commencement des fenêtres dans lesquelles les épisodes se produisent. Ainsi l'étiquette de l'arête joignant A à B signifie que la relation $A \leq B$ est vraie dans 4 des occurrences de l'épisode ABCD.

C. Modèle temporel qualitatif

La structure (V, E, g, l) d'un épisode fréquent ε peut être utilisée pour décrire à quelle fréquence deux symboles apparaissent dans un ordre déterminé dans les occurrences de ε. Étant donnés deux symboles $a = g(v_i)$ et $b = g(v_j)$, la probabilité $\mathbb{P}_\varepsilon(a \leq b)$ que la relation $a \leq b$ soit vraie dans une occurrence de ε est définie par :

$$\mathbb{P}_\varepsilon(a \leq b) = \mathbb{P}_\varepsilon(v_i \leq v_j) = \frac{l(v_i, v_j)}{l(v_i, v_j) + l(v_j, v_i)} \qquad (1)$$

Nous construisons un modèle temporel qualitatif $\bar{\varepsilon}$ d'un épisode fréquent ε en élaguant les arêtes du modèle correspondant pour lesquelles la probabilité est inférieure à un seuil k fixé. C'est-à-dire : $\bar{\varepsilon} = (V, E, g)$, où $(v_i, v_j) \in E \Leftrightarrow \mathbb{P}_\varepsilon(v_i \leq v_j) \geq k$. Il est à noter, comme le montre la figure 2, que $\bar{\varepsilon}$ peut ne pas être un graphe acyclique, et peut, par conséquent, ne pas représenter un épisode au sens strict.

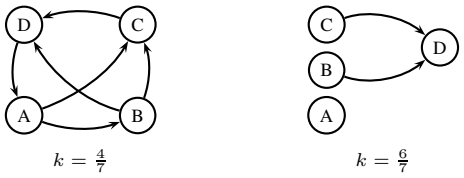


FIGURE 2. Modèles qualitatifs de l'épisode ABCD issu de la figure 1 pour $k = \frac{4}{7}$ (à gauche) et $k = \frac{6}{7}$ (à droite).

V. Système de reconnaissance basé sur une mesure de score

Pendant le processus de reconnaissance, une fenêtre glissante parcourt le flux de symboles horodatés afin de détecter des occurrences d'épisodes parallèles fréquents. Chaque occurrence est associée à un score qualitatif reflétant si l'occurrence est cohérente avec le modèle ou non. Pour chaque paire de symboles, le score d'une sous-suite est augmenté de 1 si ces symboles apparaissent dans le même ordre dans le modèle, diminué de 1 s'il apparaissent dans l'ordre contraire, et laissé inchangé si ces symboles ne sont pas ordonnés dans le modèle.

Formellement, soit $\bar{\varepsilon} = (V, E, g)$ le modèle qualitatif d'un épisode fréquent ε et (s, T_e, T_s) une sous-suite minimale couvrant ε, avec $s = (a_i)_{i \in I}$. Le score de s par vis-à-vis de $\bar{\varepsilon}$ est défini par $\mathcal{S}(s) = \sum_{i<j} \sigma_{i,j}$, où $a_i = g(u)$ et $a_j = g(v)$ et $\sigma_{i,j}$ est défini par :

$$\sigma_{i,j} = \begin{cases} 1 & \text{si } (u, v) \in E \\ -1 & \text{si } (v, u) \in E \\ 0 & \text{sinon} \end{cases} \qquad (2)$$

VI. Expérimentation

Nous avons mené des expérimentations à partir de données collectées au laboratoire Gerhome [16], [4]. Le laboratoire est équipé de quatre caméras vidéo et d'un ensemble de capteurs binaires. Le jeu de données est constitué de onze séquences de quatre heures de vidéo et de données capteurs. Au cours de chaque expérience, des volontaires ont effectué des activités de la vie quotidienne, comme la préparation et la prise de repas. Pour une première expérimentation, nous avons effectué un apprentissage sur un mois de données simulées et confronté les modèles ainsi découverts aux onze séquences de données réelles.

A. Simulation

Notre protocole de simulation repose sur les concepts suivants :

- les comportements d'*acteurs* sont simulés dans le *contexte* d'une maison intelligente ;
- un contexte est constitué de plusieurs zones (cuisine, séjour, etc.) ;
- les zones sont organisées en *topologie* décrivant quelles zones sont adjacentes et comment les zones sont imbriquées les unes dans les autres (cuisine adjacente à couloir, séjour contient à_proximité_du_fauteuil, etc.) ;
- les acteurs se déplacent de zone en zone ;
- les zones contiennent des *dispositifs interactifs* (tiroir_haut, télévision, etc.) ;
- les acteurs et les dispositifs interactifs ont plusieurs *états* (position, ouvert, etc.) ;
- les états peuvent prendre différentes valeurs (dans_cuisine, vrai, faux, etc.) ;
- les acteurs peuvent *interagir* avec les dispositifs, ce qui modifie la valeur de leurs états ;
- les valeurs des états sont mesurées par des *capteurs* (éventuellement défectueux).

Les comportements des acteurs sont modélisés comme suit :

- pour chaque acteur, un *emploi du temps* est défini ;

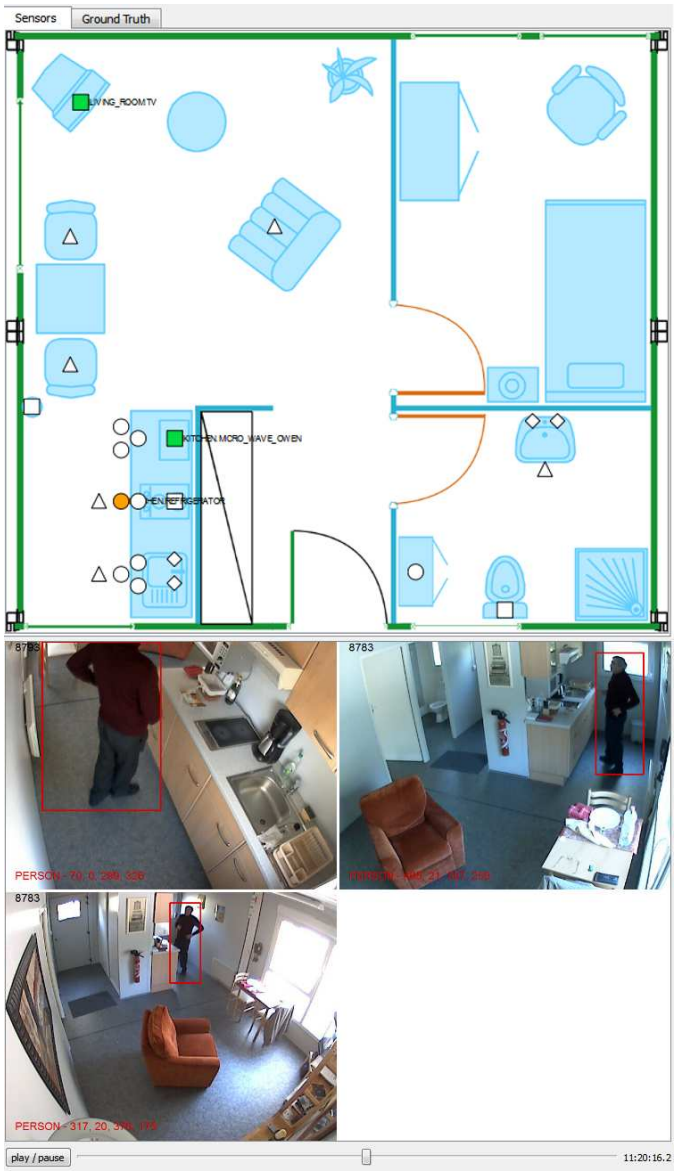


FIGURE 3. Vue d'ensemble du laboratoire Gerhome

— les emplois du temps déterminent à quel moment les *scenarios* se produisent (preparation_repas se produit à 11 h 32, etc.) ;
— les scenarios sont une successions d'événements : mouvements (« aller à salle_de_bains », etc.), pauses et interactions avec des dispositifs (« allumer lumière_séjour ») ;
— au sein d'un scenario, les événements ne se produisent pas toujours dans le même ordre ; selon l'occurrence, certains événements peuvent ne pas se produire ;
— un événement a une *durée*, qui décrit combien de temps un événement prend de temps à s'accomplir ; les durées peuvent suivre des distributions de probabilité décrites par le scenario ;
— des événements peuvent pré-déclencher ou post-déclencher d'autres événements (« allumer lumière_séjour » pré-déclenchera « aller à sejour ») ;
— les scenarios se voient attribuer des *priorités* et sont organisés en *hiérarchie* (toilettes pourra interrompre regarder_télé, prendre_repas ne commencera pas avant préparer_repas, etc.).

La figure 4 représente des données simulées et des données réelles.

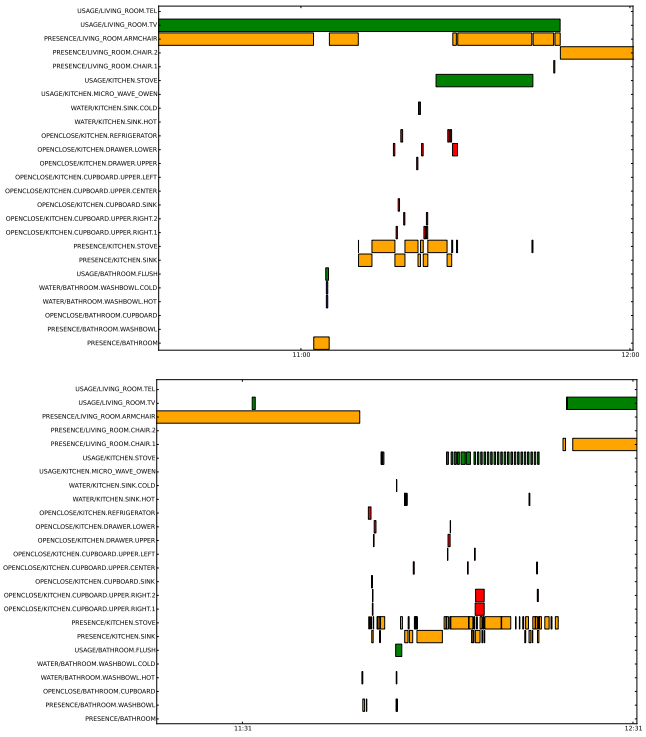


FIGURE 4. Représentations graphiques de données simulées (en haut) et de données réelles provenant du jeu de données "April, 16" (en bas). Ces données correspondent à la préparation d'un repas.

B. *Évaluation des performances*

Compte tenu de la grand variété d'activité effectuées durant les séquences, nous avons porté notre attention sur la reconnaissance de l'activité « préparer un repas ». Nos premiers résultats montrent que notre système est capable d'apprendre des fragments d'activités plutôt que des activités complètes.

Évaluer les performances d'un système d'apprentissage non supervisé est une tâche délicate. Pour mesurer les performances de notre système, nous avons extrait 13 épisodes appris à partir du jeu de données d'apprentissage lors de la préparation de repas. Nous avons ensuite testé notre système de reconnaissance sur les 11 séquences de données réelles. 77% de des motifs découverts ont été détectés dans les données réelles.

VII. CONCLUSION

Nous avons présenté un système d'apprentissage et de reconnaissance d'activités humaines dans le contexte applicatif d'un environnement intelligent destiné à favoriser le maintien

à domicile des personnes âgées. Pendant la phase d'apprentissage, nous extrayons tout d'abord des épisodes parallèles fréquents des données d'apprentissage. Nous introduisons un modèle temporel qualitatif décrivant certaines relations temporelles intrinsèques à des motifs fréquents. Finalement, durant le processus de reconnaissance, un score qualitatif est proposé pour reconnaître les motifs compatibles avec ces modèles.

Nos premières expérimentations n'ont pas exploité toute la richesse des informations fournies par les capteurs de vision. Nous envisageons d'utiliser davantages d'indices visuels dans des expérimentations futures.

Le processus est hautement dépendant de la taille de la fenêtre temporelle glissante utilisée et du seuil de support minimum pour les épisodes fréquents. Dans de futurs travaux, nous explorerons des techniques permettant d'ajuster automatiquement ces paramètres.

Remerciements

Nous remercions l'équipe PULSAR du centre INRIA Sophia Antipolis – Méditerrannée qui nous a fourni le jeu de données Gerhome.

Références

[1] Diane J. Cook and Sajal K. Das, "How smart are our environments ? an updated look at the state of the art.", *Pervasive and Mobile Computing*, pp. 53–73, 2007.

[2] A. Dore, M. Pinasco, and C.S. Regazzoni, "Multi-modal data fusion techniques and applications", in *Multi-camera networks : Concepts and Applications*, H. Aghajan and A. Cavallaro, Eds., pp. 213–237. Elsevier, May 2009.

[3] Nadia Zouba, François Brémond, and Monique Thonnat, "Multisensor fusion for monitoring elderly activities at home", in *IEEE Int. Conf. on Advanced Video and Signal based Surveillance (AVSS 2009), Genoa, Italy*, Sept 2009, pp. 98–103.

[4] "Gerhome", http://gerhome.cstb.fr.

[5] Y. Charlon, W. Bourennane, F. Bettahar, and E. Campo, "Activity monitoring system for elderly in a context of smart home", *IRBM*, vol. 34, no. 1, pp. 60 – 63, 2013, Digital Technologies for Healthcare.

[6] M. Bal, Weiming Shen, Qi Hao, and H. Xue, "Collaborative smart home technologies for senior independent living : A review", in *Computer Supported Cooperative Work in Design (CSCWD), 2011 15th International Conference on*, 2011, pp. 481–488.

[7] Norbert Noury, Julien Poujaud, Anthony Fleury, Ronald Nocua, Tareq Haddidi, and Pierre Rumeau, "Smart sweet home… a pervasive environment for sensing our daily activity ?", in *Activity Recognition in Pervasive Intelligent Environments*, pp. 187–208. Springer, 2011.

[8] Emmanuel Munguia Tapia, Stephen S. Intille, and Kent Larson, "Activity recognition in the home using simple and ubiquitous sensors.", in *Pervasive'04*, 2004, pp. 158–175.

[9] Matthew W. Turek, Anthony Hoogs, and Roderic Collins, "Unsupervised learning of functional categories in video scenes.", in *ECCV (2)'10*, 2010, pp. 664–677.

[10] Chien-Liang Liu, Emery Jou, and Chia-Hoang Lee, "Analysis and prediction of trajectories using bayesian network.", in *ICNC'10*, 2010, pp. 3808–3812.

[11] Sebastian Lühr, Geoff A. W. West, and Svetha Venkatesh, "Recognition of emergent human behaviour in a smart home : A data mining approach.", *Pervasive and Mobile Computing*, pp. 95–116, 2007.

[12] Parisa Rashidi and Diane J. Cook, "An adaptive sensor mining framework for pervasive computing applications.", in *KDD Workshop on Knowledge Discovery from Sensor Data'08*, 2008, pp. 154–174.

[13] Tao Gu, Zhanqing Wu, Xianping Tao, Hung K. Pung, and Jian Lu, "epSICAR : An Emerging Patterns based approach to sequential, interleaved and Concurrent Activity Recognition", in *2009 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications*, Mar. 2009, pp. 1–9.

[14] Nikolaj Tatti and Boris Cule, "Mining closed strict episodes", in *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Data Mining (ICDM-2010)*, 2010, pp. 501–510.

[15] Heikki Mannila, Hannu Toivonen, and A. Inkeri Verkamo, "Discovery of frequent episodes in event sequences.", *Data Min. Knowl. Discov.*, pp. 259–289, 1997.

[16] Nadia Zouba, Bernard Boulay, François Brémond, and Monique Thonnat, "Monitoring activities of daily living (adls) of elderly based on 3d key human postures.", in *ICVW'08*, 2008, pp. 37–50.

Influence d'une interface de type poignée fixe pour l'aide au passage assis-debout et debous-assis : Etude comparative préliminaire,

A. Saadé, P. Pudlo, M. Lempereur, O. Rémy-Néris

Influence d'une interface de type poignée fixe pour l'aide au passage assis debout et debout assis

Etude comparative préliminaire

Amal Saade et Philippe Pudlo
LAMIH, CNRS UMR 8201
Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis
Le Mont Houy 59313
Valenciennes, Cedex 9-France
Email : Amal.Saade@univ-valenciennes.fr
Email : Philippe.Pudlo@univ-valenciennes.fr

Mathieu Lempereur et Olivier Rémy-Néris
Médecine physique et de réadaptation
CHRU de Brest
Hôpital Morvan, 5 Avenue Foch
29609 Brest, France
Email : mathieu.lempereur@univ-brest.fr
Email : olivier.remyneris@chu-brest.fr

***Résumé*—Le projet VHIPOD (Véhicule individuel de transport auto-équilibré pour personne handicapée avec aide à la verticalisation) a pour but de développer un nouveau véhicule électrique individuel pour personne handicapée avec aide à la verticalisation. Dans ce cadre il est important de comprendre l'influence d'une aide sur le Mouvement Assis Debout (MAD). Cette étude cible une aide de type poignée fixe disposée devant l'usager et compare un MAD avec et sans poignée. Cinq sujets sains ont été recrutés au CHRU de Brest pour participer aux expérimentations. L'analyse porte sur les efforts externes (EE), les angles articulaires des membres inférieurs (AA), la flexion du tronc (FT), le mouvement du centre de gravité (MCDG), la vitesse du centre de gravité (VCDG) et la durée du mouvement (DM). Les efforts externes sont mesurés au niveau de la poignée, de l'assise et de chaque pied. Le mouvement est enregistré à l'aide d'un système opto-électronique de type VICON. Cette première étude montre des différences temporelles (DM), cinématiques (MCDG, AA) et cinétiques (VCDG) entre un MAD avec poignée (AP) et sans poignée (SP), pour des sujets sains.**

I. Introduction

Se lever et s'assoir sont deux activités de la vie quotidienne (AVQ) récurrentes et essentielles à l'autonomie de la personne [1] [2]. Malheureusement, avec l'âge ou la maladie, la difficulté à réaliser ces AVQs augmente. La perte de la station debout est responsable de conséquences médicales directes (la déminéralisation osseuse [3], les escarres [4]) ou indirectes (troubles neurologiques, isolement social).

La conception de dispositifs d'aide permettant à la personne en difficulté de se lever, de s'assoir et de se déplacer constitue donc un défi à son indépendance. Deux types de dispositifs d'aide à la verticalisation et au transport peuvent être distingués : les dispositifs d'aide, dits, motorisés (exosquelette [27], véhicule de transport en station debout [28] [29] [30]) et les dispositifs d'aide, dits, non motorisés (cane [26], poignée [31] [5] [34]). Pour la personne hémiplégique en particulier, il semble ne pas exister de dispositifs d'aide motorisés adaptés. Même les dispositifs de type exosquelette [27] restent éprouvants pour cette population [5]. Leur coût est un autre frein à leur usage, par ailleurs. Le projet VHIPOD (véhicule de transport en station debout individuel auto-équilibré pour personne handicapée avec aide à la verticalisation) a pour ambition d'apporter une réponse à la mobilité des sujets hémiplégiques. Ce projet a pour objet de permettre à une personne hémiplégique de se verticaliser et de conduire un véhicule en position debout en intérieur et à l'extérieur. Dans ce cadre, l'aide au Mouvement Assis Debout (MAD) pour la personne hémiplégique se révèle être le point critique du projet.

Dans un premier travail, l'usage d'un bras robotisé est envisagé. La littérature montre que peu d'études ont analysé le passage assis debout avec poignée. Les études recensées s'intéressent essentiellement aux efforts d'interaction externes [31] [5] et aux efforts articulaires [31]. Il est apparu alors important de mieux comprendre le MAD et l'influence du dispositif d'aide de type poignée fixe disposée devant l'usager. On suppose que l'utilisation d'une telle aide pour se lever et s'asseoir peut influencer les variables temporelles, cinématiques et cinétiques du mouvement.

Dans cette optique, une plateforme expérimentale a été construite pour réaliser de premières expérimentations avec et sans poignée, à des fins de comparaison. Ces premières expérimentations, qui font l'objet de cet article, ont impliqué des sujets sans difficulté motrice, qui utilisent leur main gauche pour se lever et s'asseoir afin de construire un cadre de référence pour les sujets hémiplégiques droits.

Ce papier est structuré comme suit : la section 2 décrit la population, le protocole et le dispositif expérimental, les variables retenues pour l'analyse, le découpage du mouvement en phases et l'étude de reproductibilité ; les sections 3 et 4 présentent les résultats significatifs et les discutent respectivement.

II. Méthodologie

A. Population

Cinq sujets sains (3 hommes, 2 femmes) (34($\pm$9) ans ; Masse : 71($\pm$10) Kg ; Taille : 174($\pm$8) cm) ont été recrutés, après information et consentement, au CHRU de Brest pour participer aux expérimentations du MAD.

B. Dispositif expérimental

Le dispositif expérimental se compose d'une plateforme expérimentale spécialement développée pour ces premières expérimentations et d'un système optoélectronique de type VICON. La plateforme expérimentale permet un MAD sous différentes conditions (avec et sans poignée, positions variables de la poignée et de la chaise) et la mesure des actions mécaniques appliquées par l'usager sur celle-ci. Elle est constituée de (Figure.1) :
- une assise coulissante en profondeur et réglable en hauteur,
- une poignée réglable en largeur et en hauteur.

Les efforts externes ont été mesurés à l'aide de 4 plateformes

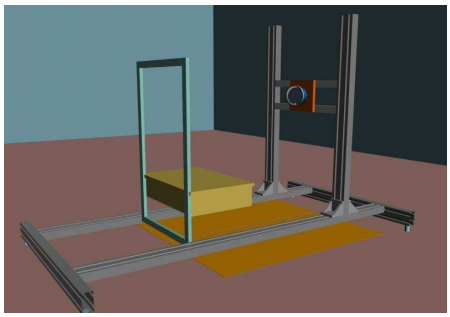


Fig. 1. Représentation de la plateforme expérimentale.

de forces 6 axes placés au niveau de la poignée, de l'assise, du pied gauche et du pied droit.

Enfin, deux caméras vidéo numériques synchronisées au système VICON complètent ce système de mesure pour rappel visuel des mouvements réalisés. Elles filment le sujet durant son mouvement de face et de profil.

C. Protocole expérimental

Quarante et un marqueurs réfléchissants ont été positionnés en des points anatomiques selon les recommandations de l'ISB (International Society of Biomechanics) [32] [33] et permettent l'estimation du MAD.

La hauteur de la chaise a été fixée à 100% de la longueur des jambes du sujet, la profondeur de la chaise a été réglée de façon que le membre supérieur du sujet soit tendu, le dos droit et la main sur la poignée. La poignée se situe au milieu et à hauteur égale à celle des épaules. Une fois le sujet installé sur la chaise de la plateforme expérimentale, il lui est demandé de se mettre en position initiale (Figure.2).
Pour le MAD sans poignée, il est demandé au sujet de :
- se lever de sa position initiale,
- rester debout pendant quelques instants,
- et enfin de se rasseoir.

Pour le MAD avec poignée, il est demandé au sujet de :
- prendre la poignée par la main gauche pour se lever,
- rester debout pendant quelques instants,
- se rasseoir avec l'aide de la poignée et enfin la lâcher.

D. Variables analysées

Les variables biomécaniques retenues pour cette étude sont sélectionnées au regard de la littérature :
- Efforts Externes- (EE), [5] [31] [21] [23]
- Durée du Mouvement- (DM), [10] [16] [22].
- Angles Articulaires du membre inférieur- (AA), [17]



Fig. 2. Position initiale du sujet.

- Flexion du Tronc- (FT), [12] [7]
- Mouvement du Centre De Gravité- (MCDG), [17] [7]
- Vitesse du Centre De Gravité- (VCDG), [8] [9] [10] [7]

E. Découpage du MAD en phases

Le découpage en phase a pour objet une meilleure compréhension du mouvement; il est très utile à la comparaison des données mesurées sous différentes conditions expérimentales (dans notre cas : avec et sans poignée). La littérature montre l'absence de consensus sur le découpage du Passage Assis Debout (PAD). Des auteurs découpent ce mouvement en 2 phases [17], [18], [19], [20], d'autres en 3 phases [21] [22] [23] [16] ou en 4 phases [24], [25]. Dans le cadre des travaux présentés, le tableau.I résume les événements retenus pour le découpage. Les événements Ei sont définis sur des critères cinématiques ou cinétiques. Les phases du MAD sont séparées par les événements Ei ainsi définis :
- Phase 1(Ph1) : du début jusqu'à E2,
- Phase 2(Ph2) : de E2 jusqu'à E3,
- Phase 3(Ph3) : de E4 jusqu'à E5,
- Phase 4(Ph4) : de E5 jusqu'à la fin

Les phases 1 et 2 du MAD constituent le PAD et les phases 3 et 4 constituent le Passage Debout Assis (PDA).

TABLEAU I. IDENTIFICATION DES EVENEMENTS DU MAD

Evénement	MAD avec poignée	MAD sans poignée
Début	Début flexion du bras	Début flexion du tronc
E1	prise de la poignée	-
E2	Décollage du siège	
E3	Début de la position debout	
E4	Fin de la position debout	
E5	Prise de contact avec le siège	
E6	Perte de contact avec la poignée	-
Fin	Fin flexion du bras	Fin extension du tronc

F. Reproductibilité

La reproductibilité a été étudiée, dans une première approche, après expérimentation impliquant un sujet sain. Ce sujet a effectué 5 fois le MAD avec poignée. L'erreur a été calculée par la méthode d'estimation des erreurs expérimentales [11]. L'estimation de cette erreur a pour objectif d'étudier la significativité de la différence entre les résultats obtenus avec et sans poignée. Pour la durée du mouvement, l'erreur estimée est donnée au tableau.II. Toute différence supérieure à l'erreur estimée de DM est supposée significative. Pour les variables calculées en fonction du temps (FT, VCDGZ et EE

TABLEAU II. ERREUR ESTIMEE POUR LA DUREE DE DM EN SECONDE

Phases	Ph1	Ph2	Ph3	Ph4
Erreur sur DM	0,052	0,048	0,034	0,071

en particulier), l'erreur est estimée à chaque pas de temps. Toute différence supérieure au recouvrement d'une variable est considérée significative. Le recouvrement est défini par les deux courbes qui enveloppent une variable quelconque en fonction du temps. Par exemple, les deux courbes pointillées de la figure.3 recouvrent la courbe en bleu de la variable.

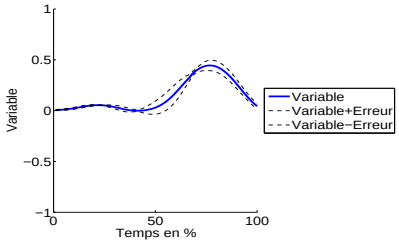


Fig. 3. Exemple de la reproductibilité d'une variable.

III. RÉSULTATS

Il est montré que les efforts externes ne sont pas significativement différents avec (AP) et sans poignée (SP) : intersection entre les recouvrements des courbes AP et SP. Cela peut s'expliquer par une erreur de reproductibilité importante chez le sujet participant à cette étude (erreur maximale est de 26,26 % du poids du sujet pour l'assise et de 13,76% du poids du sujet pour les pieds). En conséquence, les résultats présentés ci-après ciblent les variables DM, AA, FT, MCDG et VCDG.

A. Durée du mouvement- (DM)

La valeur moyenne de la durée du mouvement-DM des cinq sujets a été calculée pour chacune des phases du MAD (Tableau.III). La durée de la Ph1 et de la Ph4 est significativement plus grande pour le MAD avec poignée (différence plus grande que 0,052 et 0,071 secondes respectivement ; erreur sur DM calculée en Tableau.II par le test de reproductibilité de Schwartz [11]) ; cela s'explique par le temps pris par les sujets pour saisir et relâcher la poignée. La durée de la Ph2 est significativement plus grande pour le MAD sans poignée ; l'utilisation de la poignée comme aide fixe disposée devant l'usager rend le mouvement plus rapide lors de la phase 2 du MAD, qui est la phase ascendante du mouvement. La durée de la Ph3 est significativement plus grande pour le MAD avec poignée ; l'utilisation de la poignée comme aide fixe disposée devant l'usager rend le mouvement moins rapide lors de la phase 3 du MAD, qui est la phase descendante du mouvement. La durée du PAD sans poignée (Ph1+Ph2) est de 1,52 secondes ; cela est comparable au résultat obtenu par Mazza [10]. Par ailleurs, la durée de la Ph1 du PAD sans poignée est comparable aux résultats de Yamada [16].

B. Angles articulaires du membre inférieur- (AA)

La recherche des stratégies est réalisée à partir des angles articulaires de flexion/extension du membre inférieur. L'angle de la hanche a été le critère principal pour différencier les stratégies. Pour se lever et s'assoir sans aide de la poignée, les sujets ont utilisé une seule stratégie. Par contre deux stratégies différentes ont été identifiées avec aide de la poignée.

1) Stratégies lors du PAD :

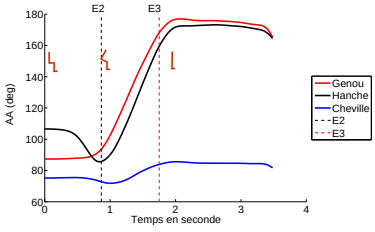
- Stratégie du PAD sans poignée (Figure.4(a)) : Avant de quitter le siège (E2), les sujets commencent par fléchir les hanches amenant leur centre de gravité vers l'avant et légèrement vers le bas. Puis, ils étendent les genoux et peu après ils étendent les hanches amenant leur centre de gravité vers le haut et vers l'avant pour se mettre en position debout. Tous les sujets ont utilisé cette stratégie pour effectuer le PAD sans poignée.
- Stratégie 1 du PAD avec poignée (Figure.4(b)) : Après la prise de la poignée (E1) et avant de quitter le siège (E2), les sujets commencent par fléchir les hanches amenant leur centre de gravité vers l'avant et vers le haut. Puis, ils étendent les genoux et peu après ils étendent les hanches, toujours en amenant leur centre de gravité vers l'avant et vers le haut pour se mettre en position debout. Deux sujets parmi cinq ont utilisé cette stratégie pour effectuer le PAD avec poignée.
- Stratégie 2 du PAD avec poignée (Figure.4(c)) : Après la prise de la poignée (E1), les sujets étendent en même temps, les hanches, les genoux et les chevilles amenant leur centre de gravité simultanément vers l'avant et vers le haut. Trois sujets parmi cinq ont utilisé cette stratégie pour effectuer le PAD avec poignée.

2) Stratégies lors du PDA :

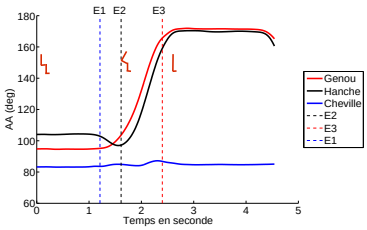
- Stratégie du PDA sans poignée (Figure.5(a)) : Avant la prise de contact avec le siège (E5), les sujets fléchissent les hanches et les genoux amenant leur centre de gravité vers l'arrière et vers le bas. Puis après contact avec le siège, les sujets étendent les hanches et les chevilles pour revenir finalement à leur position assise en amenant leur centre de gravité en arrière. Tous les sujets ont utilisé cette stratégie pour effectuer le PDA sans poignée.
- Stratégie 1 du PDA avec poignée (Figure.5(b)) : Avant le contact avec le siège (E5), les sujets fléchissent les hanches et les genoux amenant leur centre de gravité vers l'arrière et vers le bas. Puis après contact avec le siège, les sujets étendent les hanches tout en tenant la poignée. Finalement, après avoir relâché la poignée (E6), les sujets finalisent l'extension des hanches pour revenir à la position assise en amenant leur centre de gravité en arrière. Trois sujets parmi cinq ont utilisé cette stratégie pour effectuer le PDA avec poignée.
- Stratégie 2 du PDA avec poignée (Figure.5(c)) : Avant la prise de contact avec le siège (E5), les sujets fléchissent les hanches et les genoux amenant leur centre de gravité en avant et en arrière. Après contact avec le siège, les sujets étendent les hanches amenant leur centre de gravité simultanément en arrière et vers le bas. Deux sujets parmi cinq ont utilisé cette stratégie pour effectuer le PDA avec poignée.

TABLEAU III. VALEURS MOYENNES DE DM EN SECONDE

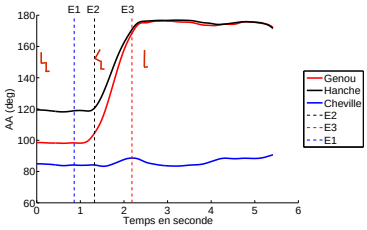
Phases	Ph1	Ph2	Ph3	Ph4
MAD avec poignée	1,385	0,702	0,844	1,43
MAD sans poignée	0,745	0,782	0,769	0,911



(a) PAD sans poignée

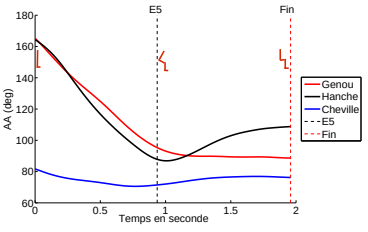


(b) PAD avec poignée - stratégie 1

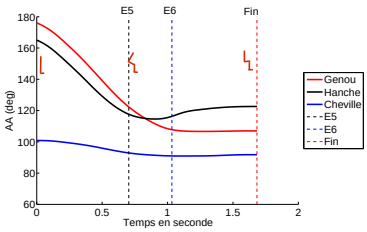


(c) PAD avec poignée - stratégie 2

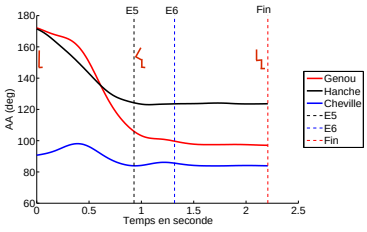
Fig. 4. Flexion/extention du membre inférieur lors du passage assis debout (une courbe croissante exprime une extension, inversement pour la flexion).



(a) PDA sans poignée



(b) PDA avec poignée - stratégie 1



(c) PDA avec poignée - stratégie 2

Fig. 5. Flexion/extention du membre inférieur lors du passage debout assis (une courbe croissante exprime une extension, inversement pour la flexion).

C. *Flexion du tronc- (FT)*

La Flexion du tronc est significativement supérieure pour le MAD sans poignée chez tous les sujets (Figure.6 et Figure.7).

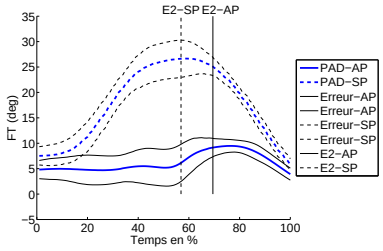


Fig. 6. Flexion du tronc lors du Passage assis debout (une courbe croissante exprime une extension, inversement pour la flexion).

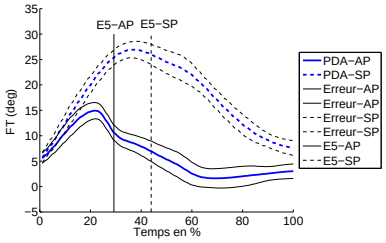


Fig. 7. Flexion du tronc lors du Passage debout assis (une courbe croissante exprime une extension, inversement pour la flexion).

D. *Mouvement du centre de gravité- (MCDG)*

La variation latérale du centre de gravité est minime, alors que les variations dans le plan sagittal diffèrent entre un PAD/PDA avec et sans poignée :

1) lors du PAD sans poignée : avant la perte de contact avec le siège (E2-SP), le centre de gravité est amené vers l'avant et vers le bas. Après la perte de contact avec le siège, le centre de gravité est amené vers le haut et vers l'avant. Alors que lors du PAD avec poignée : avant et après la perte de contact avec le siège, le centre de gravité est amené vers le haut et vers l'avant.(Figure.8).
2) lors du PDA sans poignée : avant la prise de contact avec le siège (E5-SP), le centre de gravité est amené vers le bas et vers l'arrière. Après la prise de contact avec le siège, le centre de gravité est amené vers l'arrière et légèrement vers le haut. Alors que lors du PDA avec poignée : le centre de gravité est amené vers le bas et vers l'arrière avant et après la prise de contact avec le siège.(Figure.9).

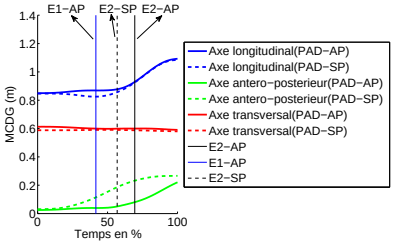


Fig. 8. Mouvement du centre de gravité lors du passage assis debout.

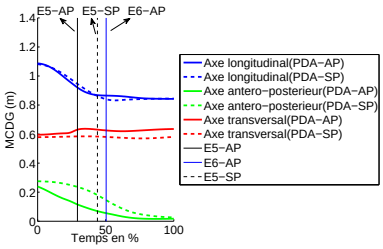


Fig. 9. Mouvement du centre de gravité lors du passage debout assis.

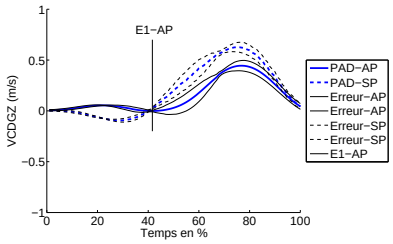


Fig. 10. Vitesse du centre de gravité selon l'axe vertical lors du passage assis debout.

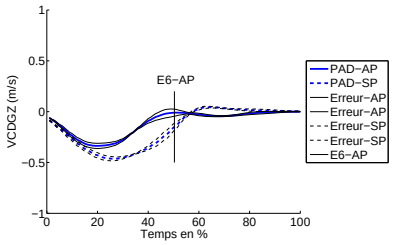


Fig. 11. Vitesse du centre de gravité selon l'axe vertical lors du passage debout assis.

E. Vitesse du centre de gravité - (VCDG)

Une différence significative de la vitesse du centre de gravité a été relevée pour la vitesse du centre de gravité selon l'axe vertical-z (VCDGZ). Après la prise de la poignée (E1-AP de la Figure.10), la vitesse du centre de gravité selon l'axe vertical est significativement supérieure pour le PAD sans poignée. Avant la perte de contact avec la poignée (E6-AP de la Figure.11), VCDGZ en valeur absolue est significativement supérieure pour le PDA sans poignée. La vitesse du PAD sans poignée est comparable au résultat obtenu par Mazza [10].

TABLEAU IV. VALEURS MOYENNES DU PIC DE VCDGZ EN M/S

MAD	MAD avec poignée	MAD sans poignée
PAD	0,464	0,526
PDA	0,366	0,5

IV. Discussion et Conclusion

Conformément à nos hypothèses, les résultats montrent que l'utilisation d'un dispositif d'aide de type poignée fixe disposée devant l'usager influence la durée des phases du mouvement, le mouvement du centre de gravité globale de l'usager, les angles articulaires de flexion/extension du membre inférieur et la vitesse du centre de gravité selon l'axe vertical z. Les résultats concernant le mouvement du centre de gravité global de l'usager et les angles articulaires du membre inférieur obtenus pour le mouvement sans poignée sont comparables aux résultatx obtenus par Bestaven [17]. Toutefois, contrairement à nos hypothèses, aucune différence pour les efforts d'interactions entre l'usager et le dispositif d'aide n'a été relevée ; cela peut s'expliquer par une erreur de reproductibilité importante chez le sujet participant à cette étude de reproductibilité. Les travaux futurs devront éclaircir ce point. L'influence de la poignée sur les variables biomécaniques étudiées peut se résumer par une augmentation de la durée du passage assis debout et debout assis, une diminution de la vitesse d'exécution du mouvement, un changement de stratégie et surtout un fléchissement plus faible du tronc. Selon Sibella [12] : minimiser la flexion du tronc produit une charge plus faible due à la masse du dos et donc une diminution des moments articulaires au niveau des hanches et une augmentation des moments articulaires au niveau des genoux. L'utilisation de la poignée comme moyen d'aide semble donc diminuer la charge du dos, ce qui a pour avantage de diminuer les moments articulaires au niveau des hanches et pour inconvénient d'augmenter les moments articulaires au niveau des genoux. Pourtant, selon O'Meara [34] : l'utilisation d'une poignée-barre diminue les efforts articulaires aux niveaux des hanches mais aussi des genoux. Les efforts aux niveaux des genoux étant un critère très utilisé pour l'évaluation des dispositifs d'aide motorisés [28] [14], les prochaines études auront pour but d'approfondir la question et d'étudier l'influence de la poignée sur les efforts articulaires aux hanches et en particulier aux genoux.

Enfin, cette étude se limite à un petit échantillon de sujets sains qui ne représente pas la population ciblée par le projet VHIPOD : les hémiplégiques droits. Mais, a permis de montrer que cette aide technique influence le mouvement et induit des changements de stratégie chez cinq sujets sains. Des prochaines études auront pour but d'étudier la validité de ces résultats pour un plus grand nombre de sujets.

Remerciements

Ce travail a été réalisé avec le soutien de la Région Nord Pas-de-Calais, le Campus International sur la sécurité et l'intermodalité des Transports, la délégation Régionale à la Récherche et à la Technologie, le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche, l'Agence Nationale de la Recherche, le Centre National de la Recherche Scientifique et la Communauté Européenne. Les auteurs remercient le soutien de ces institutions, en plus de tous les partenaires du projet ANR TEC-SAN VHIPOD (Véhicule de transport en station debout

individuel auto-équilibré pour personne handicapée avec aide à la verticalisation, réf : ANR-12-TECS-0001) : Le Centre de Ressources et d'Innovation Mobilité Handicap (CEREMH), le centre de Réadaptation Mutualiste et de Réadaptation fonctionnelle de Kerpape (CMRRF de Kerpape), les sociétés BA systèmes et ADM concept.

RÉFÉRENCES

[1] C.D.C.M. Faria, V.A. Saliba et L.F.T. Salmela. 2010. *Musculoskeletal biomechanics in sit-to-stand and stand-to-sit activities with stroke subjects : a systematic review*. Fisioter Mov. Mars, 23(1) :35-52.

[2] R. Aissaoui, R. Ganea et K. Aminian. 2011. *Conjugate momentum estimate using non-linear model of the sit-to-stand correlates well with accelerometric surface data*. Journal of Biomechanics. Janvier, 44(2011) :1073-1077.

[3] SL. Poliachik, TD. Khokhlova et YN. Wang et al. 2013. *Pulsed focused ultrasound treatment of muscle mitigates paralysis-induced bone loss in the adjacent bone : A study in a mouse model*. Journal of the Acoustical Society of America. Novembre, 134(5) :4181.

[4] A. Levy, K. Koplin et A. Gefen. 2013. *An air-cell-based cushion for pressure ulcer protection remarkably reduces tissue stresses in the seated buttocks with respect to foams : Finite element studies*. Journal of Tissue Viability. Decembre. pii : S0965-206X.

[5] N. Matsufira, T. Fukushima, H. Nukada et T. Sunaoshi. 2012. *Development of the supporting apparatus for standing up motion of the elderly person : Basic experiment of standing up motion*. IEEE/SICE International Symposium on System Integration. December 16-18.

[6] W. GM. Janssen, H. BJ. Bussmann and H.J. Stam. 2002. *Determinants of the sit-to-stand movement : A Review*. Phys Ther. 82 :866-879.

[7] D.G. Diakhate, M.C. Do et S. Le Bozec. 2013. *Effects of seat-thigh contact on kinematics performance in sit-to-stand and trunk flexion tasks*. Journal of Biomechanics. December, 46(2013) : 879-882.

[8] E. Papa et A. Cappozzo. 2000. *Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects*. Journal of Biomechanics. February, 33(2000) 1113-1122.

[9] D. S. Reisman, J.P. Scholz et G. Schöner. 2001. *Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects*. Gait & Posture. 15(2002) 45-55.

[10] C. Mazza, S. Stanhope, A. Taviani et al. 2006. *Biomechanic modeling of sit-to-stand to upright posture for mobility assessment of persons with chronic stroke*. Arch Phys Med Rehabil. 87 : 635-41.

[11] M.H. Schwartz. J.P. Trost et R.A. Wervey. 2004. *Measurement and management of errors in quantitive gait data*. Gait & Posture. 20(2004) : 196-203.

[12] F. Sibella, M. Galli, M. Romei, et al. 2003. *Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects*. Clinical Biomechanics. 18(2003) 745-750.

[13] D. Chugo, Y. Morita, Y. Sakaida et al. 2012. *Standing assistance control using a physical strength of a patient with load estimation*. IEEE International Symposium on Robot and Human interactive communication. Septembre 9-13.

[14] J.M. Burnfield, Y. Shu. T.W. Buster. 2012. *Kinematic and electromygraphic analyses of normal and device-assisted sit-to-stand transfer*. Gait & Posture. 36(2012) : 516-522.

[15] J.S. Schofield, E.C. Parent, J. Lewicke et al. 2013. *Characterizing asymmetry across the whole sit to stand movement in healthy participants*. Journal of Biomechanics. Article in press.

[16] T. Yamada, S. Demura. 2010. *The relationship of force output characteristics during a sit-to-stand movement with lower limb muscle mass and knee joint extension in the elderly*. Archive of Gerontology and Geriatrics. 50(2010) : e46-e50.

[17] E. Bestaven. 2008. *Stratégies utilisées par des personnes jeunes et des personnes âgées lors des transferts assis-debout et assis-marche*. Thèse de doctorat à l'université Rennes 2.

[18] C. Mazza, M. Zok, U.D. Groce. 2005. *Sequencing sit-to-stand and upright posture for mobility limitation assessment : determination of the timing of the task phases from platform data*. Gait & Posture. 21(2005) : 425-431.

[19] F. Bahrami, R. Riener, P.J. Maralani. 2000. *Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects*. Clinical Biomechanics. 15(2000) : 123-133.

[20] M.B. Johnson, T.W. Cacciatore, J. Hamill et al. 2010. *Multi-segmental torso coordination during transition from sitting to standing*. Clinical Biomechanics. 25(2010) : 199-205.

[21] D.R. Burnett, N.H.C. Kyureghyan, P.B. Cerrito et al. 2011. *Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during waking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks*. Journal of Electromyography and Kinesiology. 21(2011) : 610-615.

[22] R.C.V. Lummel, E. Ainsworth, U. Lindemann et al. 2011. *Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults*. Gait & Posture. 38(2013) :153-156.

[23] T. Yamada, S. Demura. 2009. *Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly*. Archives of Geronthology and Geriatrics. 48(2009) :73-77.

[24] M. Schenkman, P.O. Riley. 1996. *Sit to stand from progressively lower seat heights- alterations in angular velocity*. Clinical Biomechanics. 11(1996) :153-158.

[25] R. Prinz, S. Neville. 2007. *Development of a fuzzy-based sit-to-stand controller*. IEEE. 0840-7789.

[26] C. Anglin, U.P. Wyss. 2000. *Arm motion and load analysis of sit-to-stand, stand-to-sit, cane, walking and lifting*. Clinical Biomechanics. 15(2000) :441-448.

[27] B. Shen, J. Li. 2013. *Development and control of a Lower Extremety Assistive Device (LEAD) for gait rehabilitation*. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. June 24-26.

[28] D. Chugo, Y. Morita. 2012. *Standing assistance control using a physical strength of a patient with load estimation*. IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication. September 9-13.

[29] L. Saint-Bauzel, V. Pasqui, B. Gas et al. 2007. *Pathological sit-to-stand models for control of a rehabilitaion robotic device*. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics. June 12-15.

[30] O. Salah, A.A. Ramadan, S. Sessa et al. 2011. *A systematic approach for design a low-cost mobility assistive device for elderly people*. World Academy of Science, Engineering and Technology. 59.

[31] T. Robert, J. Causse, G. Monnier. 2013. *Estimation of external contact loads using an inverse dynamics and optimization approach : General method and application to sit-to-stand maneuvers*. Journal of Biomechanics. 46(2013) :2220-2227.

[32] G. Wu, S. Siegler, P. Allar et al. 2002. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joing motion- Part I : ankle, hip, and spine*. Journal of Biomechanics. 35(2002) :543-548.

[33] G. Wu, F.C.T Van der Helm, H.E.J Veeger et al. 2005. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-Part II : shoulder, elbow, wrist, and hand*. Journal of Biomechanics. 38(2005) :981-992.

[34] D.M. O'Meara, R.M. Smith. 2006. *The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stand performance of older aged adults*. Human Movement Science. 25 (2006) :257-274.

Solutions techno-pédagogiques pour l'enseignement de la musique en braille,

N. Jessel

SOLUTIONS TECHNO-PEDAGOGIQUES POUR L'ENSEIGNEMENT DE LA MUSIQUE EN BRAILLE

Nadine Jessel
IRIT, Institute de Recherche en Informatique de Toulouse
ESPE, université de Toulouse le Mirail
Toulouse, France
nadine.jessel@univ-tlse2.fr

Les partenaires du projet Européen MusicVIP
www. music4vip.org

***Résumé* — Ce papier présente les solutions logicielles et pédagogiques proposées dans le cadre du projet européen Music4VIP pour palier le déclin de l'enseignement de la musique pour des élèves non voyant. Ces solutions sont à destination des enseignants voyants qui peuvent se trouver démunis face à leurs élèves non voyants. Elles peuvent également servir pour des élèves débutants. Les différentes ressources et outils proposés peuvent servir d'exemple mais aussi être transformés et utilisés par les enseignants.**

Mots clés — musique; braille; enseignement; pédagogie; technologies; numérique.

I. INTRODUCTION

Malgré l'apport des solutions numériques en termes d'accès à l'information pour les non-voyants, certains secteurs comme l'enseignement de la musique sont en déclin au niveau Européen. Cette situation est due à plusieurs facteurs dont l'un est l'intégration des élèves dans les classes normales qui rend difficile l'apprentissage du Braille musical. En effet, dans ce cas l'enseignant se trouve en difficulté car il n'est pas formé pour un enseignement aussi spécialisé. C'est pour donner des solutions et proposer des leçons vidéo, des didacticiels, des scénarios d'enseignement de la musique pour les non-voyants qu'est né le projet Music4VIP[1]. Nous allons dans ce papier faire une description des solutions proposées par le projet s'appuyant sur les résultats d'une enquête des besoins également réalisés dans le cadre de ce projet. Nous insisterons sur l'utilisation pédagogique de solutions techniques existante mais avant tout nous allons proposer quelques informations sur le Braille musical.

II. LE BRAILLE MUSICAL

Les principes du Braille musical ont été fournis par Louis Braille qui lui-même était musicien. Cette notation a été reprise par plusieurs organismes pour enfin aboutir à une référence internationale écrite par Bettye Krolick dans son ouvrage « New International Manual of Braille music Notation » en 1996[11]. Les spécificités du Braille musical viennent de la linéarisation des informations contenues dans une partition musicale qui se présente sous forme graphique en deux dimensions. Nous pouvons répartir les règles de notation musicale en trois catégories :

A. Les règles de présentation

Elles prennent en compte la façon de présenter la partition Braille sur une feuille ou sur une plage Braille. Il existe plusieurs présentations possibles suivant les besoins de l'utilisateur et/ou le type de partition ou d'instruments. Les informations musicales d'une partie (voix, instrument ou une main du piano) peuvent être écrites sous forme de blocs contenant plusieurs mesures. Une autre présentation consiste à présenter une mesure d'une partie puis la même mesure d'une autre partie et ainsi de suite. Même si cette présentation est plus proche de la notation graphique elle ne permet en aucun cas une lecture verticale.

B. Les règles de production Braille simple

Ces règles sont appliquées lorsqu'il y a une correspondance univoque entre une information musicale et un ou plusieurs caractères Braille, ces règles sont souvent remises en cause par rapport au contexte et nécessitent une interprétation de la part du lecteur.

Un caractère Braille code le nom et la durée des notes. Le nom des notes est fourni par les quatre points du haut, la durée est donnée par les deux points du bas. Cette indication de durée ne permet de coder que quatre possibilités, donc à une configuration correspond plusieurs valeurs (blanche ou triple croche par exemple pour le point 3). La valeur réellement codée devra donc être reconstruite par le lecteur suivant le contexte.

Une indication comme par exemple l'indication de clé nécessite trois caractères Braille.

Les accords sont codés avec le nom de la note de base ou la plus haute suivi du codage des intervalles les constituant. Ainsi un musicien non-voyant qui doit nommer les notes d'un accord doit les reconstituer.

C. Les règles de contraction

Ces règles permettent d'augmenter la rapidité de lecture en réduisant le nombre de caractères ou de points Braille, elles s'adressent à de très bons lecteurs et peuvent être désactivées pour les débutants.

Cette rapide présentation des règles du Braille musical donnent un bon aperçu de leur complexité et de la nécessité d'outils d'aide à leur apprentissage.

III. LES BESOINS POUR L'ENSEIGNEMENT DE LA MUSIQUE

Notre attention se porte plus particulièrement au niveau de l'enseignement de la musique et sur l'utilité de l'apprentissage du Braille musical. Etant donné que la musique peut s'apprendre d'oreille le Braille musical est délaissé alors qu'il permet d'aller plus en profondeur dans l'accès aux partitions. Des informations concernant les doigtés ou l'écriture spécifique de tel ou tel passage ne peuvent pas être appréhendées d'oreille. Pour faciliter cet enseignement nous allons décrire les recommandations qui seront exprimées suivant deux points de vue. Le premier correspond aux acteurs eux-mêmes, le second correspond à l'apport des technologies.

A. *Les acteurs*

L'enseignement de la musique doit se faire très jeune et les non-voyants ne doivent pas avoir de difficulté à apprendre pas à pas le Braille musical si celui-ci est proposé en même temps que l'enseignement de la musique.

Il faut encourager l'utilisation de supports numériques et de solutions technologiques permettant cet apprentissage pas à pas.

Les enseignants doivent être formés à l'usage de ces solutions technologiques qui ne leur sont pas familières car elles peuvent être spécifiques au Braille et donc complètement inconnue des enseignants travaillant dans les écoles de musique ou autre conservatoire. De plus, l'enseignement dans ces structures reste encore très traditionnel et les supports numériques sont inégalement utilisés.

La politique éducative des différents pays européens ainsi que les différents acteurs doivent tenir compte de la spécificité des élèves non-voyants, et ne pas se satisfaire de la solution de facilité qui consiste à proposer uniquement un enseignement basé sur l'oreille.

Toutes ses recommandations reposent également sur l'apport des technologies et du numérique permettant de faciliter l'accès aux partitions musicales par des élèves non voyant.

B. *L'apport du numérique*

Nous allons dans un premier temps faire le point sur les résultats de l'enquête que nous avons menée pour connaître les outils utilisés pour l'édition de la musique. Ces résultats ne sont que partiels étant donné que l'échantillon de personnes n'a pas été contrôlé mais représente malgré tout une forte tendance.

1) Les éditeurs de partition

Les pourcentages exprimés sont donc à relativiser et représentent plus de 100% car certaines personnes utilisent plus d'un logiciel.

L'axe des y représente les % d'utilisation des différents logiciels donnés sur l'axe des x.

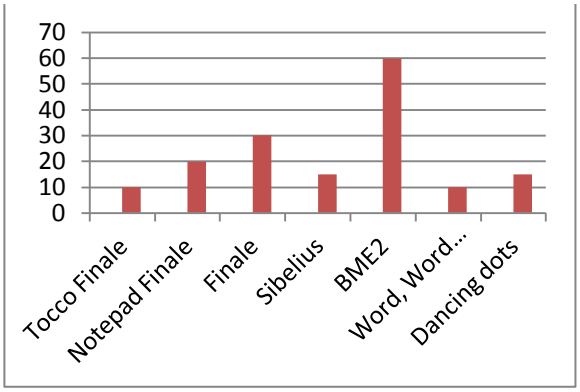


Fig 1 : les logiciels d'édition musicale

Les logiciels (éditeurs de partitions musicales) les plus utilisés pour écrire la musique sont Finale[2] et Sibelius[3] et pour l'édition de celle-ci en Braille le logiciel le plus utilisé est BME2 [4]. BME2 est un logiciel créé dans le cadre du projet Européen Contrapunctus [5] qui permet à un musicien non voyant d'écrire, de lire ou de contrôler une partition musicale en Braille. Le logiciel américain Dancing dots [6] qui propose l'édition de partitions en Braille n'est pas fortement utilisé dans les pays européens mais est plus utilisé aux Etats-Unis.

Tout autre logiciel permettant d'écrire du Braille mais non spécifique à la musique tel que Wordpad ou Duxbury [7] sont peu utilisés.

Une fois ces différents logiciels identifiés nous verrons dans la deuxième partie comment ils pourront être utilisés dans le cadre de l'enseignement mais nous devons nous intéresser aux formats de fichiers qu'ils supportent et permettent les échanges.

2) Les formats de fichier

Du point du vue des formats de fichier, le plus utilisé et connu et supporté par tous les éditeurs est MusicXML [8]. Ce format permet une production de la partition musicale sous forme graphique et sous forme sonore à partir de sa transformation en Fichier Midi [9].

Le format Midi est également très utilisé pour la production sonore de la musique et même si celui-ci n'est pas conçu pour l'édition il est souvent utilisé comme format d'échange de partitions alors que sa transcription graphique ne sera pas parfaite étant donné que les informations codées dans ce format ne prennent pas en compte les spécificités de l'écriture musicale. Il faut donc être vigilant dans l'utilisation d'un tel format qui est conçu pour le rendu sonore, en d'autres termes une partition enregistrée au format Midi et retransformée sous forme graphique ne sera pas forcement conforme à l'original. Il en sera de même pour une partition Braille construite à partir d'un fichier Midi elle ne correspondra pas à l'original par exemple les indications de doigté seront supprimées puisque le format Midi ne les gèrent pas.

Le format texte peut permettre la sauvegarde d'une partition au format Braille (chaque caractère Braille ayant une correspondance ASCII) ne prend pas en compte les spécificités du Braille musical et ne peut donc pas aider un non voyant dans son appropriation, de plus de nombreuses tables de

correspondances existent ce qui rend difficile leur échange. En effet, une partition écrite en Braille à l'aide d'un logiciel texte simple utilisera une table de correspondance ASCII Braille donnée et deviendra illisible si on change de logiciel et donc de table de correspondance.

Le format de fichier Braille privilégié est le format BMML [10] car il contient les informations musicales permettant une présentation graphique ou sonore de celle-ci mais aussi la correspondance Braille en accord avec le nouveau manuel international de Braille musical[11]. Ce format a été conçu et créé lors du projet Européen Contrapunctus.

Il est donc nécessaire d'utiliser un format le plus complet possible pour avoir la possibilité de transformer et de présenter la musique sous différentes formes à savoir graphique, sonore et Braille.

Les besoins et possibilités techniques ainsi posées, nous allons décrire les solutions pédagogiques préconisées et réalisées dans le cadre du projet Music4VIP.

IV. LES PROPOSITIONS PEDAGOGIQUES

Ces propositions se décomposent en plusieurs ressources (leçons vidéo, livre de théorie de la musique, présentation de l'acoustique) et outils en ligne (outils de transcription, téléchargement de logiciels gratuits, exemple d'exercices pour piano ou pour le chant) permettant de répondre aux besoins de formation des enseignants mais également à destination des élèves eux-mêmes. Toutes ces ressources peuvent être reprises sans utilisation commerciale sous licence libre.

A. Les leçons vidéo

Les leçons vidéo réalisées dans le cadre du projet MUSIC4VIP ont pour objectif de proposer un cadre de réflexion pour les professeurs voyants ayant des élèves non-voyants. Celles-ci peuvent être utilisées en amont d'un enseignement, en autoformation ou encore peuvent être reprises et/ou modifiées pour répondre à un enseignement plus spécifique.

Elles sont au nombre de sept et couvrent les domaines suivants :

- Le système braille
- La communication avec un non-voyant
- L'ouïe comme sens de substitution à la vue
- Le Braille musical
- L'importance de l'enseignement de la musique à des jeunes non-voyants
- Les solutions d'accessibilité
- Le logiciel BME2 utilisé par un non-voyant.

Ces vidéos sont à destination des enseignants ou des personnes voyantes qui sont dans l'entourage d'un non-voyant. Elles les aideront à comprendre la communication qu'ils peuvent établir avec un non-voyant, comment celui-ci perçoit il le monde utilisant l'ouïe et le toucher comme sens de substitution à la vue. Les différentes présentations du Braille ainsi que plus spécifiquement du Braille musical aideront l'enseignant à comprendre les apports et les difficultés pour un élève non-voyant de la linéarisation de la musique en Braille. Les solutions d'accessibilité permettront à un enseignant de proposer à ces élèves non-voyants des partitions accessibles.

Enfin la présentation du logiciel BME2 permet d'expliquer les différentes possibilités de ce logiciel pour éditer, naviguer, écouter, lire en Braille une partition musicale. Cet éditeur de partitions a été conçu pour qu'un non-voyant puisse écrire directement en Braille les informations musicales, il permet aussi d'importer une partition écrite au départ sous format classique et transformée en Braille par les outils fournis en ligne. Les fonctionnalités de cet éditeur qui permettent de masquer des voix ou des informations musicales sont très facilitatrices dans un contexte d'enseignement puisqu'elles permettent à un élève de choisir le niveau de détail qu'il veut. L'éditeur permet aussi d'avoir une correspondance textuelle de l'information musicale sur laquelle se trouve le curseur, il permet ainsi à un utilisateur non voyant d'apprendre le Braille musical.

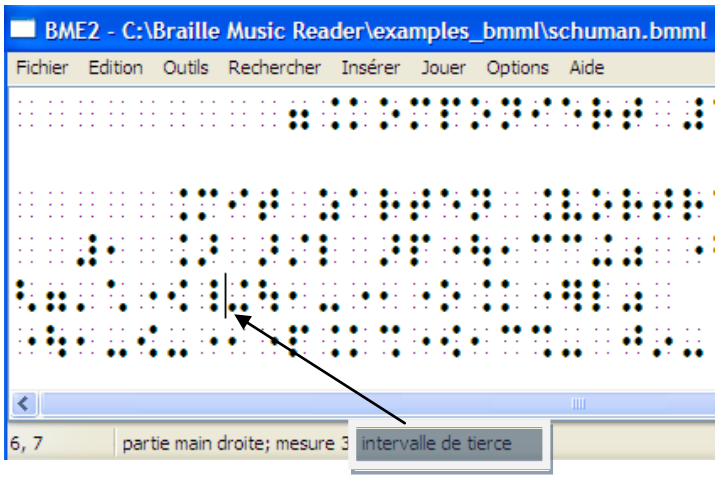


Fig 2 : Un exemple de BME2

B. Théorie de la musique et présentation de l'acoustique

Ces ressources en lignes sont agrémentées de différents exemples sonores et/ou pouvant être téléchargés sous format BMML pour les exemples musicaux et sous format graphique permettant une impression en relief pour ce qui concerne par exemple les ondes sonores.

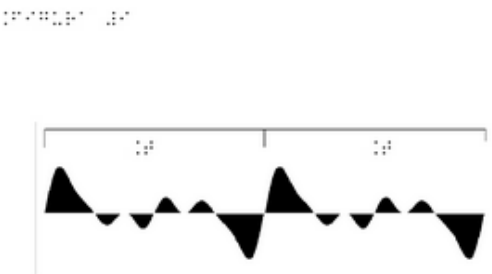


Fig 3 : Une forme d'onde

Ces ressources peuvent donc être lues par un non-voyant qui aura à sa disposition le texte ainsi que tous les exemples dans un format accessible.

C. Les outils de transcription et de téléchargement

Les outils de transcription en ligne permettent de transcrire un fichier MusicXML en BMML et vice versa, une interface très simple permet de donner certaines caractéristiques des transcriptions voulues si on ne veut pas utiliser ceux par défaut comme par exemple le sens de la transcription des accords qui peut être en partant de la note du haut ou du bas. Puis de déposer le fichier à transcrire, d'activer la transcription qui peut prendre quelques minutes si le fichier est important et de télécharger le fichier résultat.

Les deux outils logiciels à télécharger permettent pour l'un de lire la musique en Braille (BMR : Braille Music Reader) sous différentes formes (sonore, Braille, lecture des informations musicales, …) et pour l'autre un ensemble d'exercices (BML Braille Music Learning) qui permet de guider un débutant dans la compréhension de la musique en Braille. Le lecteur BMR possède toutes les fonctions de lecture de BME2 sans en proposer l'édition. BML propose différents exercices oralisés et sous forme sonore avec des QCMs ou des indications Braille à résoudre.

Ces deux logiciels sont à télécharger et à exécuter sur une machine équipée d'un lecteur d'écran (Jaws) et d'une plage Braille, les scripts pour Jaws sont également à télécharger.

Enfin les deux scénarios d'enseignement sont proposés l'un étant un exercice pour piano pour exercer les doigts, les indications textuelles seront lues par le lecteur d'écran et la partition musicale est fournie au format BMML et peut être lue par BMR. L'autre exercice concerne l'apprentissage de morceaux chantés dans ce cas des consignes d'utilisation sont proposés pour aider les enseignants ou les chanteurs non voyant à apprendre leurs partitions. Par exemple la possibilité avec BMR de masquer des parties et donc de pouvoir choisir une seule voix.

V. CONCLUSION

Toutes les ressources et outils proposés sont des exemples qui peuvent et doivent être enrichis du retour d'expérience des personnes qui les ont utilisées. L'objectif est de montrer des exemples, des possibilités que devront s'approprier les enseignants. L'étape suivante est de proposer une évaluation de ces ressources mais également de permettre à d'autres d'en proposer et de les partager. Il faudra dans ce cas quelles soient indexées et contiennent des métadonnées permettant de les partager et de les déposer dans une archive utilisant un moteur de recherche capable de les retrouver en fonction de ceux-ci. Le développement des expérimentations et surtout la multiplication des ressources proposées seront une aide précieuse pour les enseignants qui pourront bénéficier des exemples et des partitions créées en Braille. De plus, la possibilité d'ajouter des commentaires ou des consignes/contexte d'utilisation de celles-ci permettront d'améliorer l'enseignement de la musique et du Braille musical pour les non voyants.

REMERCIEMENT

Je remercie les partenaires du projet Européen Music4VIP pour le partage de leur travail qui a permis la rédaction de ce papier.

Références

1. www.music4VIP.org

2. http://www.finalemusic.com

3. http://www.sibelius.com

4. http://www.dodiesis.com commercialisé en France par Eurobraille, la documentation du logiciel est téléchargeable à l'adresse suivante : http://www.eurobraille.fr/download/Bme2/Documentation%20BME%202%20v1.pdf

5. http://www.contrapunctus.it

6. http://www.dancingdots.com

7. http://www.duxburysystems.com

8. http://www.musicxml.com

9. http://www.midi.org/aboutmidi/tut_techomidi.php

10. Benoit Encelle, Nadine Jessel, Josiane Mothe, Bachelin Jhonn Victorino Ralalason. BMML: Braille Music Markup Language. Dans : Open Information Science Journal, Bentham Science Publishers, Vol. 3, p. 123-135, août 2009.

11. Krolick, B (1996), "New International Manual of Braille music Notation", World Blind Union, FNB, Amsterdam ou https://archive.org/details/newinternational00bett

Diagnostic accessibilité en environnement virtuel : potentiels et limites,

F. Bazzaro, J.C. Sagot

Diagnostic accessibilité en environnement virtuel : potentiels et limites

Bazzaro Florence
IRTES-SeT
Université de Technologie Belfort Montbéliard
Belfort, France
florence.bazzaro@utbm.fr

Sagot Jean-Claude
IRTES-SeT
Université de Technologie Belfort Montbéliard
Belfort, France
jean-claude.sagot@utbm.fr

***Résumé* — Suite à la loi française de février 2005, tous les projets de conception architecturale pour des bâtiments recevant du public sont tenus de respecter les règles d'accessibilité du cadre bâti. La réalité virtuelle a montré sa pertinence dans le processus de conception architecturale, par contre son utilisation pour l'intégration des aspects liés aux situations de handicap n'en est encore qu'à ses prémisses. Nos travaux de recherche montrent que la réalité virtuelle est un support pertinent pour réaliser des diagnostics accessibilité de bâtiments, dès les phases d'avant-projet sommaire. La réalité virtuelle peut ainsi être un outil précieux pour optimiser l'accessibilité universelle de futurs bâtiments.**

Mots clés — diagnostic accessibilité; réalité virtuelle; conception architecturale

I. Introduction

Depuis la loi du 11 février 2005 et les arrêtés qui en découlent [1], les architectes et concepteurs travaillant sur des établissements recevant du public se doivent de respecter les obligations en matière d'accessibilité du cadre bâti. Cependant, la mise œuvre concrète de la législation reste complexe. En effet, l'un des principaux verrous réside dans la nécessité de la prise en compte de la grande diversité des situations de handicap : handicap moteur, sensoriel, cognitif, mental,... Si le handicap moteur est intégré dès l'avant-projet sommaire dans le processus de conception architecturale, car parfaitement documenté et normalisé ; les handicaps sensoriels, mentaux et cognitifs sont souvent traités plus tardivement dans le projet, parfois même à la livraison de ce dernier. Or, il apparait régulièrement des interactions directes entre les solutions proposées pour les différentes situations de handicap ou de mobilité réduite. Ainsi, une solution adaptée pour une situation de handicap moteur ne le sera pas nécessairement pour une situation de handicap visuel. Une réflexion en termes d'accessibilité universelle doit donc être menée dès les phases d'avant-projet sommaire.

Dans le cadre de cette étude, notre objectif est d'évaluer les potentialités et limites de l'utilisation de la réalité virtuelle pour l'étude de l'accessibilité d'un bâtiment, et cela dès l'avant-projet sommaire. En effet, « la finalité de la réalité virtuelle est de permettre une activité sensori-motrice et cognitive à une (ou à plusieurs) personne(s) dans un monde numérique artificiel qui, peut-être, imaginaire, symbolique ou une simulation de certains aspects du monde réel » [2]. Plus précisément, dans notre recherche, la réalité virtuelle doit permettre la réalisation d'un diagnostic accessibilité, dans un bâtiment numérique.

Dans la partie qui suit, nous présentons le cadre théorique de nos travaux qui se positionne autour de trois axes d'utilisations de la réalité virtuelle : la conception architecturale, l'étude ou la prise en compte des situations de handicap et enfin l'étude de l'accessibilité des bâtiments.

II. Cadre théorique

A. Réalité virtuelle et conception architecturale

De nombreux travaux dédiés à la conception et au développement de produits ont déjà parfaitement su identifier le potentiel de la réalité virtuelle pour soutenir le travail collaboratif dans le processus de conception [3][4], ou pour favoriser l'intégration du facteur humain [5][6]**.** Dans le domaine de la conception architecturale, depuis quelques années, la mise en place du "*Building Information Modelling*" (BIM) a favorisé le développement des modélisations numériques 3D des bâtiments en cours de construction. En effet, le BIM est un ensemble de procédures et technologies permettant de proposer une "*methodology to manage the essential building design and project data in digital format throughout the building's life-cycle* [7]".

Cette standardisation des modèles numériques 3D a permis le développement de nombreux travaux [8][9][10][11][12][13] alliant réalité virtuelle immersive et conception architecturale. Par exemple, Frost & Warren [12] ont décrit l'utilisation de la réalité virtuelle dans le processus de conception collaborative d'un laboratoire de chimie. Récemment, Vilar et ses collaborateurs [10] ont proposé d'utiliser la réalité virtuelle pour étudier les comportements des usagers d'un bâtiment dans une situation d'urgence. Même si des écueils techniques, liés à la chaîne numérique des données, persistent [14], l'utilisation de la réalité virtuelle dans le domaine architecturale est en pleine expansion, que cela soit pour

soutenir des processus de conception collaborative [12], ou pour optimiser l'intégration de l'usager final du bâtiment [10].

Ces différents travaux couplés à l'évolution rapide des technologies de réalité virtuelle nous amène à supposer qu'aujourd'hui la réalité virtuelle peut soutenir une meilleure intégration de l'usager, notamment s'il est en situation de handicap, dans la conception architecturale. Nous nous focalisons sur ce dernier point dans la partie qui suit.

B. Réalité virtuelle et situations de handicap

A ce jour, les travaux menés en réalité virtuelle dans le domaine du handicap ont essentiellement permis de développer de nouvelles approches d'évaluation et de rééducation des fonctions cognitives et motrices [15] [16][17][18][19]. Par exemple, des travaux récents [17] se sont intéressés à l'utilisation de la réalité virtuelle, comme outil écologique permettant d'évaluer les capacités spatiales des patients épileptiques. D'autres travaux, dans le cadre d'applications thérapeutiques ont montré la pertinence de l'utilisation de la réalité virtuelle dans la gestion de la douleur notamment liée à des brulures [20] ou dans les thérapies cognitivo-comportementales, liées à des troubles alimentaires [21]. Peu de travaux semblent dédiés à notre problématique, néanmoins certains auteurs ont proposé d'utiliser la réalité virtuelle pour étudier le déplacement et l'interaction d'une personne en fauteuil roulant dans son environnement [22] ou pour proposer des sensibilisations à la problématique des personnes en situation de handicap [23]. Dans le cadre de cette recherche, nous proposons d'utiliser la réalité virtuelle plus spécifiquement dans le cadre de l'étude de l'accessibilité des bâtiments.

C. Réalité virtuelle et accessibilité des bâtiments

L'accessibilité d'un bâtiment, et par voie de conséquence son évaluation, souvent à base d'heuristiques [24], sont des défis majeurs dans la conception architecturale. En France, l'un des principaux outils d'évaluation est le diagnostic accessibilité, basé sur les arrêtés issus de la loi de 2005 [1]. Ce dernier doit être réalisé avant toute livraison d'un bâtiment neuf, ou pour le contrôle et la mise aux normes de bâtiments anciens. L'environnement est décomposé en 17 points (i.e. cheminement intérieur et extérieur, horizontal et vertical, accueil, sanitaire etc.). La personne réalisant le diagnostic dispose d'une liste d'éléments architecturaux ou d'équipements à examiner et doit rapporter leur présence ou non, et, éventuellement leur conformité avec la législation. Le diagnostic relève de trois types de tâches. Le premier type de tache consiste à effectuer des contrôles de la présence ou de l'absence d'éléments d'informations visuelles ou auditives. Ces tâches concernent essentiellement la présence d'équipements physiques dans l'environnement (plan, ascenseur). La prise de décision sur ces tâches nécessite la mise en œuvre de processus de recherches d'informations. Le deuxième type de tâches représente des tâches de mesure nécessitant une mesure effective, avec un mètre par exemple. Le dernier type de tâche, dites subjectives ou expertes, font appel à des processus cognitifs de haut niveau, notamment basés sur la recherche d'itinéraire ou sur la scénarisation de l'activité demandant à l'expert de définir la chaîne de cheminement.

Cette question de l'accessibilité des bâtiments ou des lieux publics en réalité virtuelle a été partiellement traitée dans le démonstrateur du projet AccesSim [23]. Cependant ces travaux ne se sont pas intéressés à la faisabilité d'un diagnostic réglementaire en réalité virtuelle. Par contre, de nombreux travaux [25][26] [27] ont mis en évidence la validité écologique de la réalité virtuelle, notamment en ce qui concerne les comportements et les perceptions des utilisateurs dans un bâtiment. Ainsi Lindsey et Maclain-Kark, en 1998 [27], ont montré qu'il n'existe pas de différences de perception des différents objets localisés dans un magasin entre environnement réel et environnement virtuel visualisé à travers un visiocasque. En nous appuyant sur les preuves de la validité écologique de la réalité virtuelle, nous avançons notre principale hypothèse de recherche : le réalisme offert par la RV devrait permettre de soutenir la réalisation d'un diagnostic accessibilité en environnement virtuel.

III. Protocole d'étude

Le protocole d'étude présenté vise à déterminer les potentialités et les limites de la réalité virtuelle pour effectuer un diagnostic accessibilité. Un focus particulier sera introduit en fonction de l'expertise des participants en accessibilité, et dans le domaine du handicap.

A. Sujets

15 personnes (8 hommes, 7 femmes) entre 22 et 66 ans, réparties en deux groupes en fonction de leur degré d'expertise dans les diagnostics accessibilités et dans le domaine du handicap (6 experts - 2 hommes, 4 femmes - vs. 9 non experts - 6 hommes, 3 femmes -), ont participé à cette expérimentation. La moyenne d'âge des experts en accessibilité et handicap est de 42 ans, avec une erreur standard (SE) de 6,39. L'âge moyen des non experts est de 31,33 (SE = 3,34).

Aucun sujet retenu dans cette étude n'a du abandonner l'épreuve suite au mal des simulateurs. Aucun sujet n'avait d'expérience préalable importante en réalité virtuelle. L'expertise en jeux vidéo, évaluée par questionnaire, et le sexe, ont été contrôlés au regard de l'expertise en accessibilité.

B. Matériel utilisé

L'expérimentation s'est déroulée sur une plateforme de réalité virtuelle de type CAVE™, composée de deux écrans verticaux de 280cm x 210cm et d'un sol de 280cm * 280cm. La CAVE™ est équipée d'un système optique de capture de mouvements, et d'un système de visualisation stéréoscopique (cf. Figure 1). Pour permettre le déplacement dans l'environnement virtuel, mais également des mesures de distances dans les trois plans de l'espace, un joypad couplé à un capteur de position a été utilisé afin de proposer au sujet un «mètre virtuel».

C. Environnement virtuel

Dans le cadre de cette expérimentation, le parvis et le hall d'accueil d'un bâtiment d'enseignement supérieur ont été modélisé. Pour les besoins du protocole, certains équipements du bâtiment ont été supprimés (plan, accès aux bâtiments, …) ou modifiés (augmentation de la hauteur de la banque d'accueil, …).



Fig. 1. Plateforme de réalité virtuelle 3 écrans de type CAVE™

D. Tâches et mesures de performances

Lors d'un diagnostic accessibilité en environnement réel, la personne chargée du diagnostic dispose d'une liste d'éléments architecturaux, d'équipements à examiner. La performance est mesurée, en termes de présence ou d'absence de l'élément et de conformité ou non-conformité de ce dernier. Dans le cadre de notre expérimentation, les sujets devaient compléter une grille d'éléments à examiner en répondant « OUI », si l'élément était présent et conforme, et « NON » dans le cas contraire. La réponse « Ne peux pas répondre » a été ajoutée afin d'identifier les éléments ne pouvant pas être évalués en environnement virtuel (cf. Table 1). Afin de calculer le score de réussite du sujet, traduit ensuite en pourcentage, les 28 réponses fournies par le sujet étaient comparées aux 28 réponses définies comme « exactes » par l'expérimentateur en fonction du modèle numérique utilisé et du potentiel de la technologie. Ainsi, par exemple, si le sujet devait vérifier la présence d'une signalétique pour indiquer l'accueil du bâtiment, et si cette signalétique était absente dans l'environnement virtuel, alors la réponse correcte était « NON ». Pour certains éléments particuliers, le raisonnement était moins trivial, ainsi, si le sujet devait indiquer si le sol n'était pas glissant, la réponse correcte était « Ne peux pas répondre». En effet, les limites de la technologie ne devraient pas permettre au sujet de se prononcer.

Table 1. Extait de feuille de passation des participants

Elément à examiner	OUI	NON	Ne peux pas répondre
Point d'accueil facilement repérable			
Présence de main courante de chaque côté de l'escalier			
Bouton d'ascenseur situé entre 90cm et 130cm			

Comme évoqué précédemment, trois types de taches composent un diagnostic accessibilité. Ainsi, les sujets devaient réaliser 9 tâches de contrôle, 8 tâches de mesure et 11 tâches subjectives ou expertes, soit un contrôle de 28 éléments. Ces éléments ont également été sélectionnés en se basant sur les cinq caractéristiques essentielles à la conception d'une ville accessible pour tous [28][24] : circulation dans le bâtiment, entrées-sorties, recherche d'itinéraire, produits et services, et les équipements. Cette double approche, par type de tâche et par caractéristiques d'une ville accessible, nous a permis d'obtenir un échantillon représentatif des divers éléments classiquement observés dans un diagnostic complet.

E. Passation expérimentale

Afin de permettre au sujet de se familiariser avec le système de réalité virtuelle et les interfaces proposées (joypad, outil de mesure), une séance préliminaire d'entraînement était proposée.

La phase de test s'est déroulée en trois étapes définies en fonction de trois zones distinctes du bâtiment étudié : le parvis permettant d'étudier notamment les circulations extérieures, l'accueil du bâtiment, et les couloirs permettant de s'intéresser aux circulations intérieures (cf. Figure 2). Un temps de pause libre était proposé au sujet entre chaque étape. Pour chaque zone, le sujet était positionné à un point de vue de départ. Il pouvait y être ramené à tout moment, et à sa demande. Pour chaque étape, le sujet prenait connaissance des éléments à examiner dans la zone concernée. Lorsque le sujet attestait de sa bonne compréhension des éléments à contrôler, il était conduit sur la plateforme de réalité virtuelle afin d'explorer librement l'environnement virtuel. L'expérimentateur se situait à proximité lui permettant de se reporter, via un support papier, aux éléments à contrôler. Les réponses étaient verbalisées par le sujet et reportées sur un support papier par l'expérimentateur. La passation du protocole a demandé 26 minutes au sujet le plus rapide et 56 minutes au sujet le plus lent.

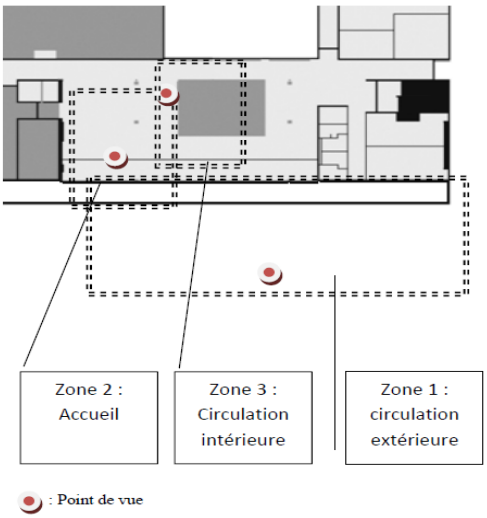


Fig. 2. Plan des trois zones étudiées

IV. Résultats

Sur l'ensemble des réponses collectées, nous avons relevé 71,48 % de réponses définies comme correctes et 28,52 % de réponses définies comme incorrectes.

Une analyse de variance multivariée en mesure répétées permettant d'étudier le nombre de réponses correctes obtenues pour les trois tâches en fonction du degré d'expertise a été effectuée. Les statistiques descriptives liées à cette analyse sont disponibles dans la table 2. Cette analyse montre que les nombres de réponses correctes sont différents entre les trois tâches [$F(2, 26) = 53{,}17$; $p < 0{,}01$], plus spécifiquement le nombre de réponses correctes obtenu pour les tâches subjectives (moyenne (m) = 47,98 ; SE = 2,89) est significativement moins important que le nombre de réponses correctes obtenu pour les tâches de mesure (m = 79,86 ; SE = 3,45) et de contrôle (m = 87,65 ; SE = 2,76). Ces trois scores sont statistiquement différents comme l'indique la figure 3.

		Moyenne	Erreur Standard
Tâche de contrôle	Non expert accessibilité / handicap	86,42	3,49
	Expert accessibilité / handicap	88,89	4,27
Tâche de mesure	Non expert accessibilité / handicap	76,39	4,35
	Expert accessibilité / handicap	83,33	5,33
Tâche subjective	Non expert accessibilité / handicap	47,46	3,65
	Expert accessibilité / handicap	48,48	4,47

Table 2. Moyenne et erreur standard en fonction des tâches et de l'expertise en accesibilité (population de 6 experts et de 9 non experts)

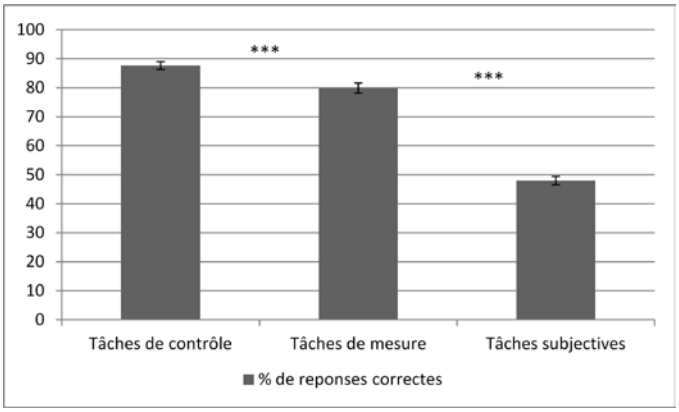


Fig. 3. Différences significatives de performances en fonction du type de tâches effectuées en environnement virtuel, *** pour $p < 0{,}05$.

L'analyse de variance ne montre aucune différence significative de performances en fonction du degré d'expertise en accessibilité et en handicap et cela quelque soit la tâche [$F(1,13) = 0{,}808$; $p > 0{,}05$]. Les non-experts obtiennent un nombre équivalent de bonnes réponses (m = 70,11, ES = 2,45) que les experts (m = 73,57 ; ES = 2,99). L'analyse de variance ne montre aucun effet d'interaction entre les tâches du diagnostic accessibilité et l'expertise en accessibilité [$F(2, 26) = 0{,}289$; $p > 0{,}05$]. Ce résultat montre que les performances des experts et des non experts sont similaires pour les trois types de tâches.

V. Discussion

L'objectif de notre recherche est de déterminer les potentialités et les limites de la réalité virtuelle pour effectuer un diagnostic accessibilité. Ce questionnement trouve notamment son origine dans les travaux de Lindsey et Mclain-Kark [27] qui ont montré que les modifications environnementales peuvent être identifiées en environnement virtuel visualisé avec un visiocasque, comme en environnement réel. Les résultats expérimentaux obtenus sur un système type CAVE sont cohérent avec cette hypothèse. En effet, en ce qui concerne les tâches de contrôle et de mesure, le taux de réponses exactes varie entre 80 et 90%. Ainsi, en moyenne 80% des éléments liés à des contrôles ou des mesures de l'accessibilité d'un bâtiment sont correctement identifiés dans un environnement virtuel. En environnement réel, la performance pour les tâches de contrôle et de mesure devrait être optimale, équivalente à cent pour cent. Cet écart, selon nous, peut résulter du fait que la population étudiée est non experte en réalité virtuelle, ainsi des erreurs de manipulation des périphériques d'interaction ont pu impacter la performance. Par contre, quand il s'agit de tâches impliquant des processus cognitifs de haut niveau, les résultats sont moins probants. Ainsi, la réalité virtuelle ne semble pas permettre la réalisation de cette typologie de tâche. Il serait intéressant de se questionner sur les spécificités des éléments à examiner et d'identifier leur singularité. Par exemple, certains sujets ont répondu de manière erronée sur des éléments à examiner pour lesquels ils ne peuvent pas se prononcer – caractère meuble ou glissant du sol virtuel. La technologie utilisée et la modélisation numérique proposée ne permettant pas de tester ces éléments, les sujets n'auraient pas du se prononcer. Deux raisons majeures peuvent expliquer ces résultats. La première raison est qu'ils peuvent résulter d'un effet d'attente ou d'un effet de prestance, les sujets ont pu considérer que la réponse « ne peux pas répondre » n'était pas admissible. Ainsi, ils n'ont pas souhaité répondre qu'ils ne connaissaient pas ou ne trouvaient pas la réponse dans l'environnement virtuel. La seconde raison pouvant expliquer cette performance dans les tâches subjectives ou expertes résulte des propriétés intrinsèques de la réalité virtuelle. En effet, Burkhardt [29] a souligné dans une revue de question sur l'ergonomie cognitive des environnements virtuels, l'importance de ne pas considérer la seule performance comme indicateur. Il souligne l'importance d'étudier plus finement le fonctionnement cognitif des sujets et les éventuelles stratégies qui sont adoptées en environnement virtuel. En effet, les processus cognitifs sous-jacents à la réalisation d'une activité en environnement virtuel ont fait l'objet de peu de travaux. Nous retiendrons ceux de Morineau [30] qui a soulevé les effets délétères des environnements virtuels sur les processus attentionnels évalués au cours de la réalisation de tâches piagétiennes par des enfants [30][31]. Dans notre expérimentation, les tâches subjectives ou expertes, requièrent la mise en œuvre de processus cognitifs de plus haut niveau

que les tâches de contrôle et de mesure. Ainsi, les performances observées pourraient résulter des modifications des processus cognitifs inhérents aux environnements virtuels. Cette seconde hypothèse explicative est cohérente avec l'absence de différences de performances observées entre les non-experts et les experts en accessibilité et handicap. En effet, les experts, du fait de leur connaissance antérieure de la tâche, auraient du mettre en œuvre des procédures, des routines [32], leur permettant d'obtenir un haut niveau de performance. Les conséquences de l'utilisation de la réalité virtuelle sur les processus cognitifs semblent ne pas avoir permis la mise en œuvre de ces routines. Pour affiner cette hypothèse des expérimentations complémentaires devront être menées en se focalisant sur les spécificités des tâches subjectives ou expertes, sur le degré d'expertise en accessibilité des sujets, mais également sur le degré d'expertise en réalité virtuelle. En effet, l'expertise en réalité virtuelle peut minimiser les impacts de la réalité virtuelle sur les processus cognitifs lors de la réalisation de l'activité [30].

VI. Conclusion

Les résultats obtenus dans cette étude tendent à montrer la pertinence de la réalité virtuelle pour mener des diagnostics accessibilité des les premières phases des projets architecturaux. Cependant, nos résultats montrent également les précautions qui se doivent d'être prises dans l'utilisation de la réalité virtuelle, notamment pour les tâches requérant une expertise spécifique. En effet, l'immersion dans un environnement virtuel peut impacter les processus cognitifs des utilisateurs, et ainsi l'amener à prendre des décisions sur des critères, des informations non disponibles dans l'environnement. La réalité virtuelle peut, sur la base de nos premiers résultats, soutenir la prise en compte de l'accessibilité, pour l'ensemble des éléments liés à des mesures ou à du contrôle et cela pour toutes les typologies de situations de handicap. Ainsi, la réalité virtuelle doit pouvoir permettre un gain de temps, par la validation, avant même sa construction de solutions, qui se doivent légalement d'exister. De plus, les systèmes de réalité virtuelle immersifs offrent la possibilité d'immerger différents utilisateurs et soutiennent ainsi les processus de décision collaboratifs. Une meilleure prise en compte des situations de handicap passe notamment par une conception centrée sur l'utilisateur, où l'expert en facteur humain, l'ergonome, le designer industriel, et l'utilisateur vont pouvoir participer conjointement avec les architectes au processus de conception architecturale [33]. La réalité virtuelle peut ainsi soutenir la réalisation de diagnostic accessibilité collaboratif dès les phases d'avant-projet sommaire où architecte et usagers pourront collaborer à une meilleure prise en compte des situations de handicap.

Remerciements

Cette recherche a pu être menée grâce au soutien financier du conseil régional de Franche-Comté. Nous remercions Thierry Baeumle pour son soutien sur ce projet de recherche.

References

[1] *Arrêté du 22 mars 2007 Dispositions prises pour l'application des articles R. 111-19-21 et R. 111-19-24 du code de la construction et de l'habitation*, 2007.

[2] P. Fuchs, Les interfaces de la réalité virtuelle., Paris: Les Presses de l'Ecole des Mines, 1996.

[3] L. Bennes, F. Bazzaro et J.-C. Sagot, «Virtual reality as a support tool for ergonomic - style convergence : multidisciplinary interaction design methodology and cases study,» chez *Proceedings of the 2012 Virtual Reality International Conference*, Laval, 2012.

[4] J. Lorisson, «Réalité virtuelle dans l'industrie-développement des produits et des processus,» *Techniques de l'Ingénieur TE*, n° %15965, 2010.

[5] F. Bazzaro, M. Charrier et J.-C. Sagot, «Design et ergonomie : facteurs d'innovation dans la conception,» chez *47ème Congrès International de la Société d'Ergonnomie de Langue Française (SELF)*, 2012.

[6] C. Chitescu, S. Galland, S. Gomes et J. C. Sagot, « Virtual Reality within a Human-centered Design Methodology,» chez *Virtual Reality International Conference (VRIC-03).*, Laval, 2003.

[7] H. Penttilä, «Describing the changes in architectural information technology to understand design complexity and free-form architectural expression,» *ITCON 11 (Special Issue The Effects of CAD on Building Form and Design Quality)*, p. 395–408, 2006.

[8] C. Bridgewater, M. Griffin et A. Retik, «Use of virtual reality in scheduling an d design of construction projects,» *Automation and Robotics in Construction XI - Proceedings of the 11th international symposium on automation and robotics in construction*, pp. 249-256, 1994.

[9] B. Westerdahl, K. Suneson, C. Wernemyr, M. Roupé, M. Johansson et C. M. Allwood, «Users' evaluation of a virtual reality architectural model compared with the experience of the completed building,» *Automation in construction*, vol. 15, pp. 150-165, 2006.

[10] E. Vilar, F. Rebelo, P. Noriega, J. Teles et C. Mayhorn, «The influence of environmental features on route selection in an emergency situation,» *Applied Ergonomics*, vol. 22, n° %14, pp. 618-627, 2013.

[11] G. Franz, M. von der Heyde et H. H. Bülthoff, «An empirical approach to the experience of architectural space in virtual reality - exploring relations between features and affective appraisals of rectangular indoor spaces,» *Automation in Construction*, vol. 14, pp. 165-172, 2005.

[12] P. Frost et P. Warren, «Virtual reality used in a collaborative architectural design process,» chez *IEEE International Conference on Information Visualization*, Malmö, 2000.

[13] J. P. Zhang, Z. Y. Ma et C. Pu, «4D Visualization of construction site management,» chez *Fifth International*

Conference on Information Visualization, Bejing, 2001.

[14] J. Whyte, N. Bouchlaghem, A. Thorpe et R. McCaffer, «From CAD to virtual reality: modelling approaches, data exchange and interactive 3D building design tools,» *Automation in Construction*, vol. 10, pp. 43-55, 2000.

[15] F. D. Rose, E. A. Attree et D. A. Johnson, «Virtual reality; an assitive technology in neurologica rehabilitation,» *Current Opinion in Neurology*, vol. 9, n° %1 6, pp. 461-467, 1996.

[16] D. González-Ortega, F. J. Díaz-Pernas, M. Martínez-Zarzuela et M. Antón-Rodríguez, «A Kinect-based system for cognitive rehabilitation exercises monitoring,» *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 113, n° %12, pp. 620-631, 2014.

[17] P. Grewe, D. Lahr, A. Kohsik, E. Dyck, H. J. Markowitsch, C. G. Bien, M. Botsch et M. Piefke, «Real-life memory and spatial navigation in patients with focal epilepsy: Ecological validity of a virtual reality supermarket task,» *Epilepsy & Behavior*, vol. 31, pp. 57-66, 2014.

[18] C. J. Bohil, B. Alicea et F. Biocca, «Virtual reality in neuroscience research and therapy,» *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 11, pp. 752-762, 2011.

[19] L. Zimmerli, M. Jacky, L. Lünenburger, R. Riener et M. Bolliger, «Increasing Patient Engagement During Virtual Reality-Based Motor Rehabilitation,» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 44, n° %19, pp. 1717-1746, 2013 .

[20] H. G. Hoffman, J. N. Doctor, D. R. Patterson, G. J. Carrougher et T. A. Furness III, «Virtual reality as an adjunctive pain control during burn wound care in adolescent patients,» *Pain*, vol. 85, n° %11-2, pp. 305-309, March 2000.

[21] J. H. Marco, C. Perpiñá et C. Botella, «Effectiveness of cognitive behavioral therapy supported by virtual reality in the treatment of body image in eating disorders: One year follow-up,» *Psychiatry Research*, vol. 209, n° %13, pp. 619-625, 30 Octobre 2013.

[22] K. Li, V. G. Duggy et L. Zeng, «Universal accessibility assessments through virtual interactive design,» *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*, vol. 1, n° %11, pp. 52-68, 2006.

[23] CEREMH, «Acessim,» [En ligne]. Available: http://www.accessim.ceremh.org/presentation_projet.html. [Accès le 31 Janvier 2014].

[24] Y. Afacan et C. Erbug, «An interdisciplinary heuristic evaluation method for universal building design,» *Applied Ergonomics*, vol. 40, pp. 731-744, 2009.

[25] J. Loomis, J. Blascovich et A. Beall, «Immersive virtual environment technology as a basic research tool in psychology.,» *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, vol. 31, n° %14, pp. 557-564, 1999.

[26] L. Pugnetti, L. Mendozzi, E. Attree, E. Barbieri, B. Brooks, C. Czullo, A. Motta et F. Rose, «Probing memory and executive functions with virtual reality: past and present studies,» *Cyberpsychology and Behavior*, vol. 1, n° %12, pp. 151-161, 1998.

[27] P. F. Lindsey et J. McLain-Kark, «A Comparison of Real World and Virtual World Interior Environments,» *Journal of Interior Design*, vol. 24, pp. 27-39, 1998.

[28] G. S. Danford et B. Tauke, Universal Design New York, New York: Vanguard Direct, 2001.

[29] J. M. Burkhardt, «Immersion, représentation et coopération : discussion et perspectives de recherches empiriques pour l'ergonomie cognitive de la réalité virtuelle,» *Intellectica*, vol. 45, pp. 59-87, 2007.

[30] T. Morineau, «Context effect on problem solving during a first immersion in a virtual environment,» *Cahiers de Psychologie Cognitive*, vol. 19, pp. 533-555, 2000.

[31] E. Gay, «Is virtual reality a good teaching gool ?,» *Virtual reality special report*, vol. 1, n° %14, pp. 51-59, 1994.

[32] J. Rasmussen, « Skills, rules, knowledge; signals, signs, and symbols, and other distinctions in human performance models,» *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, vol. 13, pp. 257-266, 1983.

[33] H. Song, «Modélisation de l'activité créative plurisdisciplinaire en conception architecturale centrée utilisateur : application à l'habitat d'urgence.,» Thèse, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, ENSAM Arts et Métiers ParisTech France, 2010.

Utilisation des Interfaces Cerveau Ordinateur par des patients schizophrènes présentant des hallucinations verbales auditives.,

C. Piau, M.H. Bekaert

Utilisation des Interfaces Cerveau Ordinateur par des patients schizophrènes présentant des hallucinations verbales auditives.

Charlotte Piau
LAGIS
Université Sciences et Technologies, Lille 1
Villeneuve-d'Ascq, France
charlotte.piau@etudiant-lille1.fr

Marie-Hélène Bekaert
LAGIS
Université Sciences et Technologies, Lille 1
Villeneuve-d'Ascq, France
marie-helene.bekaert@univ-lille1.fr

***Abstract*— Notre société reconnaît la schizophrénie comme maladie handicapante. A ce titre, il paraît important de trouver des solutions de palliation du handicap afin d'aider ces patients. Dans cet article, nous nous intéressons plus particulièrement aux apports des interfaces cerveau ordinateur (Brain Computer Interface, BCI) dans la gestion des Hallucinations Verbales Auditives (AVHs). Ces patients schizophrènes présentent des profils d'ondes cérébrales particuliers. Nous présentons en particulier nos pistes d'études relatives au recours des ondes cérébrales gamma et thêta, et au possible contrôle volontaire du gyrus temporal supérieur et du gyrus frontal inférieur.**

Keywords — BCI, schizophrénie, AVHs, EEG

I. INTRODUCTION

La schizophrénie est définie comme un trouble apparenté aux psychoses. Elle est considérée comme la psychose la plus répandue chez l'adulte. Sa première définition date de 1911 par Eugen Bleuler, et est depuis reprise et nuancée par la **C**lassification **I**nternationale **M**édicale (CIM-X) et le **M**anuel **D**iagnostique et **S**tatistique des troubles mentaux (DSM-V). Au sens général, la schizophrénie est caractérisée par une « dissociation » des fonctions psychiques, d'où le choix de la racine « schizo » qui signifie *coupure* en grec.

Selon les pays elle concerne 0,5 à 2% de la population adulte. L'incidence annuelle est environ de 2 pour 10 000. En France, on estime qu'il y aurait 400 000 malades concernés [1]. Le sex-ratio est plus ou moins équilibré, bien qu'il soit estimé une prévalence légèrement plus forte chez l'homme où la maladie serait à la fois plus précoce et plus invalidante. Le premier diagnostic de schizophrénie se fait en moyenne entre 15 et 25 ans.

En termes de symptômes, on distingue trois catégories : les symptômes positifs, négatifs et cognitifs.

Les symptômes positifs sont ceux dont la présence est anormale, c'est-à-dire qui s'ajoutent à l'expérience de la réalité et aux comportements habituels. Les hallucinations verbales auditives (AVHs) font partie de cette catégorie. Les AVHs sont des perceptions langagières en l'absence de stimuli externes appropriés. L'individu schizophrène entend une ou des voix pouvant venir de l'extérieur ou de lui-même. Ce symptôme est très fréquent puisque 70% des patients en souffrent. Elles sont un des symptômes les plus invalidants dans la schizophrénie. Des études ont été menées afin d'identifier les aires corticales impliquées dans la survenue de ces hallucinations [2], parmi elles le gyrus frontal inférieur (IFG) gauche et le gyrus temporal supérieur (STG). Les EEG et MEG ont démontré une activité électro physiologique singulière dans ces aires lors des AVHs.

Les symptômes négatifs traduisent la perte partielle ou complète des capacités habituelles : perte de l'attention du soi (se laver, se nourrir, …), perte de la sensation du plaisir, trouble de l'attention et de la concentration, difficulté à définir ses pensées, perte d'objectifs à réaliser comme la réussite scolaire ou professionnelle, sentiment de ne plus avoir d'émotions,… [3].

Enfin les symptômes cognitifs affectent l'organisation de la pensée : perte de la capacité de planifier, altération des fonctions mnésiques, mauvaise compréhension, incapacité à prendre une décision,…

La palette de symptômes est donc très large et explique la difficulté de poser un diagnostic, puisque les symptômes peuvent être apparentés à la dépression ou à la toxicomanie…

Lors de cette dernière décennie, de nombreux auteurs ont tenté de spécifier la maladie et se sont intéressés aux profils des ondes cérébrales, montrant notamment des activités oscillatoires anormales dans les gammes de fréquences gamma (30-200 Hz) et thêta (4 – 7 Hz). Les techniques ont été multiples : électroencéphalogramme (EEG), imagerie par résonnance magnétique (IRM), électromyogramme (EMG), … Mais ce n'est que très récemment qu'a été suggéré l'emploi de ces ondes cérébrales comme outil, via un neuro-feedback, pour aider le patient à contrôler ses AVHs [4]. Dans 20% des cas les AVHs résistent à toutes formes de stratégies thérapeutiques [5]. Pour ces patients, les interfaces cerveau-ordinateur pourraient donc être envisagées comme outil de palliation du handicap ou comme outil d'aide à la rééducation.

Nous avons volontairement décidé de nous limiter à l'utilisation de l'EEG donc à l'utilisation de BCI non invasives. Bien que l'IRM soit plus performante en termes de recueil données précises, le bruit généré et l'impression de

claustrophobie qui ressort lors d'une session IRM ne sont pas compatibles avec les symptômes de schizophrénie (difficulté à se concentrer). Or il est important lors de la mise en œuvre d'une BCI que le sujet soit volontaire et dans un bon état de d'esprit [6].

Dans cet article, nous présentons les caractéristiques des signaux EEG impliqués dans les hallucinations verbales auditives (AVHs), c'est-à-dire les ondes gamma et thêta, et l'activation du gyrus supérieur temporal (STG) et du gyrus inférieur frontal (IFG). Dans chaque cas nous proposons des pistes d'études pour l'utilisation des interfaces cerveau ordinateur par des patients schizophrènes présentant des AVHs.

II. BCI ET SCHIZOPHRENIE

A. Ondes Gamma

Les ondes gamma ne sont pas spécifiques d'une structure cérébrale précise. Le plus souvent l'électrode de mesure est placée au point Oz (système 10 – 20).

Ces ondes de fréquences élevées sont impliquées dans les hautes fonctions cognitives, les processus d'attention, d'organisation, de mémorisation mais aussi dans les processus de langage [7]. Du fait de l'altération de ces processus chez des patients schizophrènes, diverses études ont été menées sur l'hypothèse d'une activité oscillatoire gamma anormale chez ces patients.

Kwon et al [8] ont travaillé sur les SSEP (Steady State Evoked Potentials), avec des trains de stimuli auditifs à différentes fréquences. Ils montrent dans leur étude que les patients schizophrènes présentent un SSEP d'amplitude réduite à 40 Hz, un début de synchronisation ainsi qu'une désynchronisation retardés. Gallinat et al [9] ont observé les potentiels évoqués auditifs (Event Related Potentials) dans la bande gamma . Ils ont constaté là aussi une diminution de la réponse dans sa phase tardive (220-350 ms après le stimulus) au niveau des électrodes frontales droites. Les oscillations induites par le patient ont également été étudiées [10]. L'amplitude des ondes est mesurée, lors d'une tâche d'organisation, à l'aide d'un MEG. Il est constaté une amplitude et une synchronisation réduite des ondes gamma chez les patients schizophrènes, au niveau du lobe temporal droit, 50 à 300 ms après le début de la tâche. Des résultats concordants ont été trouvés à l'aide d'un EEG, au niveau des régions frontales, lors d'une tâche exécutive recourant à la mémoire de travail.

Une récente étude a démontré la possibilité d'augmenter volontairement les ondes gamma chez des individus sains [11]. Cette étude se base sur une tâche dite de « liaison », c'est-à-dire l'association d'une image avec une consigne. Deux exercices sont proposés : soit la consigne est indépendante de la nature de l'image et de sa position à l'écran ; soit elle est dépendante de la nature de l'image, mais toujours indépendante de sa localisation. A chaque succès (réponse correct à la consigne), un retour sonore est donné. L'objectif à atteindre est d'augmenter l'occurrence du signal auditif. Il ressort de cette étude qu'entre le premier essai et le dernier, la puissance du signal recueilli sur l'électrode Oz a considérablement augmenté principalement dans la bande 30-60 Hz (Figure 1). L'entraînement a donc permis d'augmenter la puissance et la synchronisation des ondes gamma via le neuro-feedback qui agit sur la mémoire épisodique.

L'un de nos premiers objectifs serait donc d'adapter et d'appliquer ce protocole d'étude aux patients schizophrènes. La BCI pourrait proposer au patient un jeu évolutif (plusieurs niveaux de difficulté et divers scénarii) en fonction de ses performances. Le but étant d'amener progressivement le patient à augmenter son score (corrélé à la puissance du signal dans la bande gamma), à travers des bonus ou des challenges. Si des résultats similaires à l'étude citée étaient obtenus avec des patients schizophrènes, nous pourrions dans un second temps regarder si un entraînement sur le long terme permettrait de réduire la sévérité des AVHs [4].

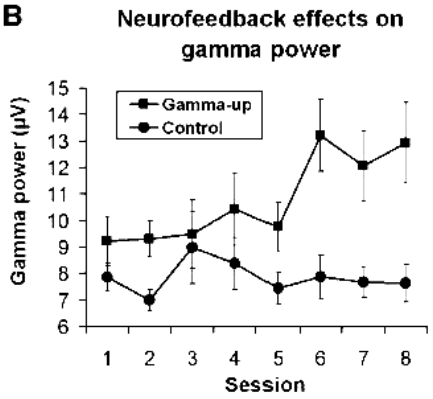


Figure 1: Effets du neurofeedback sur la puissance du signal dans la bande de fréquences gamma au sein du groupe « gamma-up » et du groupe contrôle. Au cours des 8 sessions, il est observé une augmentation de puissance pour la bande gamma (30-60 Hz)[10].

B. Ondes Thêta

Les ondes thêta sont générées lorsque le sujet est dans un état de relaxation. Elles sont aussi mesurables lorsque le sujet exerce une tâche d'orientation spatiale. Les structures cérébrales concernées sont alors l'hippocampe, le cortex sensoriel et le cortex préfrontal.

Chez un sujet schizophrène l'amplitude des ondes thêta est diminuée lors des réponses évoquées et des oscillations induites [12] [13]. Lorsque le sujet schizophrène est au repos, on observe une diminution de la synchronisation des ondes thêta [14] mais aussi une augmentation de l'amplitude des ondes [15].

Deux pistes de travail pourraient être envisagées. Un travail de relaxation à l'aide d'un feedback auditif et/ou visuel pourrait être effectué afin d'apprendre au sujet schizophrène à mieux synchroniser ses ondes thêta puisqu'en temps normal il en est incapable. Par exemple, la BCI pourrait afficher comme retour visuel un cercle dont il faudrait augmenter la circonférence, laquelle serait corrélée à la synchronisation des ondes thêta. Une consigne auditive pourrait indiquer la rythmique

d'inspirations/expirations que le patient doit adopter et qui l'aiderait à se relaxer.

Un travail sur l'orientation spatiale dans un labyrinthe de complexité croissante pourrait également être envisagé afin de stimuler les ondes thêta [16]. Plus le patient schizophrène améliore ses performances (augmentation de l'amplitude des ondes thêta) plus la complexité de navigation dans l'environnement s'accroît.

L'objectif serait d'installer ces deux types exercices dans la durée, au même titre qu'un traitement médicamenteux, afin de d'étudier l'impact de ces exercices sur la fréquence et/ou la sévérité des AVHs. Nous espérons par ailleurs que cet apprentissage du contrôle des ondes thêta permettrait au patient schizophrène de mieux contrôler ses AVHs et ainsi diminuer leur incidence sur la qualité de vie.

C. Activité du Gyrus Frontal Inférieur (IFG) et du Gyrus Temporal Supérieur (STG)

Avant l'AVH on constate une désactivation, entre autre, du STG gauche et de l'IFG droit. L'implication de certaines parties frontotemporales serait le reflet d'un problème de connexions entre l'aire frontale, engagée dans la production du langage, et l'aire temporale, engagée dans la perception du langage [17].

Or, l'IFG et STG sont tous les deux impliqués dans le langage. Ainsi une étude a démontré l'activation de l'IFG et du STG lorsque le sujet fredonne une mélodie [18]. Une autre étude conclut même que les AVHs seraient moins fréquentes lorsque le sujet fredonne [19]. McCarthy [4] suggère la mise en place d'un entraînement grâce à une interface cerveau ordinateur pour apprendre aux sujets schizophrènes à contrôler l'activation de leur STG et IFG. Les exercices proposés par cette BCI instrumentaliseraient le chant dans diverses conditions de manière à observer les performances caractérisant l'activité des gyrus en dehors et lors des AVHs.

L'objectif d'instaurer cet exercice sur le long terme serait à la fois de confirmer l'action bénéfique du chant et de permettre au sujet schizophrène, lors de la survenue des AVHs, d'appliquer les stratégies apprises pour diminuer la sévérité du symptôme voir pour l'éviter lorsqu'ils ressentent sa survenue. En effet, certains sujets peuvent ressentir la survenue de l'AVH ou identifier les éléments déclenchants leurs hallucinations [20].

III. Groupes d'Etudes

Lorsque les différents protocoles envisagés seront prêts à être expérimentés sur des sujets schizophrènes, il serait intéressant de travailler avec différents groupes de sujets :

Des sujets exempts de traitement médicamenteux

Des sujets ayant tous le même traitement afin d'évaluer la combinaison du traitement et de la BCI. Surmeli et al [21] ont observé dans leur étude un bénéfice significatif de l'association des deux.

Des sujets sous Prozac. En effet, la fluoxétine a récemment démontré avoir un impact sur la plasticité neuronale et la modulation des activations des neurones sensorimoteurs chez un patient suite à un AVC [22]. Or nous sommes dans une pathologie où les connexions neuronales sont défaillantes ou absentes. L'objectif serait de déterminer si la combinaison Prozac et BCI peut avoir un impact sur la création ou le renforcement des connexions neuronales sollicitées. Une IRM avant et après l'application du protocole permettrait ainsi de quantifier les différences de niveaux d'activations des aires corticales d'intérêt.

IV. Conclusion

Les AVHs par leurs survenues aléatoires et leurs contenus représentent un handicap certain pour le sujet schizophrène, l'empêchant de prétendre à un travail ou à une vie sociale « normale ».
Notre objectif est de proposer des interfaces cerveau ordinateur comme un outil d'aide à la palliation de ce handicap.

La finalité des études proposées est de redonner au sujet un moyen d'agir sur ses AVHs, de les contrôler ou tout du moins de ne plus les subir passivement. Au long-terme l'acquisition de ce contrôle, encadré avec un suivi psychiatrique, pourrait peut-être permettre une réinsertion sociale ou professionnelle du sujet.

Il est envisagé de mettre en place des sessions d'entraînement quotidiennes n'excédant pas la demi-heure, pour éviter les soucis de fatigabilité et d'agacement.

Les interfaces proposées devront donc être variées, ludiques, adaptables à différents publics (jeunes enfants, adolescents, adultes). Le but est de faire oublier au sujet qu'il prend part à un exercice d'entraînement routinier, et de proposer par exemple une immersion dans un jeu où il serait envisagé des niveaux de difficultés corrélés à l'objectif attendu.

Nos pistes d'études sont donc nombreuses et prometteuses. C'est pourquoi nous envisageons un partenariat avec le CHRU de Lille dans l'optique de tester la faisabilité de ces protocoles auprès de sujets schizophrènes.

References

[1] Chiffres de de l'Inserm : http://www.inserm.fr/thematiques/neurosciences-sciences-cognitives-neurologie-psychiatrie/dossiers-d-information/schizophrenie

[2] R. Jardri, A. Pouchet, D. Pins, and P. Thomas, "Cortical Activations During Auditory Verbal Hallucinations in

Schizophrenia: A Coordinate-Based Meta-Analysis," *Am J Psychiatry*, vol. 168, no. 1, pp. 73–81, Jan. 2011.

[3] Carenity 1er réseau social pour les patients et leurs proches: http://www.carenity.com/pathologies/schizophrenie/symptomes-et-manifestations-de-la-schizophrenie

[4] S. McCarthy-Jones, "Taking Back the Brain: Could Neurofeedback Training Be Effective for Relieving Distressing Auditory Verbal Hallucinations in Patients With Schizophrenia?," *Schizophrenia Bulletin*, vol. 38, no. 4, pp. 678–682, Feb. 2012.

[5] CEA. "CEA - Recherche fondamentale - Anatomie du cerveau de patients schizophrènes." www.cea.fr, Aug. 2009

[6] F. Nijboer, T. Matuz, A. Kübler, and N. Birbaumer, "Ethical, psychological and social implications of brain-computer interface application in paralyzed patients," *Bioethics*, pp. 48–50, 2006.

[7] P. Fries, D. Nikolić, and W. Singer, "The gamma cycle," *Trends Neurosci.*, vol. 30, no. 7, pp. 309–316, Jul. 2007.

[8] J. S. Kwon, B. F. O'Donnell, G. V. Wallenstein, R. W. Greene, Y. Hirayasu, P. G. Nestor, M. E. Hasselmo, G. F. Potts, M. E. Shenton, and R. W. McCarley, "Gamma Frequency-Range Abnormalities to Auditory Stimulation in Schizophrenia," *Arch Gen Psychiatry*, vol. 56, no. 11, pp. 1001–1005, Nov. 1999.

[9] J. Gallinat, G. Winterer, C. S. Herrmann, and D. Senkowski, "Reduced oscillatory gamma-band responses in unmedicated schizophrenic patients indicate impaired frontal network processing," *Clin Neurophysiol*, vol. 115, no. 8, pp. 1863–1874, Aug. 2004.

[10] Tillmann, C., M. Wibral, M. Leweke, A. Kohler, W. Singer, D. Koethe, L. Kranaster, K. Maurer and P. J. Uhlhaas "Source localization of high-frequency oscillations reveals widespread reductions in gamma-band activity during perceptual organisation in chronic and first-episode schizophrenia", *Society for Neuroscience Online* Abstract 54.2 (2008).

[11] A. W. Keizer, M. Verschoor, R. S. Verment, and B. Hommel, "The effect of gamma enhancing neurofeedback on the control of feature bindings and intelligence measures," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 75, no. 1, pp. 25–32, Jan. 2010.

[12] P. J. Uhlhaas and W. Singer, "Abnormal neural oscillations and synchrony in schizophrenia," *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 11, no. 2, pp. 100–113, Feb. 2010.

[13] C. Schmiedt, A. Brand, H. Hildebrandt, and C. Basar-Eroglu, "Event-related theta oscillations during working memory tasks in patients with schizophrenia and healthy controls," *Cognitive Brain Research*, vol. 25, no. 3, pp. 936–947, décembre 2005.

[14] T. Koenig, D. Lehmann, N. Saito, T. Kuginuki, T. Kinoshita, and M. Koukkou, "Decreased functional connectivity of EEG theta-frequency activity in first-episode, neuroleptic-naïve patients with schizophrenia: preliminary results," *Schizophr. Res.*, vol. 50, no. 1–2, pp. 55–60, May 2001.

[15] N. N. Boutros, C. Arfken, S. Galderisi, J. Warrick, G. Pratt, and W. Iacono, "The Status of Spectral EEG Abnormality as a Diagnostic Test for Schizophrenia," *Schizophr Res*, vol. 99, no. 1–3, pp. 225–237, Feb. 2008.

[16] M. J. Kahana, R. Sekuler, J. B. Caplan, M. Kirschen, and J. R. Madsen, "Human theta oscillations exhibit task dependence during virtual maze navigation," *Nature*, vol. 399, no. 6738, pp. 781–784, Jun. 1999.

[17] K. M. J. Diederen, S. F. W. Neggers, K. Daalman, J. D. Blom, R. Goekoop, R. S. Kahn, and I. E. C. Sommer, "Deactivation of the parahippocampal gyrus preceding auditory hallucinations in schizophrenia," *Am J Psychiatry*, vol. 167, no. 4, pp. 427–435, Apr. 2010.

[18] E. Özdemir, A. Norton, and G. Schlaug, "Shared and distinct neural correlates of singing and speaking," *NeuroImage*, vol. 33, no. 2, pp. 628–635, Nov. 2006.

[19] M. F. Green and M. Kinsbourne, "Subvocal activity and auditory hallucinations: Clues for behavioral treatments?," *Schizophrenia Bulletin*, vol. 16, no. 4, p. 617, 1990.

[20] S. Escher, M. Romme, A. Buiks, P. Delespaul, and J. V. Os, "Independent course of childhood auditory hallucinations: a sequential 3-year follow-up study," *BJP*, vol. 181, no. 43, pp. s10–s18, Sep. 2002.

[21] T. Surmeli, A. Ertem, E. Eralp, and I. H. Kos, "Schizophrenia and the Efficacy of qEEG-Guided Neurofeedback Treatment: A Clinical Case Series," *Clinical EEG and Neuroscience*, vol. 43, no. 2, pp. 133–144, Mar. 2012.

[22] J. Pariente, I. Loubinoux, C. Carel, J.-F. Albucher, A. Leger, C. Manelfe, O. Rascol, and F. Chollet, "Fluoxetine modulates motor performance and cerebral activation of patients recovering from stroke," *Annals of neurology*, vol. 50, no. 6, pp. 718–729, 2001.

Electro-Dermal Activity analysis for a presbyacousic population in different urban traffic configurations ,

F. Hussein, R. Ghozi, H. Bahri

Electro Dermal Activity Analysis for a Presbyacousic Population in Different Urban Traffic Configurations

Raja Ghozi, Houda Bahri*
Information and Communications Technologies, National School of Engineering of Tunis, University of Tunis El-Manar
Research Unit on Systems and Signals
Tunis, Tunisia
rjghozi@yahoo.com

*Faten Hussein**
Graduate School of Science and Architectural Engineering, National School of Architecture and Urbanism, University of Carthage
Research Team on Ambiances
Tunis, Tunisia
faten.hussein@gmail.com

***Abstract*—In this work we present an analysis of the arousal/stress levels via Electro Dermal Activity (EDA) tracking of an elderly presbyacusic population. The population is composed of equal gender proportions, with different degrees of presbyacusis but otherwise healthy elderly persons, where a third of the population is wearing hearing aids. The EDA measurements were carried out in three different urban traffic configurations known to be accident prone.**

A descriptive analysis of the measured EDA signals reflects an overall comparable stress levels among women and men. Various spaces have induced different levels of apprehension/stress/anxiety level among different members of the study group. However, and most interestingly, the persons with hearing aids had an average experienced lower stress levels than those without.

Keywords—Electro Dermal Activity; presbycusis; urban configurations; hearing aids; elderly

I. INTRODUCTION

Urban sound perception constitutes a constant communication link with the environment, critical to our sense of security, and may alter the underlying messages such as the alert sounds of an incoming train, ambulance or motorcycles. Our perception/stress level is multi-sensorial: hearing, vision, mobility, touch. Sources of stress: environments (sound) are ambiguous, not clear, confusing, loss of self-confidence [1-2].

According to a large number reports, urban street -related injuries and deaths are constantly increasing, despite the global mobilization and awareness effort. Oftentimes, clear relationship measures between drivers and pedestrians in an urban space, are still lacking especially when it comes to secure mobility of elderly pedestrians. This problem is getting bigger given the emerging demographic weight of old pedestrians who are increasing in number but struggling to maintain their independence by moving into urban space.

For the elderly, altered audio/speech perception has serious impact on emotional, physical and social well-being. For instance, hearing loss is the third impairment of the elderly after arthritis and hypertension. As the progressive loss of high frequency perception changed the appreciation of distance and location of a sound source, the mobility-related security issues are very clear in presbyacoustic people who are involved in 40% of fatal injuries and 1500 accidents/day as pedestrian and drivers [3].

Experiencing situations of danger in urban space can be characterized through different methods. We can classify these ways of reflecting states of stress and anxiety in objective approaches and subjective ones. Focusing, as announced, on the analysis of the arousal levels via Electro Dermal Activity (EDA) of an elderly population, with various presbycousic hearing degradtion degrees, those psychophysiological measures have attested of their relevance in several studies of detecting stressful situations.

The Electro Dermal Activity provides an accurate overview of the state of the autonomic nervous system during perambulation. In our case of study, this approach contributed to quantify the stress of presbycusis pedestrian, this elderly population who can't perceive correctly stressful sound events while crossing some urban configurations. Few studies focused on the relevance of such an application of the Electro Dermal Activity in detecting states of stress of people with altered perception [4].

The remainder of this paper is organized as follows: Section II details the experimental protocol, where we define the urban space configurations used in this study, the population profile, and the biosensor used for EDA measurements. Section III details the obtained EDA signals and their analysis in terms of descriptive statistics. Observations and preliminary interpretations are also given. The paper concludes with a summary and several perspectives to this study.

II. EXPERIMENTAL PROTOCOL

There are three main parts to this study, which are organized into the urban space selection, the profile of the population of study and the bio-sensor that will extract the physiological measure of EDA.

*Both authors have equally participated in this work/paper

A. *Urban space choice*

Three urban areas were selected in this work in the grand urban area of Tunis with different urban characteristics. This selection is based on an analytic study and the statistics of accidentlogy of elderly in urban space [5]:

- The first urban class is a classical road inter-section; we chose an area in Tunis called Beb-El Falla, where the traffic jam is high due to a marketplace near the area. No clear marksings of pedestrian crossing is visible for its two main intersections. An elderly pedestrian has to do great efforts to decide at which time he/she can cross and avoid potential car accident. This area is particularly characterized with a high traffic jam and a frequent use of horns.
- The second urban configuration represents a traffic circle, which is a complex urban structure that requires from an elderly pedestrian special physical and mental effort to cross it. A typical area in Tunis with such configuration is Habib Bourguiba Avenue. It has several traffic lights that regulate the flow of vehicles and aim at making pedestrian crossing easier. This crossing space is one of the most used and known in the capital, this traffic circle is located in a strategic position. Observations have shown that this central part acts as a rest area or simply as a transitional area to reach the other part of the avenue.
- The third and last urban space considered in this study is a crossroads at the area of Lafayette in Tunis. It is regulated with standard traffic lights. Besides the large number of cars that pass through this crossroads, we notice the large flow of pedestrians who use it. Due to the administrative vocation of this area, traffic and pedestrian flow significantly reduce in weekends and after 7 pm.

B. *Population profile*

Twenty elderly persons took part of this experiment. There was an equal gender representation: 10 men and 10 women. The level of presbyacousis degradation covered two categories: Low to Medium (from a hearing loss of 50 dB to 70 dB) and Medium to Deep (from a hearing loss of 70 dB to 100 DB and more) auditive degradation. One third of the subjects were wearing corrective hearing aids. Figure 1 summarizes the corresponding distributions.

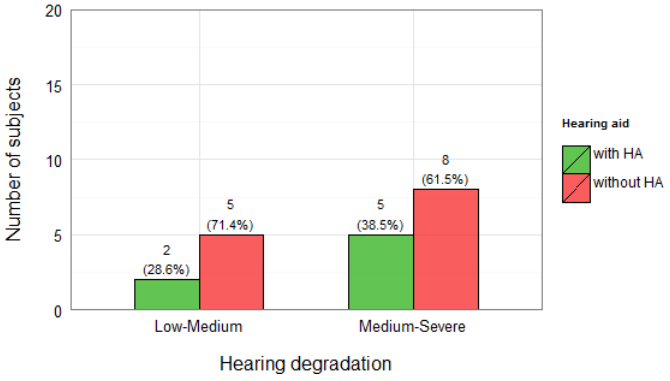


Fig. 1. Population profiles: distributions based on the level of presbyacousis deficiency level, equiped with or without a hearing aid

Figure 2 informs us about the ages of the participants and their degrees of presbycusis (average losses of decibels according to audiogram tests carried out by an audiologist). We can notice that the parameter of the age is strongly related to the degree of decibel's loss. As the age of the participant grows, its losses in decibels are higher particularly from the age of 70 years old and the age of 80 years old. Hearing aids equipments become necessary in this case in order to correct these hearing degradations (see figure 1). Thus, we can discern the inextricable link between the age of the subject, the degree of his/her presbycusis and the fact that he/she is wearing hearing aids.

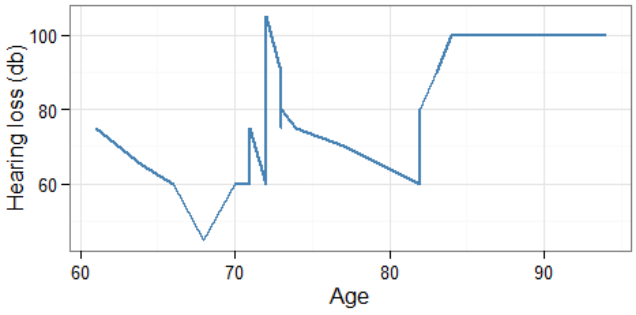


Fig. 2. Populations profiles: distributions based on the degrees of presbycusis related to the ages of the subjects

C. *Experiment guidelines and EDA measurements*

The subjects were asked to take a walk in each of the three places wearing a wireless biosensor that measures emotional arousal via skin conductance, a form of Electro Dermal Activity that grows higher during statets such as excitement, attention or anxiety and lower during states such as boredom or relaxation [6]. The biosensor achieves this by passing a miniscule amount of electrical current between two electrodes in contact with the person's arm wrist which yields a measurement of the skin conductance (measured in micro Siemens) [7]. When using this biosensor, it is important to place correctly and insure it is on at least 5minutes adaptation time.

Prior to these walks, the subject was informed of the aim of the experiment and its workings, which is a correlation analysis between the occurrences of situations of danger and stress for a presbyacoustic person in urban spaces [8].

Those walks were carried at periods of a high traffic and during daytime, knowing that elderly persons tend to avoid being outdoors after 5pm for security reasons. Besides the criterion of the choice of the three fields of the study, EDA temproral distribution analysis is based on two control parameters linked to the population who experienced the urban traffic configurations: presbycusis degradation levels and wearing or not hearing aids.

III. EDA RESULTS AND PRELIMINARY INTERPRETATION

The Electro Dermal Activity (EDA) was performed for a time duration of an average of 10 minutes for Bab el Fella., 7 minutes for Avenue Habib Bourguiba, and 5 minutes for La

*Both authors have equally participated in this work/paper

Fayette. Figure 3 shows sample results of EDA signals of two female subjects with same Medium to Deep presybycusis degradation, while crossing the three urban traffic configurations. We notice that in all situations, the person with a hearing aid is experiencing a lower level of arousal/stress.

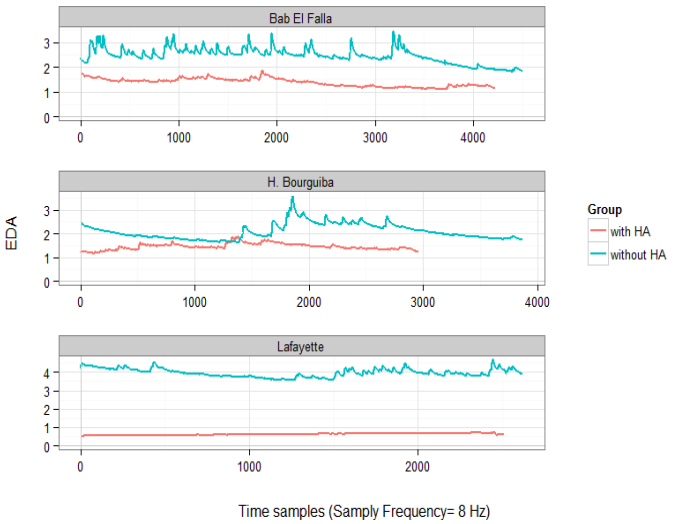


Fig. 3. Sample record of EDA measurements of two female subjects with same Medium-to-Severe presybyacousis deagradation, while crossing the three urban traffic configurations.

A. *Gender factor*

Regarding the gender factor, figure 4 reflects that overall, there is no significant difference between the EDA levels between males and females in this study, eventhough there is a higher variability sensed among the male population.

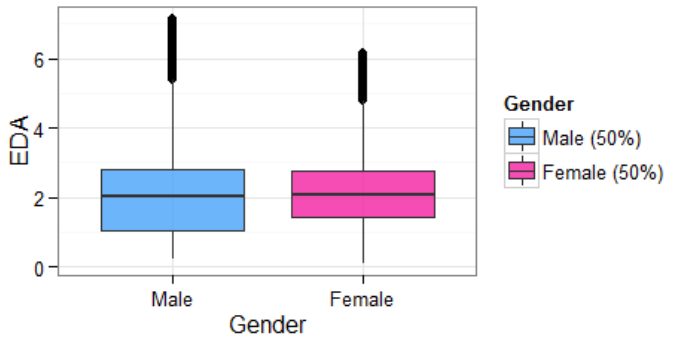


Fig. 4. Global (for all the populaion and all sites) EDA distribution based on gender only

B. *Hearing aids factor*

The second major observation relates to the clear difference between the average stress levels between the group of persons with hearing aids (HA) and those without. The average is done over all 3 places and over all males and females. Also such average is done over differences between the level of presbycusis degradation level.

The EDA measurements show that on average those who were wearing hearing aids experienced reduced stress levels (see figure 5).

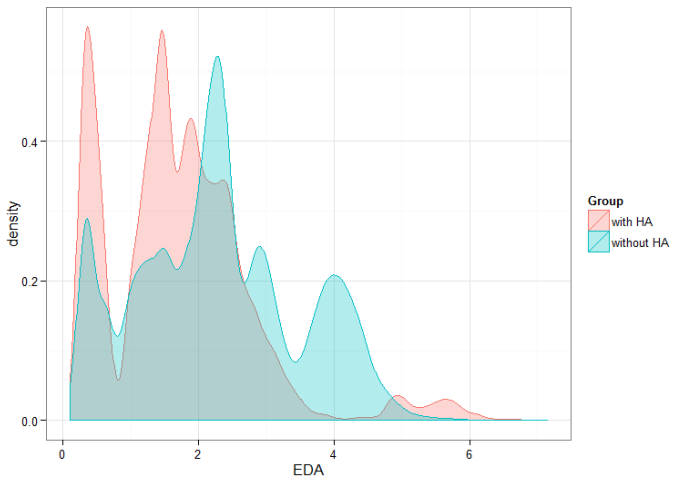


Fig. 5. Global EDA distributions of the populations with hearing aid (HA) and without HA.

C. *Presbycusis level factor*

An examination of the EDA measurements for different levels of presbycusic groups, namely those with Low to Medium (LM) and Medium to Deep (MD); such class-based segragation does not reflect any clear or obvious EDA changes, it seems that on average , all groups experienced similar levels of stress. So in this regard,it is hard to draw precise conclusions unless the group subjects are examined for whether their hearing degradation is being corrected or not.

An account of the influence of the urban spacial/architectural configuration may also clarify the ambiguity and help us further understand the EDA measurements in light of space/place as well.

A cross examination of EDA level distributions (shown in Figure 6) in light of both the presbycusis degradation levels reveals that:

- For LM auditive degradation group, the eda levels differ for those with LM presbyacusis level, depending on where they were (the urban space they were asked to cross) wearing HA or not.

  In particular, we note that those with HA were on average less stressed in BabFella, than in Habib Bourguiba, and the same group felt even more stressed on average in Lafayette. The variabilty of the EDA levels increased along with the mean EDA levels.

  The same group with LM presbycusis degradation was less stressed than that without HA, in Bab Fella, however, both subgroups with HA or without has similar stress levels in Habib Bourguiba, although those with HA had a slight feeling of stress/anxiety; and finally, we note that the same sub-group with HA experienced a big level of EDA in Lafayette; interestingly such level was greater than that reported by the subgroup without hearing aid. An explanation of these results may requires an insight into other factors such that of the visual, sonic and architectural complexities of the overall scene.

*Both authors have equally participated in this work/paper

- Among MD auditive degradation group, the persons with hearing aid seem to be less stressed than those without, and this occurred during the three urban traffic crossings.

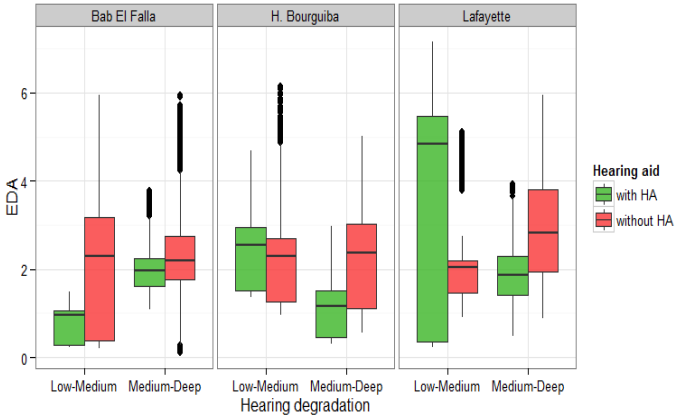


Fig. 6. Global EDA distributions of the populations with hearing aid (HA) and without HA according to the three urban configuration and presbycusis levels

It is important to note that the audio and the visual (and other) sensorial components interact in human perception [9]. In order to analyze any situation and especially a situation of danger [10] faced by an old pedestrian, we can't dissociate the different environmental parameters that usually define the full situation. If we focus on the soundscape that characterizes a particular context (time, place and activity), human perception is an entire part of it. The acoustic environment as perceived and understood, by people, in context, is a definition of soundscape that may be adopted [11].

IV. Summary and Perspectives

In this work we study arousal levels via Electro Dermal Activity of an elderly population, with various presbycusic hearing degradation degrees while crossing three different urban traffic configurationsm known to be accident prone for pedestrians crossings them. The population is composed of equal gender proportions, with different degrees of presbycusis and but otherwise healthy elderly population.

The study reflects an overall comparable stress levels among women and men. However, various spaces have induced different levels of apprehension/stress/anxiety level among different members of the study group. Most interestingly those with hearing aids have on average experienced lower stress levels. Eventhough it is difficult to trace or pinpoint a clear cause and effect beween a change of EDA level and one specific cause such us the visual scene, the personal profile/personality, the auditory perception alterations. In that regards, a personalized care/study would be more useful (case versus group study). Such objective would be line with a global/comprehensive well-being [12-13-14].

This study, that revealed the relation between stress level, urban configurations and presbycusis level, provided us with preliminary results that require further investigations by increasing the number of respondents. Indeed, the panel of elderly subjects has to be reviewed by balancing the groups and the number of participants so that we can obtain more accurate and detailed conclusions.

Acknowledgment

The authors would like to express their gratitude to all the persons who helped initate this multidisciplinary work, which is part of a Tunisian-French CMCU project "Altered percptions of sound ambiances in urban settings: audio texture approach", U2S, ERA, CRESSON, CERMA. In particular, we thank professors M. Jaidane , J-P. Péneau, and D. Mallouche in addition to the PhD students O. Fraj and N. Khalfa.

References

[1] "Sound, mind and emotion : research and aspects", Publications from The sound environment center at Lund University, Report no.8, 2009.

[2] A. S. Bregman, Auditory Scene Analysis, The Perceptual Organization of Sound, MIT Press, 1994.

[3] Report of the European Network for Safety among Elderly www.euroipn.org/cerepri, 2007.

[4] N., Baltenneck, Se mouvoir sans voir: Incidences de l'environnement urbain sur la perception, la représentation mentale et le stress lors du déplacement de la personne aveugle, Thèse de doctorat en Psychologie, Université Lumière Lyon 2, 2010, 252 p.

[5] Nantes Métropole, Accidentologie des piétons âgés à Nantes, , fichiers des accidents, 2000 – 2008.

[6] J. A. Healey and R.W.Picard, "Detecting Stress During Real-World Driving Tasks Using Physiological Sensors", IEEE Trans. On Intelligent Transportation Systems, 2005, 156-166.

[7] M.Z. Poh, N.C.Swenson, and R.W. Picard, "Wearable sensor for unobtrusive, long-term assessment of electrodermal activity", IEEE Trans Biomed Eng. 2010 May;57(5):1243-52., Epub, Feb ., 2010.

[8] D. Fleury, T. Brenac, "Accident prototypical scenarios, a tool for road safety research and diagnostic studies, Accident Analysis and Prevention", 33, 2001, 267-276.

[9] O., Axelsson, The ISO 12913 series on soundscape, Proceedings of Forum Acusticum, Aalborg, Denmark, June,(2011)

[10] L., Saby, « Vers une amélioration de l'accessibilité urbaine pour les sourds et les malentendants: quelles situations de handicap résoudre et sur quelles spécificités perceptives s'appuyer », thèse en génie civil, Institut National des Sciences Appliquée de Lyon, octobre 2007

[11] A., Lex Brown, A Review of Progress in Soundscapes and an Approach to Soundscape Planning, Urban Research Program, Griffith School of Environment, Griffith University, Nathan, 4111, Brisbane, Australia (Received August 16, 2011, Accepted December 12, 2011

[12] R., Ghozi, O., Fraj, F., Hussein, N., Khalfa, M., Jaidane, Presbycusis and Stress Evaluation in Urban Settings, 4th International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies, Barcelona, October 2011

[13] K., Le Coz and al., Audio and elderly mobility in the city: survey on speech intelligibility and sound alarm localization, the AAL forum in Stockholm, September 2013 (24th – 26th)

[14] F., Hussein, R., Ghozi, J-P., Péneau, M., Jaidane, Detection of situations of disabilities faced by presbycusis seniors in urban space: An audio texture approach, in Ambiances. Revue internationale sur l'environnement sensible, l'architecture et l'espace urbain, accepted in january 2014, not yet published, 13 pages

*Both authors have equally participated in this work/paper

Allzheimer : une application Android pour accompagner les patients atteints d'Alzheimer,

S. Jebali, A. Lassoued, O. Fettis , Z. Haddad

Allzheimer : une application Android pour accompagner les patients atteints d'Alzheimer

JEBALI Souhail, FETTIS Ouamar
Master HANDI Technologies et Handicap
Université Paris 8
Saint-Denis, France
souhailjebalii@gmail.com; fettis.ouamar@gmail.com

HADDAD Zehira
Laboratoire THIM
Université Paris 8
Saint-Denis, France
zehira.haddad-bousseksou@univ-paris8.fr

***Résumé* — AllZheimer est une application Android conçue pour accompagner et améliorer la qualité de vie des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer à un stade léger. Les différentes fonctionnalités et activités proposées par l'application telles que le rappel des coordonnées du patient, l'agenda, le répertoire des contacts et la réminiscence permettront de stimuler les capacités cognitives du patient et de ralentir l'évolution de sa maladie. D'autres fonctionnalités comme la géolocalisation et l'appel d'urgence contribueront à apporter plus de sécurité au patient. Le dossier de liaison, quant à lui, aura pour but d'assurer la coordination entre les différents intervenants auprès du patient sans pour autant traiter le domaine médical. De ce fait, l'application proposée avec ses différentes fonctionnalités participera à l'amélioration de la qualité de vie des malades et des aidants. Elle réduira ainsi l'intervention des aidants, elle prolongera l'autonomie des malades et proposera une solution au problème lié au maintien à domicile de ces derniers.**

Keywords — application android ; handicap ; alzheimer ; troubles cognitifs ; accompgnement des personnes âgées.

I. INTRODUCTION

La maladie d'Alzheimer est une affection du cerveau qui entraîne une destruction lente et progressive des neurones du malade jusqu'à la démence. La dégénérescence progressive des cellules cérébrales provoque des troubles cognitifs du comportement caractérisés par la dégradation de la mémoire [1].

Le nombre de personnes souffrant de la maladie d'Alzheimer est estimé à environ 25 millions dans le monde dont 850 000 en France. Ce nombre pourrait atteindre 42 millions en 2020 dont 1.3 millions en France [1] .

La maladie d'Alzheimer dans un stade léger est caractérisée par des pertes de mémoires, des oublis répétés d'événements et des troubles cognitifs, ce qui nécessite une stimulation de la mémoire et une prise régulière de notes et des rappels pour se souvenir de ce qu'il y a à faire pendant la journée. Par ailleurs, un des symptômes de la maladie d'Alzheimer réside dans la perte des repères d'orientation. Il est donc indiqué de mettre en place des mesures de sécurité telle que la localisation afin d'éviter la perte du patient.

De nombreuses aides techniques ont été développées pour répondre aux besoins des patients Alzheimer [2]. Ces aides peuvent être classées en plusieurs catégories :

- Des outils de diagnostic pour le dépistage et l'évaluation des troubles de la mémoire et des fonctions intellectuelles de la maladie d'Alzheimer. Ils permettent de détecter les premiers symptômes de la maladie d'Alzheimer. Notons cependant que la plupart de ces outils sont payants et peu accessibles.
- Des outils de localisation en l'occurrence des bracelets électroniques et des applications de géolocalisation qui déterminent la position du patient. Ces outils permettent de protéger les patients, d'assister les soignants, d'accompagner les aidants et d'apporter du répit aux proches des patients. Notons toutefois que ces outils manquent de fiabilité et nécessitent une surveillance continue. De plus, les langues d'utilisation proposées sont assez restreintes, sans oublier l'inconvénient lié à l'aspect financier de ces dispositifs puisque ces derniers restent quand même assez couteux.
- Des outils de rappel qui permettent de stimuler la mémoire du patient et de lui rappeler les évènements et les tâches à effectuer. Ces outils, généralement payants, ne sont pas très adaptés aux personnes âgées.

Après une étude des besoins, nous proposons dans le cadre de ce travail de développer une application qui peut être installée sur un Smartphone [3] pour permettre aux personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer à un stade léger, de réaliser des exercices cognitifs faisant appel à différentes tâches telles que : l'attention, la concentration, l'orientation, la planification et l'organisation. Ces exercices contribuent ainsi à ralentir l'évolution de la maladie d'Alzheimer et à retarder le plus possible la dégradation de l'état de santé du malade.

L'application va être composée de plusieurs fonctionnalités de rappel, de contact et de localisation. Elle va permettre de simplifier et de réduire l'intervention des aidants et d'améliorer la qualité de vie des malades et des aidants en prolongeant l'autonomie du patient.

[1] . http://www.maladiedalzheimer.com/statistiques-alzheimer.html

L'application développée prend en compte les contraintes ergonomiques des interfaces hommes-machines et aussi celles liées à son utilisation par des personnes âgées présentant de légères lésions au niveau du cerveau.

II. METHODES ET DESIGN

De nos jours les smartphones ont connu une évolution exponentielle dans le marché du téléphone mobile.

Nous avons choisi de concevoir une application mobile pour les smartphones et plus particulièrement pour les smartphones Android vu le nombre important d'utilisateurs de ce système dans le monde entier.

La table suivante illustre l'utilisation dominante d'Android dans le monde.

Table 1. Vente des smartphones dans le monde, classée par système d'exploitation [2].

Worldwide Smatphone Sales to End Users by Operating System in 3Q13 (Thousands of Units)				
Operating System	**3Q13 Units**	**3Q13 Market Share (%)**	**3Q12 Units**	**3Q12 Market Share (%)**
Android	205,022.7	81.9	124,552.3	72.6
iOS	30,330.0	12.1	24,620.3	14.3
Microsoft	8,912.3	3.6	3,993.6	2.3
BlackBerry	4,400.7	1.8	8,946.8	5.2
Bada	633.3	0.3	4,454.7	2.6
Symbian	457.5	0.2	4,401.3	2.6
Others	475.2	0.2	683.7	0.4
Total	**250,231.7**	**100.0**	**171,652.7**	**100.0**
Source : Gartner (November 2013)				

L'application est développée sur la pile logicielle Android conçue par Google. Android est un Framework open source utilisant le noyau Linux conçu pour les appareils mobiles. Il englobe un système d'exploitation, un middleware et des programmes. Le kit de développement SDK Android est un ensemble d'outils que met à la disposition de l'utilisateur, un éditeur pour lui permettre de développer des applications correspondantes à un environnement Android [4]. L'application est développée avec Java/Android et utilise des bases de données SQLite pour stocker les données nécessaires au bon fonctionnement de ses différentes fonctionnalités.

L'application va être composée de plusieurs fonctionnalités telles que: le rappel des cordonnées du patient, l'agenda qui va contenir les événements importants et les activités quotidiennes du patient, le répertoire des contacts les plus utiles au patient, la réminiscence qui va évoquer au patient son passé à l'aide des vidéos, la Musithèque qui va contenir la musique appréciée par le patient et la galerie photos. Ces fonctionnalités de rappel vont permettre de stimuler la mémoire du patient et d'améliorer certains de ses aspects comportementaux.

L'application sera équipée également d'un bouton qui permettra au patient d'effectuer un appel d'urgence vers son responsable légal, et d'une géolocalisation qui va permettre de le localiser et de déterminer sa position exacte ainsi qu'un dossier de liaison qui va simplifier la coordination entre les différents intervenants auprès du patient : les membres de la famille, les infirmiers et ses aidants.

Le schéma suivant illustre la structure fonctionnelle de l'application nommée « AllZheimer ».

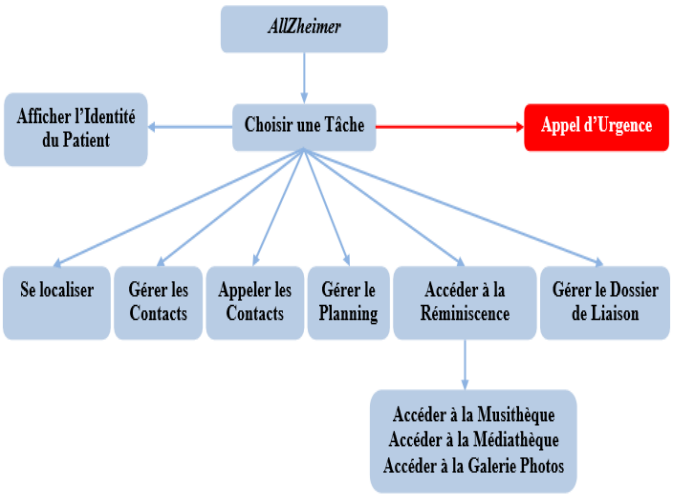


Fig. 1. Structure fonctionnelle de l'application.

III. CONCEPTION DETAILLEE

L'application est composée d'une interface principale avec laquelle l'utilisateur pourra interagir grâce aux différentes fonctionnalités.

L'application proposée est ergonomique, simple et facile à manipuler.

La figure 2 représente l'interface d'accueil de l'application.

[2]. http://www.journaldugeek.com/2013/11/14/marche-des-smartphones-android-roi-du-monde/

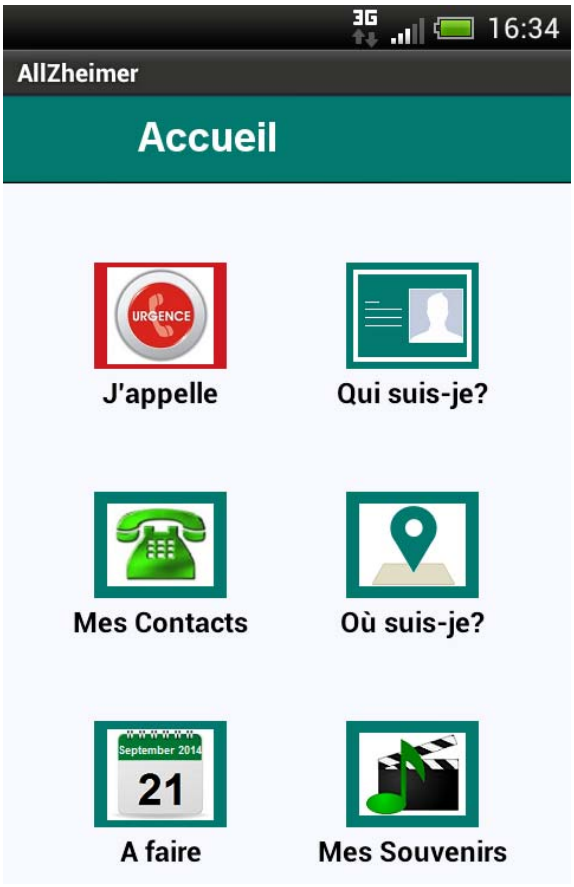


Fig. 2. Interface d'accueil de l'application.

Le patient et l'aidant ont tous les deux la même interface principale. Cette dernière contient toute les fonctionnalités de l'application. Par ailleurs, pour pouvoir modifier ou supprimer des données, l'aidant doit s'authentifier en saisissant un identifiant et un mot de passe puis quitte sa session à l'aide d'un bouton de déconnexion une fois les mises à jour réalisées.

Nous expliquons dans ce qui suit les différente outils et fonctionnalités de l'application :

A. Configuration initiale

Après l'installation de l'application et lors de sa première ouverture, le responsable légal du patient est amené à renseigner un ensemble d'informations nécessaires pour une première configuration de l'application ainsi que pour la création de son compte « le compte Administrateur ». Le responsable légal devra éventuellement gérer la validation et la suppression des comptes des intervenants auprès du patient.

B. Comptes utilisateurs

En plus du responsable légal, les aidants qui seront amenés à mettre à jour les données de l'application devront créer leurs comptes « des comptes de type Utilisateur ». La création et l'utilisation de ces comptes vont assurer la confidentialité des données enregistrées, le contrôle et la limitation de l'accès pour la mise à jour des données de l'application.

C. Où suis-je ? (Géolocalisation) [5]

Cette fonctionnalité nécessite une connexion Internet de type H+, 3G ou bien 4G sinon une connexion GPS suffit. Elle permet de localiser la position de l'appareil du patient et d'afficher son adresse. L'utilisateur aura ainsi la possibilité d'envoyer l'adresse affichée par un message texte vers son responsable légal. Cette fonctionnalité pourrait aider le patient à avoir une certaine autonomie dans ses déplacements sans se perdre. Elle rentre de ce faite dans le cadre de la sécurité du patient en offrant une certaine assurance aux proches du patient notamment à son responsable légal.

Nous avons pensé également au problème lié à l'autonomie de la batterie. Cette information serait alors transmise lors de l'envoie d'un message texte indiquant la position du patient. Cette fonctionnalité permet au responsable légal de prendre ses précautions pour intervenir dans les plus brefs délais.



Fig. 3. Interface de Géolocalisation.

D. J'appelle (Appel d'urgance SOS)

L'utilisateur peut effectuer un Appel d'Urgence vers le responsable légal en cas de problèmes. L'appel sera réalisé à l'aide d'un bouton rouge facile à repérer et présent dans toutes les interfaces de l'application. L'appel d'urgence pourrait ne pas s'effectuer en cas d'absence du réseau mobile. Pour remédier à cet incident, un message texte indiquant la position du patient sera envoyé simultanément à l'appel d'urgence. Cette fonctionnalité rentre dans le cadre de la sécurité du patient.

E. Qui suis-je ? (Identité)

L'utilisateur de l'application aura la possibilité de consulter l'identité du patient. Cette fonctionnalité va afficher des informations sur le patient : Nom, Prénom, Photo, Age, Groupe sanguin Numéro de téléphone, Adresse et code d'entrée au domicile.



Fig. 4. Interface d'identité.

F. A faire (Agenda)

Cette fonctionnalité va permettre au patient, aux membres de sa famille ou bien aux intervenants, à l'aide d'un message vocal, de planifier ses rendez-vous et d'enregistrer ses activités ainsi que les évènements importants. Une alarme d'avertissement est déclenchée au moment voulu. L'enregistrement des messages vocaux par les proches du patient va jouer un rôle de réminiscence et de stimulation de la mémoire [6].

G. Mes Contacts

Pour permettre au patient de rester dans l'application, un répertoire de contacts est mis à sa disposition. Les contacts sont enregistrés en précisant un ensemble d'informations : identité, lien avec le patient, numéro de téléphone et photo.

H. Mise à jour

Une fois authentifiés, le responsable légal comme les différents intervenants au près du patient peuvent modifier les différentes informations de leurs comptes. Ils peuvent également mettre à jour les données de l'identité du patient et ajouter des événements dans son agenda.

Ergonomie et tests :

Parmi les premiers critères qui doivent être pris en compte pour l'ergonomie et l'accessibilité, il y a la police d'écriture et les couleurs des interfaces de l'application.

Pour celà, nous avons choisi des couleurs, un type et une taille de police qui offrent à l'utilisateur une bonne qualité de visibilité et un niveau de contraste entre l'arrière-plan et les couleurs utilisées pour bien distinguer le contenu des interfaces de l'application.

Contrairement aux autres boutons, le bouton d'appel d'urgence est de couleur rouge. Ce choix a été fait afin d'attirer l'attention et centrer le regard du patient en cas de panique vers ce bouton.

Dans la fonctionnalité de géolocalisation (où suis-je ?), trois types de retour d'information sont introduits. Lorsque le patient appuie sur le bouton «j'envoie ma position» et que le téléphone est en couverture réseau, l'enveloppe apparait en couleur verte et un message vocal confirme l'envoi. Dans le cas contraire, l'enveloppe apparait en rouge, un message textuel et un message vocal indiquent l'échec d'envoi.

Comme l'application va être manipulée par des personnes atteintes par la maladie d'Alzheimer, des titres clairs et informatifs sont utilisés dans les interfaces.

Pour évaluer l'application et voir comment les utilisateurs réagissent avec les différentes fonctionnalités proposées, des tests utilisateurs sont en cours de réalisation. Après avoir expliqué le fonctionnement de l'application aux utilisateurs (les patients atteints de la maladie d'Alzheimer et les aidants), on étudie et on observe les difficultés rencontrées et les différentes erreurs de manipulation produites. On note également toutes les remarques des utilisateurs. L'analyse et l'étude des résultats de ce protocole expérimental nous permettront d'améliorer le dispositif pour qu'il réponde au mieux aux besoins de l'utilisateur.

IV. Conclusion et perspectives

L'application AllZheimer avec ses différentes fonctionnalités intervient dans un stade léger de la maladie et s'adresse aux personnes atteintes de différents troubles cognitifs comme les personnes atteintes de démence ou de la maladie d'Alzheimer. Une initiation de ces personnes à l'utilisation d'un Smartphone peut être nécessaire. Toutefois, les patients présentant des lésions importantes dans leur cerveau ne pourront évidemment pas utiliser l'application.

Les différentes fonctionnalités et activités proposées par l'application : le rappel des cordonnées du patient, l'agenda et le répertoire des contacts permettront de stimuler les capacités cognitives du patient, de ralentir l'évolution de sa maladie. Toutefois, il ne faut pas s'attendre à une récupération ou une amélioration des fonctions cognitives perdues par les patients.

Par ailleurs, les fonctionnalités de la géolocalisation et de l'appel d'urgence traitent l'aspect sécuritaire du patient.

L'application avec ses fonctionnalités va permettre de réduire l'intervention des aidants, d'améliorer la qualité de vie

des malades et des aidants en prolongeant l'autonomie du patient.

En plus des traitements médicamenteux, les approches non médicamenteuses ont elles aussi un impact sur la progression de la maladie d'Alzheimer ainsi que sur la diminution des symptômes qui lui sont associés. Parmi ces approches, nous pouvons citer la thérapie par réminiscence. La réminiscence désigne un rappel de souvenirs et d'événements vécus dans le passé [7].

Dans le but de réactualiser et de stimuler la mémoire du patient, nous proposons dans le cadre de travaux dans le futur proche, d'introduire dans l'application une rubrique Réminiscence. Pour cela, nous avons pensé à affilier à cette rubrique trois fonctionnalités qui correspondent aux points suivants:

A. La musithèque

Elle va permettre de sauvegarder la musique appréciée par le patient en précisant le titre, l'auteur, sa photo et l'année de sortie de la chanson. Cette fonctionnalité représente une thérapie qui contribuera à améliorer certains aspects comportementaux chez le patient.

B. La médiathèque

Cette fonctionnalité va permettre de sauvegarder les vidéos des événements marquants du patient en précisant le titre, l'année et le descriptif. Elle aura comme principal rôle de stimuler la mémoire du malade en lui faisant évoquer son passé.

C. La galerie photos

Cette galerie contiendra les photos personnelles du patient, les photos de ses proches et les photos des événements marquants. Chaque photo va contenir un titre, l'année, les noms des personnes qui y figurent et un descriptif.

Afin de faciliter la liaison entre les différents aidants, nous proposons aussi d'intégrer un dossier de liaison dans l'application. Ce dossier de liaison aura pour objectif d'assurer la coordination entre les différents intervenants auprès du patient sans pour autant traiter le domaine médical. L'outil va permettre de sauvegarder les différents paramètres de l'intervenant : la date et l'heure de l'intervention, le nom et le titre de l'intervenant, les tâches réalisées, l'état du patient et les éventuelles remarques à noter. Il va ainsi permettre aux intervenants de consulter, d'ajouter, de modifier ou de supprimer des données après leur authentification.

Pour universaliser l'application et étendre le périmètre de son utilisation, on se propose de la rendre disponible en plusieurs langues.

REFERENCES

[1] M-F.Benois, "Alzheimer et autres démences : comportement et pathologies, prise en charge et accompagnement, activités et thérapies, " vol. 208, ed. Doc.Editions, 2008.

[2] J.Loh et al., "Technology applied to address difficulties of Alzheimer patients and their partners," Dutch Directions in HCI, Amsterdam, pp.1-4, 2004.

[3] A.Zmily, A-S. Dirar, "Alzheimer's Disease Rehabilitation using Smartphones to Improve Patients Quality of Life," The 7th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, ICST, Brussels, pp.393-396, 2013.

[4] D.Guignard, J.Chable, E.Robles, "Programmation Android De la conception au déploiement avec le SDK Google Android 2," vol. 486, ed. Eyrolles, 2010.

[5] F. Sposaro, J.Danielson, and G.Tyson, "iWander:An Android Application for Dementia Patients," Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Buenos Aires,2010, vol.4, pp.3875-3878.

[6] M.Fried-Oken et al., "The Effect of Voice Output on AAC-Supported Conversations of Persons with Alzheimer's Disease," ACM Transactions on Accessible Computing, February 2009, Vol. 1, No. 3, Article 15, p15:1 - 15:11.

[7] R.O.Peix, "Réminiscence : une philosophie de soin," Neurologie Psychatrie et Gériatrie (NPG), n°51, Année 9, 2009, vol. 4, pp 163-165.

Reconnaissance d'activités humaines par un robot humanoïde à partir de séquences vidéo,

M. A. El Yacoubi, H. He, F. Roualdes , M. Selmi, B. Dorizzi

Reconnaissance d'activités humaines par un robot humanoïde à partir de séquences vidéo

Mounîm A. El-Yacoubi, Huilong He, Fabien Roualdes, Mouna Selmi, Bernadette Dorizzi
Dépt Electronique et Physique
Institut Mines-Telecom/Telecom SudParis
Palaiseau, France

***Abstract*— Nous présentons dans ce papier, un système de vision, intégré dans le robot Nao pour la reconnaissance d'activités humaines réalisées par une personne dans des conditions réelles. Contrairement à une caméra fixe, le robot considéré peut filmer les activités à des endroits différents, ce qui implique qu'il doit opérer dans des conditions plus complexes, relativement aux fonds de scènes, aux conditions d'éclairage, aux angles de vues, et aux distances du robot par rapport à la personne. Le système développé est fondé sur l'extraction de trajectoires de points d'intérêt spatio-temporels uniformément et densément échantillonnés sur la scène, et l'encodage de ceux-ci par des histogrammes de gradients sur des volumes définis par leurs trajectoires. La représentation ainsi obtenue est ensuite transformée en un « sac de mots » (Bag of Words) qui est ensuite classifié par un SVM (Support Vector Machines). Ce système a été implémenté dans le robot Nao et testé dans des conditions réelles en considérant onze activités humaines. Les performances obtenues sont satisfaisantes dans l'ensemble, spécialement au regard des contraintes d'implémentation et de ressources de calcul.**

Keywords—Activités humaines quotidiennes; Reconnaissance par la vision; Apprentissage Statistique; Traitement d'images; Robotique

I. Introduction

La robotique cognitive est un domaine de grand intérêt à l'heure actuelle en raison du large éventail d'applications qu'elle induit et des challenges scientifiques et technologiques sous jacents. Alors que la première génération de robots avait été conçue pour des tâches industrielles répétitives et spécifiques, la nouvelle génération présente les robots comme des partenaires aux humains dotés de capacités cognitives, dont l'objectif n'est pas de remplacer les humains, mais plutôt de les assister de manière collaborative. Ces robots, peuvent, par exemple, communiquer avec, imiter et faire des tâches similaires aux humains. Cette tendance a été accentuée par la prolifération spectaculaire des capteurs innovants et à bas coût, l'augmentation des capacités des processeurs, l'amélioration des techniques de traitement du signal et des images, et la maturité du domaine de reconnaissance de formes et d'apprentissage statistique permettant la prise de décisions sous différents niveaux d'incertitude.

Pour améliorer l'interaction homme-robot, il est fondamental de doter le robot de capacités sensorielles naturelles : voix, vision, toucher, etc. Alors que plusieurs travaux sur les robots interagissant par la voix ont été effectués [1] [2] [3], les efforts dédiés à la robotique par vision ont été bien moins nombreuses et restreintes à des tâches très limitées. Ce décalage peut être expliqué par les capacités de processeurs de la génération précédente qui étaient plus adaptées à des données de type voix, bien moins gourmandes que les images et surtout les séquences vidéo. Les algorithmes d'apprentissage statistiques étaient (et sont toujours) aussi bien plus matures pour la reconnaissance de parole que pour la reconnaissance d'objets et de mouvements humains dans des scènes complexes. La voix et la vision, toutefois, sont conjointement nécessaires à un robot cognitif en raison de leur complémentarité avérée : L'exploitation de la voix est moins robuste en présence de bruits sonores environnants provenant de la télé ou d'autres machines. La vidéo peut complémenter la voix de manière efficace dans de telles situations. D'au autre coté, la robotique par la vision, permet d'autres applications importantes telles que la communication par le geste pour des personnes ayant des troubles de la parole et du langage, ou l'interaction homme-robot pour la stimulation d'exercices physiques, la réhabilitation et le divertissement.

Quelques approches ont été développées ces dernières années pour la reconnaissance de gestes-action humains par la vidéo par un robot. Dans [4], la reconnaissance d'actions par un robot mobile est effectuée par deux classifieurs fondés sur des réseaux de neurones dynamiques et la programmation génétique analysant des séries temporelles générées par un système de suivi 3D. Ce dernier fournit des points spatiaux associés avec 23 markeurs réflechissables attachés au corps, imposant dés lors à l'utilisateur de les porter de manière permanente pour assurer la faisabilité du système. Dans [5], une approche est proposée pour la reconnaissance de geste par un robot humanoïde dans un scenario interactif restreint aux mouvements des mains dans un plan 2D évitant la reconstruction de la posture en 3 dimensions. Un modèle gaussien de la couleur de peau est utilisé pour détecter le visage et les mains qui sont ensuite suivis par un filtre de Kalman permettant la génération de la trajectoire du geste. Un histogramme obtenu simplement à partir des points des trajectoires est exploité en classification. Le système a été implémenté sur le robot Nao sans que les performances de classification et de temps d'exécution ne soient reportées cependant. Le modèle proposé s'appuie sur plusieurs réglages manuels et heuristiques sur les variations des couleurs et les positions des mains et est restreint à de petites variations d'éclairage, ce qui rend le système peu réaliste. Dans [6], une

approche pour apprendre et reconnaitre des actions a été proposée et évaluée sur des données vidéo d'actions restreintes aux mouvements des mains. Des primitives d'action résultant de mouvements humains et de changement d'états d'objets manipulés sont d'abord apprises de manière non supervisées. Des modèles de Markov cachés paramétriques sont employés ensuite pour représenter les trajectoires de mouvement comme fonctions de leur effet désiré sur les objets.

Dans cet article, nous présentons un système de vision développé pour Juliette [7], un projet en partenariat avec Aldebaran Robotics, dont le but est d'intégrer des algorithmes de vision dans le robot Nao pour la reconnaissance d'activités effectuées par une personne dans un smart home en conditions réelles. Un tel système peut servir à plusieurs fins : détecter un événement anormal associé à la chute d'une personne ou la non prise de médicament, indiquer à la personne de fermer la porte juste après qu'elle eut quitté son domicile, ou s'engager dans un jeu d'imitation comme divertissement ou exercice physique. Nao possède plusieurs avantages par rapport à une caméra ou un robot fixe. Son look empathique d'abord le rend plus amical et acceptable et moins vu comme intrusif. D'un autre coté, Nao peut bouger et marcher pour améliorer sa vision en cherchant des positions plus convenables par rapport à l'éclairage et aux occlusions tout en assurant une bonne couverture de la scène. De plus, grâce au caractère humanoïde de Nao, une stratégie élégante peut être mise en œuvre de telle façon que Nao exploite ses capacités sensorielles et cognitives pour interagir avec la personne de manière collaborative et efficace. Après avoir reconnu une chute, par exemple, le robot peut s'approcher de la personne, et déclencher une communication verbale avec elle pour s'assurer de la véracité de la chute ou non. Ce mécanisme est important étant donnée que la chute et, en réalité, tous les mouvements humains sont naturellement ambigus quand ils sont réalisés dans des conditions réelles. Un robot humanoïde, comme Nao, peut aussi être programmé pour agir selon les préférences de l'utilisateur, ce qui peut faire croitre son attractivité et son taux d'acceptabilité parmi les utilisateurs potentiels. Dans ce travail, nous avons considéré des activités comme marcher, s'asseoir, se mettre debout, ouvrir ou fermer une porte, un événement anormal : chute et une activité d'imitation : applaudir. Nous avons délibérément inclut quelques activités impliquant peu de mouvement telle que l'utilisation d'une télécommande, ou écrire sur un papier afin de pouvoir étudier les limites de vision du robot en fonction des conditions d'expérimentation. Contrairement à une caméra ou robot fixe, le robot humanoïde peut être présent à des emplacements différents. Ce fait induit des niveaux de difficulté supplémentaires, liés au changement du fond des scènes, de l'éclairage, des angles de vue ou de la distance par rapport à la personne. De plus, comme les capacités de vision du robot doivent être testées sur plusieurs jours, les difficultés ci-dessus se retrouvent aggravées puisque le système de reconnaissance d'activités doit tenir en compte en plus du changement de types de vêtements des personnes.

Les méthodes de reconnaissance d'actions/activités peuvent être catégorisées en approches holistiques [9] et approches locales [10]. Les premières considèrent une représentation explicite du corps en extrayant des primitives de la silhouette à travers des paramètres 2D ou 3D inférés à partir des articulations (ou angles joints) du squelette. Ces méthodes nécessitent, cependant, la soustraction de fond et le suivi du modèle (2D ou 3D) de la silhouette qui sont des opérations couteuses et non robustes en cas de scènes vidéo réelles où le fond est complexe, les mouvements sont non linéaires et les occlusions sont fréquentes. Ces méthodes, par conséquent, suscitent moins d'intérêt à l'heure actuelle. La seconde catégorie consiste à utiliser des points d'intérêt (PI) et fournit une représentation parcimonieuse du mouvement sans avoir recours à la soustraction du fond et au suivi de la silhouette. Comme les PI ne peuvent être extraits suivant un ordre spatio-temporel bien défini qui permettrait l'extraction d'un vecteur de primitives de dimension fixe à chaque instant de la séquence vidéo, une représentation « Sac de Mots » (Bag of Words : BoW) est adoptée puisqu'elle consiste à ne pas tenir compte de l'ordre des PIs tout en décrivant chacun par une information spatio-temporelle extraite à partir de son voisinage. Le principal problème de cette représentation est que le nombre de points d'intérêt détectés peut être insuffisant pour des mouvements avec une faible amplitude. Dans ce travail, nous utilisons une méthode plus récente, appelée Trajectoires de points d'intérêt dense (Dense Interest Point Trajectories) [8] qui génère une représentation du mouvement bien plus dense que celle évoquée ci-haut. Cette caractéristique est essentielle pour assurer la robustesse de la reconnaissance par rapport à la variabilité de vitesse dans l'exécution d'activités pour des personnes différentes.

La méthode ci-dessus est efficiente car la représentation BoW permet une description concise de la séquence de mouvement et est convenable pour une classification de données statiques qui est plus rapide que celle portant sur des données séquentielles. Le classifieur statique préféré dans ce contexte est le SVM (Séparateur à Vaste Marge). De plus, comme le SVM est un classifier parcimonieux fondé sur un petit sous ensemble de vecteurs supports, le stockage requis du modèle BoW-SVM est modeste et convient bien à l'intégration dans un robot aux ressources limitées. Notre modèle de reconnaissance exploite la représentation BoW des trajectoires denses à travers un noyau de type Intersection et offre des performances satisfaisantes dans des conditions réelles. Dans le reste du papier, nous décrivons les étapes du codage de mouvement humain induit par les activités, et du modèle de reconnaissance des activités par SVM. Nous présentons ensuite la phase expérimentale incluant les conditions de test et les performances obtenues en testant Nao et relatives au taux de reconnaissance et à la vitesse. Dans la dernière section, enfin, nous concluons et discutons quelques perspectives au travail présenté.

II. Caractérisation du mouvement par des trajectoires denses

Les méthodes de l'état de l'art sur l'extraction de primitives à partir des séquences vidéo sont essentiellement fondées sur les points d'intérêt (PI) locaux. Les PI sont généralement détectés au moyen d'une étape d'optimisation, par exemple, par l'extension du détecteur de Harris à trois dimensions (les positions spatiales *x, y* et le temps) conduisant

aux points d'intérêt spatio-temporels connus par l'acronyme populaire STIPs [10]. Chaque PI est caractérisé par des descripteurs sur les vecteurs de gradient et flux optique sur un voisinage autour du PI, appelés histogrammes de gradients (HOG) et histogrammes de flux optique (HOF). La transformation des STIPs ainsi détectés en un vecteur de dimension fixe à travers la représentation par BOW et la classification de celui-ci par un classifieur de type SVM (Support Vector Machines) permet d'attendre des performances relevant de l'état de l'art actuel [11] en reconnaissance d'actions humaines. Ces méthodes souffrent, toutefois, de deux limitations. D'une part, Les PIs deviennent très parcimonieux pour des actions/activités comprenant des mouvements lents, ce qui entraine une caractérisation erronée de ces dernières. D'autre part, chaque PI, est caractérisé seulement par son voisinage immédiat à travers le vecteur HOG/HOF ce qui empêche la capture des dépendances à long terme au sein des actions. L'approche proposée en [8] a abordé ces deux problèmes en combinant un échantillonnage dense des PI avec et la description de chacun par des informations sur sa trajectoire plutôt que sur son voisinage immédiat, la trajectoire ayant été obtenue par un algorithme de suivi. Cette approche a été inspirée par les progrès récents en échantillonnage dense pour la classification d'images [12] et en reconnaissance d'actions fondées les trajectoires de mouvement [13]. Comme le robot est sensé reconnaitre des activités réalisées par des personnes différentes avec des vitesses variables, nous avons opté pour la méthode des trajectoires denses [13] pour viser la robustesse face au changement de vitesse et l'insuffisance de mouvements de grande amplitude dans certaines activités (Figure 1). Les points d'intérêt sont uniformément échantillonnés sur une image en considérant 8 échelles spatiales. Dans chaque échelle, les PI sont suivis sur 15 trames par un noyau de filtre médian opérant sur un flux optique dense. Nous avons utilisé trois descripteurs générés à partir d'un volume spatio-temporel 3D entourant chaque trajectoire. En plus du HOG et du HOF, le troisième est l'histogramme de frontière de mouvement (Motion Boundary Histogram : MBH), fondé sur les dérivées horizontales et verticales du champ du flux optique, et sur la quantification de l'orientation de chacune en des histogrammes similaires aux HOG. Le MBH réduit le mouvement lié au bruit de fond et est robuste au mouvement de la caméra. Dans notre travail, nous avons utilisé comme vecteur descripteur de chaque PI la combinaison MBH/HOG/HOF, celle menant à une performance optimale. Les vecteurs obtenus sont ensuite convertis en un histogramme (BOW) de dimension *D* par des algorithmes de clustering (*k*-means) et de plus proches voisins. La Figure 1 montre un exemple de l'évolution de trajectoires denses pour un mouvement de chute et la Figure 2 donne des exemples de quelques trajectoires typiques des onze activités à reconnaitre. Nous observons que pour les points denses n'impliquant pas de mouvement de personnes ou d'objets, pratiquement aucune trajectoire n'est générée.

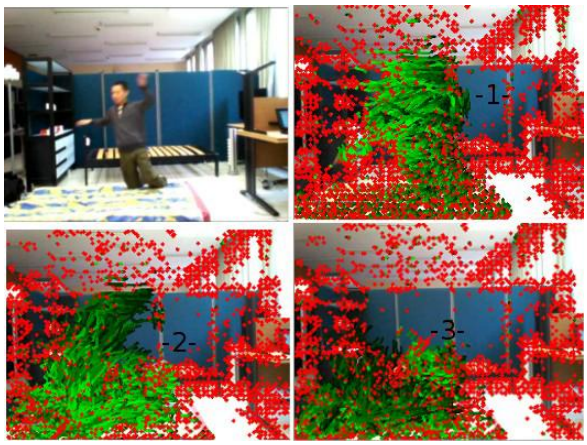


Figure 1: Trajectoires denses (en vert) caractérisant un mouvement de chute à trois instants espacés. Les points rouges montrent les PI échantillonnés à la trame en cours.

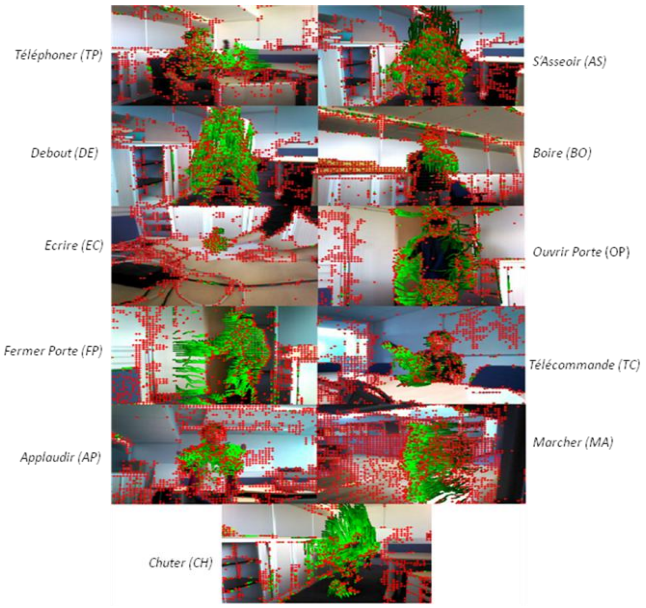


Figure 2 Exemples de trajectoires denses pour les 11 classes

III. Classification des activités

Pour classifier les activités par le robot Nao, SVM, le classifieur le plus populaire pour la reconnaissance d'actions est utilisé. SVM possède des propriétés attrayantes telles que la maximisation de la marge pour une discrimination inter-classes qui est plus robuste aux 'outliers', et l'astuce du noyau (kernel trick) permettant une transformation non-linéaire implicite des vecteurs de primitives dans un espace de dimension très élevée dans lequel une séparation linéaire entre classes est possible. Bien que nous avons montré dans un autre travail que les classifieurs séquentiels discriminants comme les Champs aléatoires Conditionnels Cachés (Hidden Conditional Random Fields: HCRF) peuvent offrir une meilleure performance que les SVM pour la reconnaissance d'observations séquentielles [14], les premiers nécessitent une représentation de données à chaque instant et requièrent par conséquent un temps de traitement plus élevé pour fournir une

décision. Le SVM, en revanche, ne nécessite qu'une représentation globale et est donc plus rapide. ce qui est fondamental d'un point de vue intégration dans le robot. Une autre propriété intéressante du SVM est sa consommation limitée de mémoire étant donné qu'il stocke seulement un ensemble réduit de vecteurs supports nécessaire à la reconnaissance. Le noyau du SVM le plus utilisé en reconnaissance d'actions est soit un noyau RBF soit un noyau fondé sur la distance χ^2 [11]. Nous utilisons, dans notre travail, un SVM avec un noyau d'Intersection (Intersection Kernel based SVM (IKSVM)) [15]. Pour deux histogrammes BOWs (représentant deux activités) $\mathbf{H}_1$ et $\mathbf{H}_2$ de dimension *D*, le noyau intersection k($\mathbf{H}_1$,$\mathbf{H}_2$) est

$$k(\mathbf{H_1},\mathbf{H_2}) = \sum_{d=1}^{D} \min(h_{1d},h_{2d}) \quad \text{où} \quad \mathbf{H_i} = (h_{i1},h_{i2},\ldots,h_{iD})^{\mathrm{T}} \quad (1)$$

Ce noyau s'est avéré plus performant sur l'ensemble d'activités considéré. Etant données les activités effectuées dans des emplacements différents avec des facteurs de variabilité diverses, la variabilité intra-classe est élevée naturellement. Le noyau Intersection est plus convenable pour détecter les similarités entre des séquences vidéo de la même activité que les autres noyaux.

IV. Résultats expérimentaux

Les activités considérées dans ce travail sont les suivantes: 1) ouvrir la porte (OP); 2) fermer la porte (FP); 3) Chuter (CH); 4) utiliser la télécommande (TC); 5) se mettre debout (DE); 6) écrire (EC); 7) s'asseoir (SA); 8) Applaudir (AP); 9) Marcher (MA); 10) boire une boisson (BO); 11) téléphoner (TP). Ces activités ont été choisies car elles représentent non seulement des taches domestiques typiques mais aussi une large variété de mouvement humain en contenu et en amplitude. Nous avons réalisé des expériences avec Nao dans des conditions réelles en enregistrant un corpus de 290 séquences vidéo sur une population de 8 personnes. En moyenne, chaque activité a été effectuée par chaque personne à trois reprises environ. Pour chaque vidéo, des points d'intérêt ont été obtenus par échantillonnage dense et la trajectoire de chacun sur 15 trames a été encodée par un descripteur de dimension 396 résultant de la combinaison HOG/HOF/MBH. Les trajectoires correspondant à des PI statiques sont écartés. L'ensemble des descripteurs de trajectoires retenus ont été ensuite transformés en un BOW par un assignement de chaque IP au centre le plus proche ; les centres étant obtenus préalablement en phase d'apprentissage à l'aide de l'algorithme k-means. La dimension du BOW *D* a été fixée empiriquement à 330 correspondant en moyenne à 30 centres par classe.

Nao est un robot humanoïde programmable de hauteur 58cm caractérisé par 25 degrés de liberté (Figure 3). Il comprend des dispositifs de communication fondés sur la voix et des LED et est équipé de plusieurs capteurs incluant deux caméras, quatre microphones, et des capteurs infrarouges, tactiles et de pression. Le processeur de Nao est un Intel ATOM 1,6 Ghz CPU, situé sur la tête et qui fonctionne sous Linux et supporte NAOqi, un logiciel embarqué de Nao qui permet une intégration souple d'algorithmes développés en C++, Python, ou .Net. Les deux caméras 920p HD de NAO peuvent capturer des vidéos avec une fréquence allant jusqu'à 30 images par seconde et avec une résolution allant jusqu'à 1280x960p. La première caméra est située au niveau du front et vise la vision périphérique alors que la seconde est située au niveau de la bouche et permet de scanner le voisinage immédiat du robot .

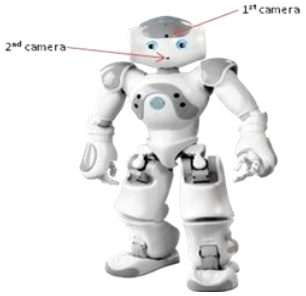


Figure 3: Robot Nao

Etant données les ressources limitées de Nao en stockage, en mémoire et en vitesse d'exécution, la configuration de test suivante a été considérée pour viser une reconnaissance d'activités en un temps raisonnable:

- La fréquence d'acquisition a été fixée à 12 trames par seconde (fps : frames per second) au lieu de la fréquence usuelle de 30 fps.
- La résolution d'images a été fixée à 160x120, la plus petite possible, au lieu des résolutions largement plus élevées qui sont souvent employées en vision.
- L'échantillonnage dense a été réalisé sur 4 échelles au lieu de 8 pour réduire le nombre de PI.
- La durée des vidéos filmées par le robot a été fixée à 2s quelque soit l'activité. Cette limitation a été nécessaire en raison des étapes d'extraction de trajectoires denses et de leurs descriptions qui sont bien couteuses en temps de calcul pour un processeur peu puissant de 1.6 Ghz.

Sous ces conditions drastiques, nous avons testé la capacité de Nao à reconnaitre des activités correspondant à de nouvelles personnes/conditions sur un corpus de 157 vidéos d' activités. Le temps d'exécution total de la reconnaissance par Nao a été de 15s environ. La précision de la reconnaissance peut être résumée par la matrice de confusion reportée dans la Table 1:

	OP	FP	CH	TC	DE	EC	SA	AP	MA	BO	TP
OP	**0.70**		0.05		0.10	0.05				0.05	0.05
FP		**0.56**		0.04					0.36	0.04	
CH		0.08	**0.76**				0.08		0.08		
TC			0.08	**0.17**						0.25	0.50
DE				0.08	**0.92**						
EC				0.36		**0.27**		0.10			0.27
SA							**1**				
AP								**1**			
MA									**0.92**		0.08
BO			0.06		0.06					**0.82**	0.06
TP					0.08			0.08			**0.84**

Table 1 : Matrice de confusion des activités obtenue en test.

Quelques activités comme applaudir, s'asseoir, se mettre debout ou marcher sont reconnues avec une grande précision en raison de la richesse du mouvement qu'elles induisent sur 2s qui est suffisante pour une bonne discrimination. Des erreurs peuvent toutefois survenir si l'angle de vue de Nao ne couvre pas entièrement la personne en mouvement, étant donné que le robot a été testé sur des personnes à des distances variables (1 à 6 mètres) et à des angles de vue différents. Ces conditions sont bien entendu bien plus difficiles en comparaison avec celles relatives à une caméra fixe. Le robot obtient également un bon taux de reconnaissance de 76% sur la détection de chute. Le taux d'erreur de 24% est compréhensible si on remarque que sur 2 secondes le début d'une chute peut être similaire à de la marche ou à s'assoir. Le temps de reconnaissance de « fermer la porte » est plutôt moyen ce qui peut être expliqué par la confusion de cette activité avec « marcher » sur une durée de 2 secondes (quand la personne ferme la porte en marchant). Comme attendu, le taux de reconnaissance des activités « écrire » et « utiliser la télécommande » est bas étant donné qu'elles induisent peu de mouvement d'amplitude suffisante, spécialement dans nos conditions de test limitant le fps à 12 et la résolution à 160x120. Il est clair que la considération de paramètres ordinaires (fps = 30 et résolution = 640x480) conduira vraisemblablement à une amélioration significative des performances. Globalement, les performances sont bien satisfaisantes au regard des conditions de test difficiles qu'on résume dans les points suivants :

- Les séquences vidéo consistant en 2s ne sont pas suffisantes pour décrire des activités telles que boire (mouvement répétitif), marcher, ou manger.
- Le corpus d'apprentissage consistait en 8 personnes seulement, fournissant chacune trois séquences, ce qui est bien insuffisant étant donnés les facteurs de variabilité suivants.
- Les données d'apprentissage ont été collectées sur des emplacements parfois différents de ceux en phase de test, impliquant de nouveaux fonds de scènes et conditions d'éclairage.
- Pour chaque activité, plusieurs directions de mouvement ont été considérées. Par exemple, plus de quatre directions de marche (et de chute également) ont été prises en compte pour couvrir les directions horizontales, verticales et diagonale de marche et celles où la personne marche vers le robot ou plutôt s'éloigne de ce dernier. L'ouverture et fermeture de porte ont été également effectuées de deux manières en fonction de quel coté la personne se positionnait initialement par rapport à la porte (intérieur, extérieur).
- L'angle de vue était variable pour toutes les activités.
- Les types d'objets manipulés dans les activités étaient différents (différentes portes, bouteilles, verres, canettes avec des couleurs différentes ; les chutes effectuées sur un matelas ou directement sur le sol (Figure 4).
- Les bras gauche ou droit étaient utilisés pour ouvrir ou fermer une porte, décrocher le téléphone, boire ou manipuler une télécommande. Le choix était libre pour les personnes selon leurs habitudes naturelles.

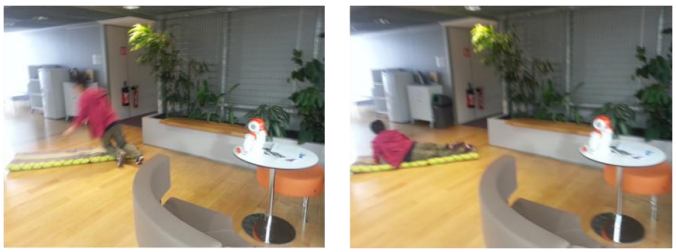


Figure 4: Un exemple d' activités où une personne chute: La personne peut tomber sur un matelas ou directement sur le sol.

Malgré ce nombre élevé de variabilité structurelle et non structurelle, le modèle de classification intégré dans le robot Nao a montré globalement sa capacité à discriminer les activités induisant un mouvement suffisant. La raison principale de ce succès tient dans l'encodage du mouvement par les trajectoires de points d'intérêt denses qui permettent une description concise du mouvement qui est robuste aux changement de fonds de scène et d'éclairage. Les PIs sont non seulement denses mais leur représentation par le descripteur MBH, en plus du HOG/HOF, permet de réduire le mouvement lié au bruit de fond.

V. Conclusion et Perspectives

Nous avons présenté un système de reconnaissance d'activités implémenté sur le robot Nao. Les ressources limitées de Nao nous ont conduits à fixer des conditions sévères pour permettre une reconnaissance dans un temps raisonnable (environ 15 secondes). Cette durée de traitement a été obtenue en considérant des séquences vidéo de 2 secondes acquises à 12 fps avec la plus basse résolution possible : 160x120p. Etant données ces restrictions et les conditions de test réelles impliquant des changement d'emplacement, de fonds de scènes, d'angles de vue et la variabilité de personnes, de vêtements et d'objets, les performances obtenues sont bien satisfaisantes. Une amélioration directe de la précision de Nao à reconnaitre les activités peut être obtenue en relâchant les restrictions par l'acquisition de séquences vidéo avec une résolution et un fps plus élevés sur une durée suffisamment plus longue pour caractériser suffisamment des activités comme marcher, boire, ou préparer un repas qui ne peuvent être modélisées convenablement sur 2s. La classification peut également être améliorée en considérant conjointement les deux caméras de Nao, au lieu d'une, pour assurer une couverture globale de la scène. Pour considérer ces configurations, cependant, il est nécessaire de réduire la durée de la phase globale de classification. Comme l'essentiel du temps de traitement est consacré à la génération de trajectoires de PIs uniformément échantillonnés sur la scène, une accélération du traitement peut être obtenue en limitant l'échantillonnage aux régions comprenant un mouvement significatif. Une de nos futures directions de travail est d'augmenter le corpus de 8 personnes à une taille bien plus élevée. Un tel corpus permettra au robot non seulement de

mieux apprendre la variabilité intra et inter-personnes, mais rendra possible le développement d'un formalisme probabiliste solide visant à l'amélioration de la robustesse de la reconnaissance. Avec un tel formalisme, Nao pourra soit émettre une décision quand le degré de confiance de reconnaissance est élevé soit juger que l'activité filmée est ambigüe et demande dans ce cas à l'utilisateur la décision correcte afin d'améliorer son apprentissage de manière continue.

Références

[1] Ishi, C.T. et al."A Robust Speech Recognition System for Communication Robots in Noisy Environments," IEEE Trans. Robotics, vol.24, no.3, pp.759-763, 2008.

[2] M. Doostdar, S. Schiffer, G. Lakemeyer, "A Robust Speech Recognition System for Service-Robotics Applications," RoboCup 2008: Robot Soccer World Cup XII, LNCS, 2009, pp 1-12.

[3] S. Heinrich, S. Wermter, "Towards Robust Speech Recognition for Human-Robot Interaction," IROS2011 Workshop CNR, pp. 29-34, 2011.

[4] T. Theodoridis, A. Agapitos, H. Hu, S.M. Lucas, "Ubiquitous Robotics in Physical Human Action Recognition: A Comparison Between Dynamic ANNs and GP," IEEE ICRA, 2008, pp. 3064-3069.

[5] F.A. Bertsch, V.V. Hafner "Real-time dynamic visual gesture recognition in human-robot interaction," IEEE-RAS ICHR, pp. 447-453, 2009

[6] Kruger, V.; Herzog D. ; Baby S. ; Ude A. ; Kragic D., "Learning Actions from Observations," IEEE Robotics & Automation Magazine, vol.17, no.2, pp.30-43, 2010.

[7] "Projet Juliette," 2011, http://projetjuliette.com/

[8] H. Wang, A. Klaser, C. Schmid, C.-L. Liu, "Action Recognition by Dense Trajectories," IEEE CVPR, 2011, pp. 3169-3176.

[9] M. Blank et al., Actions as space-time shapes, ICCV, 2005.

[10] I. Laptev (2005). On space-time interest points. J.Comput. Vision.

[11] I. Laptev, M. Marszaek, C. Schmid, B. Rozenfeld, L. Ljk. B.: Learning realistic human actions from movies. CVPR, 2008.

[12] E. Nowak, F. Jurie, B. Triggs. Sampling strategies for bag-of-features image classification. ECCV, 2006.

[13] P. Matikainen, M. Hebert, R. Sukthankar "Trajectons: Action recognition through the motion analysis of tracked features," ICCV, 2009.

[14] M. Selmi, M.A. El-Yacoubi, B. Dorizzi, "A Combined SVM/HCRF Model for Activity recognition based on STIPS Trajectories," ICPRAM 2013.

[15] S. Maji, A.C. Berg, J. Malik "Classification using intersection kernel support vector machines is efficient," IEEE CVPR, 2008.

Influence de l'expertise des enseignants d'EPS sur le taux d'engagement moteur des élèves en situation de handicap,

M.Tant, A. Pinti, E. Watelain

Inclusion des élèves en situation de handicap moteur en Education Physique et Sportive

Impact de l'expertise des enseignants sur le taux d'engagement moteur des élèves

Tant, Maxime ; Pinti Antonio & Watelain Eric
LAMIH CNRS UMR 8201
Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis
Valenciennes, Valenciennes, France
EA 4708, I3MTO, CHRO - 1 rue Porte Madeleine, 45032 Orléans, France
Antonio.Pinti@univ-valenciennes.fr
HandiBio, Université de Toulon, BP 20132 – 83957 La Garde Cedex, France
maxime_tant@orange ; eric.watelain@univ-valenciennes.fr ; *antonio.pinti@univ-valenciennes.fr*

***Résumé*—Notre étude porte sur l'impact de l'expertise des enseignants d'Education physique et Sportive (EPS) sur le taux d'engagement moteur des élèves en situation de handicap moteur par rapport à leurs camarades ordinaires dans une situation d'inclusion en cours d'EPS traditionnel. Pour ce faire, 3 enseignants de 3 niveaux d'expertise différents dans l'inclusion ont été filmés dans leurs séances afin de quantifier les taux moyens d'engagement moteur d'élèves en situation de handicap moteur et d'élèves ordinaires, à l'aide de l'Academic Learning Time-Physical Education [1] et du Simple Activity Measurement [2]. Les résultats montrent que le niveau d'expertise des enseignants concernant l'inclusion impacte fortement le taux d'engagement moteur des élèves en situation de handicap et, dans une moindre mesure, des élèves ordinaires notamment en termes de dépense physique et de temps d'apprentissage moteur.**

Mots clés— inclusion; éducation physique; élève en situtaion de handicap; enseignant, situation

I. INTRODUCTION

Au niveau éducatif, la loi du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées s'oriente clairement vers l'inclusion des élèves en situation de handicap dans les établissements scolaires ordinaires. De ce fait, depuis la rentrée scolaire de 2006, le nombre d'élèves en situation de handicap inclus dans les écoles ordinaires augmente chaque année (augmentation entre [2005-2006] et [2011-2012] de 19,5% soit une moyenne annuelle de + 3,5 %). Or cette augmentation du nombre d'élèves en situation de handicap notamment les élèves porteurs de handicap moteur questionne l'Education Physique et Sportive en tant que discipline d'enseignement obligatoire et interroge par la même occasion ses enseignants devant répondre aux besoins éducatifs spécifiques des élèves en situation de handicap sans pour autant négliger le rythme, les apprentissages… des élèves ordinaires [3]. Différentes études sur le sujet montrent que les enseignants d'EPS français agissent selon plusieurs niveaux d'expertise distincts face à l'inclusion d'un élève en situation de handicap dans leur cours traditionnels [4] [5]. Par exemple, au plan des représentations que les enseignants d'EPS ont de leur pratiques inclusives, Tant, Watelain, Carnel et Watté [6] distinguent les enseignants en insertion, des enseignants en intégration et de ceux en scolarisation.

Les enseignants en insertion sont des enseignants non formés à l'inclusion, sans expérience professionnelle auprès d'élèves en situation de handicap et travaillant dans un environnement inclusif pauvre (pas de médecin ou d'infirmière scolaire, pas d'Auxiliaire de Vie Scolaire (AVS)…). Ils présentent une conception médicale et déficitaire de l'élève en situation de handicap et une vision spécialisée de l'enseignement pour ces élèves. Ces représentations ne permettent pas d'entrevoir une pratique physique réelle de l'élève en situation de handicap au milieu des autres élèves valides.

Les enseignants en intégration sont des enseignants peu formés à l'inclusion, ayant des expériences limitées avec les élèves en situation de handicap et travaillant dans un environnement inclusif pauvre (aux niveaux humain et matériel). Ces enseignants ont essentiellement une conception médicale capacitaire de l'élève en situation de handicap et une vision assimilatrice de l'enseignement (chacun doit pouvoir répondre aux normes des programmes ou certifications officiels). Il en résulte une volonté de faire pratiquer les élèves en situation de handicap à condition que ces derniers puissent se conformer aux normes des élèves ordinaires.

Les enseignants en scolarisation sont des enseignants formés à l'inclusion, ayant une expérience importante auprès des élèves en situation de handicap et travaillant dans un environnement inclusif étoffé (AVS, équipe de suivi de la scolarisation : enseignant référent, équipe médicale, éducative, et pédagogique). Ces enseignants ont une conception sociale du handicap et une vision interactionniste de l'enseignement entraînant les adaptations pédagogiques et didactiques nécessaires à la compensation des besoins éducatifs des élèves en situation de handicap comme des élèves ordinaires afin de viser les apprentissages moteurs et sociaux du plus haut niveau possible pour tous.

Ainsi, face à cette typologie d'enseignants, l'objectif de l'étude est de quantifier l'impact de ces 3 niveaux d'expertise relatifs aux représentations des enseignants envers l'inclusion sur le taux d'engagement moteur réel des élèves en situation de handicap moteur.

II. METHODE

A. *Recueil de données*

Nous avons observé une séance d'EPS sur 9 enseignants en situation d'inclusion d'un élève en situation de handicap moteur dans leurs cours d'EPS ordinaires (3 enseignants en insertion, 3 enseignants en intégration et 3 enseignants en scolarisation). Pour ce faire, les séances (basketball) étaient enregistrées sur bandes vidéos haute définition à l'aide de deux caméras numériques fixes (grand angle). Les caméras étaient posées sur un pied avec le plus de recul possible derrière le but de handball (chaque caméra filmant une moitié du gymnase) afin de visualiser l'ensemble de la séance. Parallèlement, des notes ont été prises pour faciliter l'analyse *a posteriori*.

B. *Analyse des données*

Deux outils ont été appliqués aux 9 films. Tout d'abord, l'Academic Learning Time Physical Education (ALT PE, [1]) qui est un outil de mesure permettant de juger du temps d'engagement moteur d'un élève en cours d'EPS. Cet instrument suppose qu'un élève apprend plus, et pour plus longtemps, lorsqu'il s'engage dans une activité motrice dont le niveau de difficulté est optimal. Nous avons utilisé la technique de l'enregistrement par intervalle, c'est-à-dire que l'élève en situation de handicap et l'élève ordinaire sélectionné sont observés toutes les 12 secondes et l'observateur décide de coder suivant la catégorie appropriée (Tableau I).

TABLE I. GRILLE D'OBSERVATION DE L'ALT PE

Catégories	Codes
Engagement Moteur Approprié (l'élève pratique effectivement et répond au but de la tâche et avec succès)	MA
Engagement Moteur Inapproprié (l'élève pratique effectivement et répond au but de la tâche mais avec échec)	MI
Engagement dans une activité de Soutien (tâches périphériques à la pratique effective : arbitre, chronométreur, observateur, juge…)	S
Non engagement Moteur (l'élève ne pratique pas pour des raisons diverses : passage de consignes, repos…)	NM

Le second outil est le Simple Activity Measurement (SAM, [2]) qui permet de quantifier le niveau d'intensité physique des élèves (avec et sans handicap) dans les cours d'EPS. Il évalue toutes les 12 secondes le niveau d'intensité, suivant une échelle allant de 0 à 10 (Figure 1).

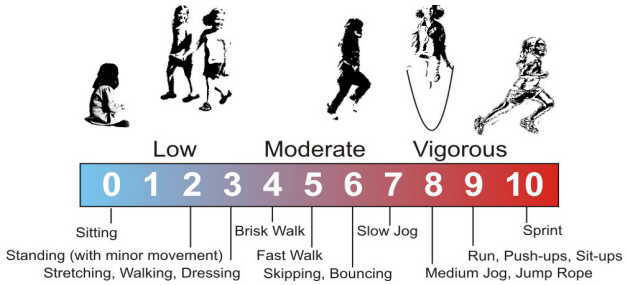


Fig. 1. Echelle d'intensité physique SAM.

Pour cet appariement, nous avons sélectionné, pour chaque séance, un élève ordinaire en fonction de 4 critères :

- élève de même sexe que l'élève en situation de handicap,
- élève de la même équipe ou même groupe que l'élève en situation de handicap (à l'exception du camarade tuteur),
- même niveau d'investissement durant la séance,
- même âge à plus ou moins un an.

III. RÉSULTATS

A. *Impact des enseignants en insertion sur les élèves*

Les notes prises aux cours des 3 séances sur les 3 enseignants en insertion montrent qu'ils ne font pas pratiquer physiquement les élèves en situation de handicap ou alors dans des tâches individuelles très sécurisées sans contact avec les élèves ordinaires. Cette stratégie de refus du défi inclusif est soutenue par les résultats de l'ALT PE (Figure 2, pour les élèves en situation de handicap et Figure 3 pour les élèves ordinaires).

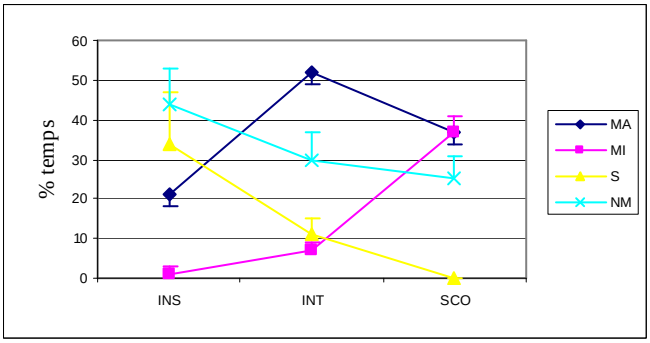


Fig. 2. Evolution des paramètres de l'ALT PE des élèves en situation de handicap aux 3 niveaux (% de temps de séance moyen).
INS : Insertion ; INT : Intégration ; SCO : Scolarisation

En effet, les paramètres de l'ALT PE montrent essentiellement que :

- Les élèves en situation de handicap sont majoritairement en inactivité (44 ± 9 % du temps de séance, contre 34 ± 6 % du temps de séance pour les élèves ordinaires) ou en soutien à leurs camarades ordinaires (34 ± 13% du temps de séance contre 3 ± 4% du temps de séance pour les élèves ordinaires).

- Les élèves en situation de handicap pratiquent moins (21 ± 3% du temps de séance représente l'engagement moteur approprié, contre 43 ± 2% du temps de séance pour les élèves ordinaires).
- Lorsque les élèves en situation de handicap pratiquent, c'est avec succès (1 ± 2% du temps de séance d'engagement moteur inapproprié, contre 21 ± 8% du temps de séance d'engagement moteur inapproprié pour les élèves ordinaires).

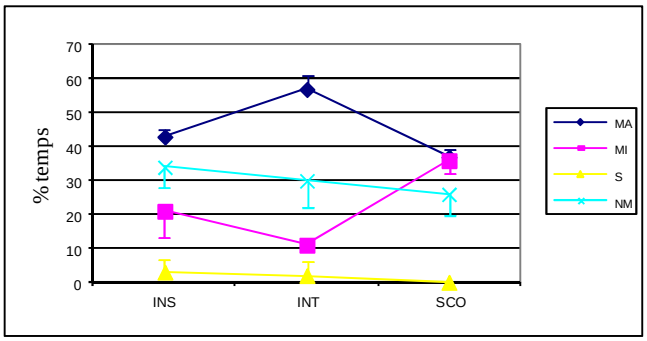


Fig. 3. Evolution des paramètres de l'ALT PE des élèves ordinaires aux 3 niveaux (% de temps de séance moyen).
INS : Insertion ; INT : Intégration ; SCO : Scolarisation

De ce fait, le taux d'intensité physique est très faible (Figure 4), à hauteur de 1,9 ± 1,7 pour les élèves en situation de handicap, contre 5,1 ± 2,9 pour les élèves ordinaires sur l'échelle du SAM.

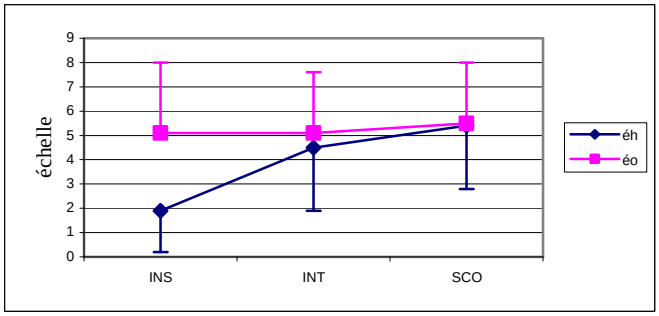


Fig. 4. Evolution des intensités physiques des élèves entre les 3 niveaux
INS : Insertion ; INT : Intégration ; SCO : Scolarisation ; éh : élève handicapés ; éo : élève ordinaire.

B. Impact des enseignants en intégration sur les élèves

Les séances issues des 3 enseignants en intégration montrent que les élèves en situation de handicap pratiquent physiquement l'EPS ne serait-ce que par le taux d'intensité physique (Figure 4) plus important (4,5 ± 2,6 pour les élèves en situation de handicap, contre 5,1 ± 2,5 pour les élèves ordinaires). L'analyse de l'ALT PE et les notes prises pendant les séances montrent que les enseignants en intégration contournent le défi inclusif en ce sens que, certes les élèves en situation de handicap pratiquent physiquement mais uniquement dans des situations très aménagées dont les niveaux d'exigences sont nettement réduits. En effet, les paramètres de l'ALT PE des élèves en situation de handicap et des élèves ordinaires montrent des caractéristiques communes (Figures 2 et 3) :

- Ils sont majoritairement en engagement moteur approprié (respectivement 52 ± 3% du temps moyen contre 57 ± 4% du temps moyen).
- Les % de temps de non pratique (NM) sont équivalents entre les élèves avec et sans handicap (autour de 30% du temps).
- Les élèves ordinaires et les élèves en situation de handicap présentent un taux d'engagement moteur inapproprié relativement faible (respectivement 11 ± 1%, contre 7 ± 2% du temps moyen d'engagement moteur inapproprié).

Autrement dit, les élèves avec et sans handicap pratiquent ensemble avec un taux d'engagement approprié important et à contrario un taux d'engagement moteur inapproprié faible correspondant à la réduction des exigences de la part des enseignants sur les niveaux des situations d'apprentissage.

C. Impacts des enseignants en scolarisation sur les élèves

Les paramètres de l'ALT PE des élèves avec et sans handicap présentent le même profil (Figures 2 et 3). Ainsi, que ce soit pour les élèves en situation de handicap ou les élèves ordinaires, la catégorie d'ALT PE dominante repose sur l'engagement moteur approprié (respectivement 37 ± 3% de temps moyen ; 37 ± 2%) suivi de très près par l'engagement moteur inapproprié (respectivement 37 ± 4% de temps moyen contre 36 ± 4%). Les taux de non engagement moteur sont proches pour les élèves avec et sans handicap (respectivement 25 ± 6% contre 26 ± 6%). La catégorie « soutien aux camarades » est absente chez les élèves avec comme sans handicap.

Autrement dit, les enseignants en scolarisation proposent à leurs élèves (avec et sans handicap) des situations d'apprentissage exigeantes à l'intérieur desquelles la réussite n'est pas immédiate. Cette exigence dans les apprentissages se confirme par les taux importants dans les dépenses physiques pour les élèves en situation de handicap comme pour les élèves ordinaires (respectivement, 5,4 ± 2,6 contre 5,5 ± 2,5).

IV. Discussion

Le nombre de sujets observés, de trois par niveau d'expertise, associé aux écarts types importants, ne permettent pas de réaliser une analyse statistique dans de bonnes conditions de fiabilité, mais l'agrégation des résultats permet cependant de dégager des tendances quant à la caractérisation de la pratique des enseignants de ces 3 stades et quant à l'impact sur les niveaux d'engagement moteur des élèves avec et sans handicap.

Ainsi, les enseignants en insertion ne font pas pratiquer les élèves en situation de handicap dans leurs cours avec les élèves ordinaires, ou alors de manière très partielle, au cours de tâches très sécurisées, sans confrontation directe avec les élèves ordinaires. Cette modalité de pratique confond l'EPS avec la rééducation psychomotrice ou la kinésithérapie qui entrave l'inclusion de l'élève en situation de handicap en ne lui permettant pas d'accéder à la pratique d'activités physiques

socialement reconnues [7]. Les élèves en situation de handicap sont essentiellement cantonnés à tenir des rôles périphériques à la pratique physique tels que l'arbitrage, l'observation ou l'aide à l'enseignant [8].

Les enseignants en intégration modifient fortement les situations en réduisant les exigences des tâches, pas seulement pour les élèves en situation de handicap, mais pour l'ensemble des élèves. Par conséquent, l'objectif prioritaire des enseignants de ce niveau ne semble pas être l'apprentissage moteur (réussite importante et rapide) en tant que tel, mais plutôt de créer un climat de classe positif nécessaire à la coopération entre élèves (avec et sans handicap). Or, ces enseignants peu expérimentés avec les élèves en situation de handicap attribuent une fragilité excessive et simplifient trop facilement les variables de la tâche [7] ; Tant et si bien que de nombreuses études montrent que les modifications importantes (simplifications des tâches, modifications de la nature de l'activité, du but du jeu ou ralentissement des actions) peuvent rapidement entraîner de l'insatisfaction, voire du ressentiment de la part des élèves ordinaires envers les élèves en situation de handicap (limitant de fait les relations sociales positives entre élèves [9]).

Les enseignants en scolarisation s'investissent pour que les élèves ordinaires et en situation de handicap puissent apprendre ensemble dans des situations d'apprentissage moteur exigeantes. Plus spécifiquement, les enseignants en scolarisation s'engagent à fournir (aux élèves avec et sans handicap) un temps de pratique effectif élevé et demande aux élèves un investissement physique important au sein de situations exigeantes. Pour atteindre ce niveau d'engagement moteur dans des situations exigeantes, les enseignants en scolarisation utilisent des stratégies de compensation permettant, sans modifier le niveau de difficulté des tâches et sans négliger les besoins spécifiques des élèves en situation de handicap, de viser des apprentissages exigeants et de faire travailler les élèves ensemble sur un objectif commun. Pour ce faire, un enseignant en scolarisation observé a développer la technique du tutorat réciproque par les pairs qui est un modèle d'apprentissage coopératif dans lequel un élève ordinaire apporte une assistance au camarade en situation de handicap (et inversement) afin qu'il puisse participer et apprendre en EPS. Dans cette forme de pratique, l'élève ordinaire et l'élève en situation de handicap sont à tour de rôle tuteur et « tutoré ». Le tuteur possède les critères concrets de réussite et les consignes de réalisations précises (démonstrations, techniques, retours correctifs, encouragements…). Cette double responsabilisation dans le tutorat réciproque semble intéressante et permet d'augmenter les interactions sociales positives et structurées entre élèves [10], tout en permettant d'augmenter le niveau d'intensité et d'apprentissage des élèves en situation de handicap [11] [12], mais aussi des élèves tuteurs ordinaires eux-mêmes [13] [14]. En effet, les tuteurs (y compris les élèves ordinaires) s'approprient plus facilement les attentes de l'enseignant et les critères efficaces de réalisation de la tâche lors de l'observation et du tutorat [15].

Une autre illustration issue de nos observations repose sur l'inclusion inversée (ou à l'envers). C'est une situation dans laquelle les élèves ordinaires sont intégrés dans une activité physique adaptée dans laquelle l'élève en situation de handicap est à l'aise [16]. Cette situation est rendue effective en « handicapant » les élèves ordinaires. Cette forme de pratique, en plus d'offrir des possibilités d'amplifier les interactions sociales entre les élèves avec et sans handicap [17], permet de viser l'apprentissage d'une motricité originale par le biais de la situation inversée. Qui plus est, l'enseignant promeut la compréhension et le respect de tous les élèves par la mise en pratique d'une forme d'empathie [18] et vise à construire, de ce fait, un climat de classe positif et ouvert sur la diversité des élèves. De plus, par cette inclusion inversée, l'enseignant offre une légitimité sociale à une pratique sportive identitaire (basket fauteuil, torball, cécifoot, tir à l'arc assis, boccia…) et permet de faire reconnaitre l'élève en situation de handicap comme un sportif à part entière.

REFERENCES

[1] Siedentop, D., Tousignant, M., & Parker, M. (1982). Academic learning time in physical education. Unpublished manual, Columbus: Ohio State University, School of Health, Physical Education, and Recreation.

[2] Surapiboonchai, K., Furney, S., Reardon, R., Eldridge, J. & Murray, T. (2012). SAM: A Tool for Measurement of Moderate to Vigorous Physical Activity (MVPA) in School Physical Education. International Journal of Exercise Science, 5(2).

[3] Combs, S., Elliott, S., & Whipple, K. (2010). Elementary physical education teachers' attitudes towards the inclusion of children with special needs: A qualitative investigation. International Journal of Special Education, 25(1), 114-125.

[4] Genolini JP., & Tournebize A. (2010). Scolarisation des élèves en situation de handicap physique Les représentations professionnelles des enseignants d'éducation physique et sportive. STAPS, 88, 25-42.

[5] Tant, M. (2014). Thèse de doctorat. Inclusion en Education Physique et Sportive des élèves en situtaion de handicap. Mise en évidence d'un système inclusif en trois stades distincts chez les enseignants d'EPS français. 20 janvier 2014.

[6] Tant, M., Watelain, E., Carnel, B., & Watté, S. (2013). L'analyse des textes sur l'inclusion scolaire (depuis 1975) permet-elle de modéliser une évolution théorique du processus intégratif des élèves en situation de handicap à l'école et en EPS? *eJRIEPS, 29*, 59-93.

[7] Garel, J.P. (2003). La scolarisation des enfants et des adolescents en situation de handicap. Revue EPS, 300, 25-28.

[8] Blinde, E.M., & McCallister, S.G. (1998). Listening to the voices of students with physical disabilities. Journal of Physical Education, Recreation and Dance, 69, 64-68.

[9] Block, M.E. (2007). A teachers' guide to including students with disabilities in general physical education (3rd ed.). Baltimore: Paul H. Brookes, 397p.

[10] Lieberman, L.J., Houston-Wilson, C. (2009). Strategies for Inclusion (2nd ed). Champaign, IL: Human Kinetics, 212p.

[11] Houston-Wilson, C., Dunn, J.M., van der Mars, H., & McCubbin, J. (1997). The effect of peer tutors on the motor performance in integrated physical education classes. Adapted Physical Activity Quarterly, 14, 298-313.

[12] Wiskochil, B., Lieberman, L., Houston-Wilson, C., & Petersen, S. (2007). The effects of trained peer tutors on the physical education of children who are visually impaired. Journal of Visual Impairment & Blindness, 101, 339-350.

[13] Ensergueix, P. & Lafont, L. (2007). Formation au Managérat Réciproque en tennis de table chez des élèves de 14-15 ans : tentative de modélisation et mesure des effets. eJRIEPS, 12, 51-67.

[14] Lieberman, L.J., Dunn, J.M., van der Mars, H., & McCubbin, J. (2000). Peer tutors' effects on activity levels of deaf students in inclusive elementary physical education. Adapted Physical Activity Quarterly, 17, 20-39.

[15] Ernst, M., & Byra, M. (1998). Pairing learners in the reciprocal style of teaching: Influence on student skill, knowledge, and socialization. The Physical Educator, 55, 24-37.

[16] Rafferty, Y., Boettcher, C., & Griffin, K. (2001). Benefits and risks of reverse inclusion for preschooIers with and without disabilities: Parents' perspectives. Journal of Early Intervention, 24, 266-286.

[17] Schoger, K.D. (2006). Reverse inclusion: Providing peer social interaction opportunities to students placed in self-contained special education classrooms. Teaching exceptional children plus, 2.

[18] Hardin, B. & Hardin, M. (2002). Into the mainstream: Practical strategies for teaching in inclusive environments. The Clearing House, 74, 175-178.

Session spéciale DEFISENS

Les technologies d'assistance pour la qualité de vie et l'autonomie des déficients visuels (tavis) : Structuration d'une recherche collaborative sur projets,

C. Jouffrais, C. Griet, B. Oriola, P. Truillet, M. Raynal, A. Serpa, M. J. M. Macé

LES TECHNOLOGIES D'ASSISTANCE POUR LA QUALITE DE VIE ET L'AUTONOMIE DES DEFICIENTS VISUELS (TAVIS)

Structuration d'une recherche collaborative

C. Jouffrais[1], C. Griet[2], B. Oriola[1], P. Truillet[1], M. Raynal[1], A. Serpa[1], M. J.-M. Macé[1]

1-CNRS & Univ. of Toulouse
IRIT, UMR5505
Toulouse, France
{lastname}@irit.fr

2- CESDV-IJA
Toulouse, France
c.griet@ijatoulouse.org

***Abstract*—Le nombre de personnes déficientes visuelles est évalué à 285 millions dans le monde. L'analyse des limitations d'activité et restrictions de participation de ces personnes montre que les nouvelles technologies interactives peuvent apporter des réponses pertinentes pour améliorer leur autonomie. Depuis une décennie, nous avons lancé un ensemble de recherches fondamentales et appliquées permettant de concevoir des dispositifs d'assistance pour les déficients visuels. Les différents domaines concernés sont l'orientation et la mobilité, l'accessibilité des documents (cartes géographiques), l'accessibilité des dispositifs mobiles (smartphones ou tablettes) ou la simulation de la vision prothétique (implant rétinien ou cortical). Afin de travailler de façon pérenne sur la conception de nouvelles technologies d'assistance avec les déficients visuels mais aussi les formateurs et enseignants spécialisés, nous avons créé un laboratoire de recherche commun avec un Centre d'Education Spécialisé pour Déficients Visuels.**

Keywords—non-voyants, malvoyants, nouvelles technologies, cognition, interaction non-visuelle, interaction homme-machine, interface cervau-machine.

I. INTRODUCTION

En 2013, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) estime à environ 285 millions le nombre de personnes qui présentent une déficience visuelle[1]. 39 millions d'entre elles sont aveugles et 82% de ces aveugles sont âgés de 50 ans et plus. Un rapport de l'Institut National Canadiens des Aveugles[1] montre clairement que les personnes déficientes visuelles ont des besoins d'inclusion et d'autonomie identifiés mais non contentés, et qu'ils sont disposés à utiliser des technologies d'assistance pour y parvenir. La recherche en technologies d'assistance pour les déficients visuels représente donc des enjeux sociétaux et économiques importants, qui répondent à une attente des personnes déficientes visuelles.

Depuis 2005, nous menons à Toulouse un ensemble de recherches collaboratives et pluridisciplinaires ayant pour objectif de développer les connaissances sur les technologies d'assistance pour les déficients visuels. Ces recherches impliquent bien évidemment les utilisateurs de ces technologies – les déficients visuels – mais aussi les enseignants et formateurs spécialisés, ainsi que les industriels susceptibles de transférer certaines de ces recherches sur le marché.

Le projet TAVIS, subventionné par le programme DEFISENS du CNRS avait pour objectif de consolider, de façon pérenne, le travail collaboratif entre ces différents partenaires. Dans ce papier de synthèse, nous décrivons rapidement les divers projets de recherche en cours au moment du programme DEFISENS, ainsi que la création du laboratoire commun entre l'IRIT (Institut de Recherche en Informatique de Toulouse) et le CESDV-IJA (Centre d'Education Spécialisée pour les Déficients Visuels - Institut des Jeunes Aveugles de Toulouse).

II. EXEMPLES DE PROJETS DE RECHERCHE COLLABORATIVE

A. *NAVIG: Navigation Assistée par VIsion embarquée et GNSS*

Le projet NAVIG (http://navig.irit.fr) est un projet multidisciplinaire, à la fois fondamental et appliqué, qui a pour objectif d'augmenter l'autonomie des non-voyants et malvoyants dans une action primordiale, identifiée comme particulièrement problématique: la navigation piétonne (atteindre une destination dans un espace lointain, en évitant les obstacles).

Ce projet, labellisé par le pôle mondial Aerospace Valley en 2008, réunissait un consortium de trois laboratoires de recherche spécialisés en interaction homme-système et technologies d'assistance pour les personnes en situation de handicap (IRIT-ELIPSE), en vision humaine (CerCo), et en perception auditive et design sonore (LIMSI) , ainsi que deux PME toulousaines actives dans les domaines de la vision artificielle (SpikeNet Technology) et de la géolocalisation (NAVOCAP). Le consortium était complété par un centre d'éducation spécialisée pour déficients visuels (CESDV - Institut des Jeunes Aveugles). Ces partenaires se sont associés dans ce projet de recherche pour parvenir à plusieurs objectifs fondamentaux et appliqués complémentaires.

[1] http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/fr/

Le projet a abouti à la conception et l'évaluation d'un prototype de laboratoire (voir Fig. 1). Il a permis de faire des progrès significatifs dans des domaines variés appartenant aux sciences cognitives (représentations spatiales chez les déficients visuels, perception auditive 3D, modélisation de la vision), et à l'IHM (interaction non-visuelle, interaction en mobilité, technologie d'assistance) (voir [2], [3]). Ces objectifs de recherche fondamentale formulés par les laboratoires étaient accompagnés de la volonté d'augmenter l'expertise et la compétitivité des deux PME participantes, notamment en aboutissant à des innovations en vision artificielle embarquée, en géolocalisation du piéton et en technologies de guidage pour les déficients visuels. Ces innovations ont été appliquées dans les domaines des technologies d'assistance pour les déficients visuels évidemment (ANGEO de NAVOCAP, Toulouse), mais aussi dans des domaines d'activité différents (navigation autonome de véhicules intelligents, navigation pour piétons, robotique, etc.).

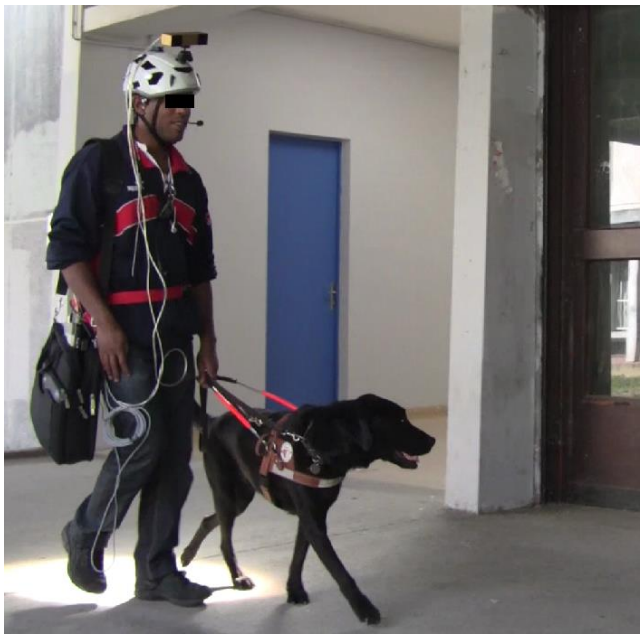


Fig. 1. Prototype de laboratoire du dispositif NAVIG incluant un GPS, des centrales inertielles, des caméras embarquées, ainsi qu'une interface utilisateur adaptée aux déficients visuels (reconnaisance de parole et synthèse de parole ou de sons 3D par conduction osseuse). Le guidage et la description de l'espace sont réalisés en augmentant l'environnement avec du texte et/ou des sons spatialisés.

Dans ce projet, il est apparu que la vision embarquée permettait d'améliorer l'accessibilité de l'environnement en améliorant le positionnement global du piéton mais aussi en identifiant des objets connus comme le mobilier urbain ou des distributeurs de monnaie, etc. Il est important de noter que cette fonction d'identification d'objets peut aussi être utilisée dans un contexte différent, l'identification et la localisation d'objets 'personnels'. Par exemple, nous avons demandé à des non-voyants de réaliser une tâche de classement de billets en Euro selon leur valeur. Le système de vision embarqué a permis de réaliser cette tâche très rapidement, avec une bonne précision et une grande satisfaction [4]. Cette convergence de fonctions est très appréciée par les utilisateurs puisqu'elle permet de diminuer le nombre de dispositifs emportés.

B. Les Cartes Interactives Multimodales

Comme nous l'avons précisé précédemment, l'orientation et la mobilité sont probablement les défis les plus importants pour les personnes déficientes visuelles. Même si les systèmes d'assistance à la navigation représentent des aides précieuses, nous avons observé que très peu de déficients visuels sont suffisamment confiants pour réaliser un trajet nouveau en autonomie. Les cartes géographiques accessibles sont un des moyens permettant de leur fournir des connaissances spatiales sur un environnement inconnu, réduisant ainsi l'appréhension liée à un trajet nouveau. Depuis quelques décennies, les cartes en relief réalisées avec des procédés thermiques ou mécaniques, ont été utilisées pour rendre l'information géographique accessible. Cependant ces cartes physiques sont difficiles à réaliser (il faut maîtriser les règles de transcription), peu diffusées, et présentent des limitations importantes concernant le contenu et la présentation des informations. En effet elles ne peuvent contenir que peu de figurés, les légendes en Braille prennent beaucoup de place, la zone affichée n'est pas dynamique, etc.

Les progrès technologiques récents simplifient la conception de cartes interactives accessibles qui permettraient de surmonter ces limitations. Les projets actuels reposent sur la construction de systèmes dédiés (voir par exemple le 'Perkins Talking tactile campus') ou sur l'ajout de cartes en relief sur des surfaces tactiles (voir par exemple le projet Abaplans). Dans ce dernier type de système, les reliefs de la carte permettent de discriminer les figurés et les légendes (Fig. 2A). Des informations supplémentaires peuvent être obtenues en cliquant sur la carte papier - à condition que la surface tactile soit compatible (voir [5] pour revue).

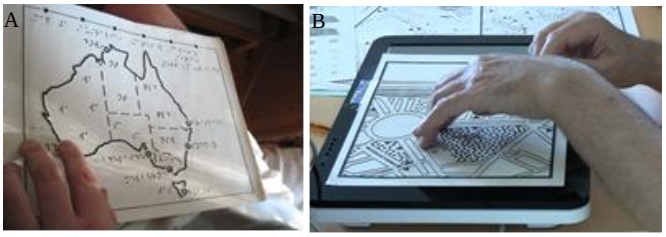


Fig. 2. A. Exemple de carte géographique en relief obtenue avec une technique de thermogonflage. Seuls quelques contours et légendes apparaissent pour assurer la lisibilité de la carte. B. Prototype de carte interactive multimodale. La carte en relief est placée sur une surface tactile multitouch. L'utilisateur peut explorer la carte et obtenir des informations supplémentaires sur les parties interactives

Nous avons conçu et évalué un prototype de cartes interactives multimodales (voir Fig. 2B et [6]). Avec ce prototype, nous avons notamment pu montrer que l'utilisabilité des cartes interactives est supérieure à l'utilisabilité des cartes en relief traditionnelles. De façon plus importante encore, nos évaluations montrent que, bien que dépendants des utilisateurs, certains types d'apprentissage spatial sont renforcés par l'utilisation de cartes interactives. Pour finir, la satisfaction liée à l'exploration des cartes était aussi renforcée chez les utilisateurs (voir [7]). Ces résultats montrent que l'interactivité est prometteuse pour améliorer l'ergonomie et l'accessibilité des cartes géographiques pour les déficients visuels. Elle est aussi prometteuse pour renforcer les usages des cartes, voire en développer de nouveaux. Nous savons par exemple aujourd'hui

qu'il est possible de concevoir des interactions gestuelles et non-visuelles qui rendent certaines tâches spatiales – comme la récupération des distances et des directions ou l'apprentissage d'itinéraire – tout à fait accessibles pour les déficients visuels. Pour conclure cette section, nous précisons que bien que ces recherches soient actuellement focalisées sur les cartes, elles peuvent s'appliquer à l'exploration de tous types de contenus graphiques. De plus, une autre thématique de recherche intéressante nous est apparue : l'exploration collaborative sur des surfaces tactiles. Nous avons d'ailleurs lancé un ensemble d'actions prospectives autour de l'usage de grandes surfaces tactiles et tangibles pour plusieurs utilisateurs.

C. Saisie de texte sur dispositif mobile à écran tactile

On peut constater depuis quelques années une forte augmentation de toutes sortes de dispositifs à écran tactile (tablettes et smartphones mais aussi montres ou lunettes connectées, etc.). Ceux-ci ont été équipés avec de nombreux capteurs et moyens de communication (WiFi, GPS, etc.) et doivent s'appuyer sur de nouvelles techniques d'interactions. Ils évoluent vers des objets connectés, destinés à échanger des messages textuels courts (SMS) mais aussi à se connecter sur l'Internet et les réseaux sociaux. En conséquence, la saisie de texte sur de tels dispositifs est devenue une tâche critique, réalisée principalement sur des écrans tactiles. Les écrans tactiles permettent une grande flexibilité pour concevoir des interfaces dynamiques telles que des claviers logiciels. Ces surfaces tactiles génèrent par contre des problèmes d'accessibilité pour les déficients visuels puisqu'elles ne présentent aucun indice tactile permettant de localiser les touches.

Nous avons entamé un travail de recherche permettant d'améliorer l'interaction des déficients visuels avec ces dispositifs tactiles. Notre première action avait pour objectif d'améliorer la saisie de texte. Nous avons conçu un clavier « déductif » reposant sur la connaissance préalable, par l'utilisateur, d'une disposition de touches (par exemple AZERTY en France, voir Fig. 3). Le clavier proposé apparaît sur la totalité de l'écran du téléphone, ce qui évite d'appeler des fonctions ou des menus par inadvertance. La fonction « déductive » du clavier consiste à calculer le mot le plus probable en fonctions du nombre et de la position des touchers sur l'écran. L'évaluation de ce clavier avec des utilisateurs non-voyants a fait apparaître une augmentation de la vitesse et de la précision de saisie, notamment pour les mots longs (supérieurs à quatre lettres, voir [8]).

Ces travaux sur l'accessibilité des dispositifs mobiles à écran tactile sont très récents au sein du laboratoire commun et méritent d'être étendus. Les déficients visuels sont de plus en plus nombreux à s'équiper de smartphones ou de tablettes. Ces équipements, remplissent un grand nombre de fonctions auparavant réparties entre plusieurs dispositifs (téléphone mais aussi agenda, détection d'une lumière, de couleurs, identification d'objets [9], de loupe, etc.) ; ce qui en fait une solution moins coûteuse et plus confortable. Les besoins en accessibilité de ces dispositifs sont donc très importants.



Fig. 3. : Illustration du fonctionnement du clavier DUCK (la version évaluée par les utilisateurs déficients visuels était invisible à l'écran). L'utilisateur doit taper les 5 lettres du mot « hello » sans se soucier des positions précises des touches. L'algorithme calcule alors des scores de proximité avec des mots du dictionnaire. Ici, il apparaît que la saisie est plus proche du mot 'HELLO' que du mot 'HELLS'. Le mot 'HELLO' sera proposé en premier. L'utilisateur pourra le valider ou passer au second choix avec une interaction gestuelle (par exemple double tap ou balayage respectivement).

D. Simulations de neuroprothèses visuelles

Parallèlement à ces travaux sur les technologies d'assistance à court et moyen terme, nous développons des recherches à plus long terme pour améliorer l'utilisabilité des neuroprothèses visuelles. Les premières prothèses disponibles, comme les implants rétiniens fabriqués et testés depuis quelques années par la société Second Sight [10], ont une résolution très limitée. La matrice d'électrode implantée, qui permet de percevoir une soixantaine de taches blanches, ne permet pas de restaurer les fonctions classiquement dévolues à la vision (reconnaissance d'objet, lecture, orientation, etc.) et les bienfaits pour les non-voyants implantés sont très faibles.

Pour réellement améliorer la qualité de vie des personnes implantées, nous avançons l'idée que les implants disponibles actuellement - c'est à dire à basse résolution - nécessitent d'être couplés à des systèmes de vision par machine. En s'appuyant sur des algorithmes qui permettent de reconnaitre des objets et des personnes [11], ou de détecter la présence de texte dans l'image d'une caméra [12], il est possible de simplifier à l'extrême l'information affichée via l'implant pour n'en garder que l'essentiel. Nous montrons dans des expériences de simulation de neuroprothèse visuelle qu'il est possible de restaurer des fonctions visuelles primordiales grâce à cette approche et ce malgré la résolution très faible des implants actuellement disponibles (Fig. 4).

III. CREATION D'UN LABORATOIRE COMMUN IRIT-IJA, LE LACII

Ces différents projets ont des durées de vie liées à leurs modes de financement par les agences de moyen (par exemple l'ANR), les établissements, les collectivités locales, etc. Ces durées ne dépassent généralement pas 4-5 ans après lesquels le

consortium se dissout. Les partenaires partent alors de façon isolée ou fragmentée vers de nouveaux projets. Par conséquent, certaines recherches ne sont ni poursuivies, ni transférées vers l'industrie.



Fig. 4. : Expérience de simulation de neuroprothèse visuelle. Le casque de réalité virtuelle affiche la scène visuelle telle qu'elle serait perçue par une personne non-voyante implantée avec une neuroprothèse visuelle (image en haut à droite). La tâche à effectuer consiste ici à saisir un objet précis sur la table.

A l'IRIT, nous voulions ancrer notre recherche dans la durée, au plus près des besoins des déficients visuels et des compétences des enseignants et formateurs spécialisés. Après plusieurs réflexions, nous avons choisi de bâtir un « laboratoire de recherche commun » avec le CESD-IJA. Le LACII (Laboratoire Commun IRIT-IJA) existe sous la forme d'une convention passée entre les tutelles de l'IRIT (CNRS, Universités de Toulouse, INPT) et le CESDV-IJA.

Le LACII s'est donné plusieurs objectifs de recherche fondamentale et appliquée mais aussi de transfert vers l'industrie. La proximité des chercheurs et des enseignants spécialisés permet de bien comprendre les limitations d'activité et les restrictions de participations des déficients visuels, mais aussi de définir leurs besoins et ceux de leurs formateurs. Ces analyses permettent alors de sélectionner quelques grands défis en matière de technologies d'assistance. Evidemment, ces technologies doivent permettre aux utilisateurs de devenir plus autonomes dans leur vie quotidienne en facilitant des tâches spécifiques, mais aussi en leur permettant de mieux percevoir et comprendre leur environnement. Par exemple, même si l'assistance à la navigation est très utile pour faciliter les déplacements, il est aussi très utile, de notre point de vue, de comprendre l'environnement parcouru. Riche de toutes ces réflexions, le LACII est un outil permettant d'anticiper les réponses aux appels à projets régionaux, nationaux et européens de recherche et de transfert technologique.

La conception de nouvelles technologies repose sur la participation des utilisateurs finaux dans toutes les phases du processus [13]. Malheureusement les techniques classiques s'appuient en général sur des images et des vidéos, et ne sont pas adaptées à une conception avec des utilisateurs déficients visuels. Le LACII est un lieu permettant de faciliter la conception et l'expérimentation avec les déficients visuels. Progressivement, les méthodes sont adaptées [14] et plusieurs plates-formes d'expérimentation en psychologie et en évaluation de technologies ont été développées.

Le LACII a aussi pour objectif de réfléchir au transfert de technologie vers les industriels. La première étape consiste donc à les sensibiliser au développement et à la mise sur le marché de ces nouvelles technologies. Cependant, nous savons que ces marchés sont très spécifiques et ne tolèrent pas forcément bien les modèles économiques 'classiques'. Au sein de groupes de travail incluant des entrepreneurs, nous réfléchissons à de nouveaux modèles économiques, incluant le logiciel libre et les données ouvertes (open data), qui pourraient mieux convenir. Les collectivités locales et les pôles d'excellence sont évidemment conviés à cette réflexion.

Pour finir, il nous est apparu qu'en dehors de la création récente de l'Institut de la Vision, les initiatives en termes de recherche et développement sur la suppléance visuelle en France étaient plutôt isolées, dans le temps et sur le territoire, avec des consortiums souvent incomplets. Nous avons la volonté de participer à l'effort de structuration de la recherche française autour de la déficience et de la suppléance visuelles. Pour ce faire, nous nous sommes fixés l'objectif d'établir un état des lieux concernant les travaux de recherches mais aussi les pratiques d'enseignement, d'éducation ou de compensation incluant les nouvelles technologies. A moyen terme, nous envisageons de rassembler les différents acteurs impliqués autour d'ateliers et de conférences nationaux et internationaux.

IV. Conclusions

Il apparaît que les besoins des déficients visuels sont nombreux et que les projets collaboratifs de conception de nouvelles technologies permettent de répondre à un certain nombre d'entre eux. Pour être pertinents, ces projets doivent impliquer des chercheurs mais aussi les formateurs et enseignants spécialisés, ainsi que les déficients visuels eux-mêmes. Evidemment le transfert vers l'industrie est plus évident si les entreprises sont aussi partenaires de ces projets. Malheureusement, ces projets sont financés pour des durées courtes et non renouvelables. Ce mode de financement de la recherche favorise la dispersion des savoirs et des compétences. A Toulouse, nous avons créé un laboratoire commun autour de deux acteurs importants que sont la recherche académique et un centre de formation spécialisé pour les déficients visuels. Notre objectif est de stabiliser un pôle de recherche fondamentale et appliquée autour des technologies d'assistance pour les déficients visuels, sur lequel peuvent se greffer de nombreux partenariats académiques ou industriels.

Remerciements

Nos remerciements vont avant tout vers les personnels du CESDV-IJA. Leur enthousiasme et leur disponibilité sont précieux pour conduire ces recherches. Nous remercions aussi évidemment tous les déficients visuels qui ont participé aux séances de conception ou d'évaluation. Enfin nous remercions tous les partenaires académiques et industriels des projets cités ici, ainsi que les financeurs (dont le CNRS par le programme DEFISENS).

RÉFÉRENCES

[1] H. Simson, D. Gold, and B. Zuvela, "Inégalité des chances: Rapport sur les besoins des personnes aveugles ou handicapées visuelles vivant au Canada." p. -, 2005.

[2] B. F. G. Katz, F. Dramas, G. Parseihian, O. Gutierrez, S. Kammoun, A. Brilhault, L. Brunet, M. Gallay, B. Oriola, M. Auvray, P. Truillet, S. J. Thorpe, and C. Jouffrais, "NAVIG: Guidance system for the visually impaired using virtual augmented reality.," *Technol. Disabil.*, vol. 24, no. 2, pp. 1–16, 2012.

[3] B. F. G. Katz, S. Kammoun, G. Parseihian, O. Gutierrez, A. Brilhault, M. Auvray, P. Truillet, M. Denis, S. Thorpe, and C. Jouffrais, "NAVIG: augmented reality guidance system for the visually impaired," *Virtual Real.*, vol. online fir, Jun. 2012.

[4] R. Parlouar, F. Dramas, M. J.-M. Macé, and C. Jouffrais, "Assistive device for the blind based on object recognition.," in *Proceedings of the 11th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility - ASSETS '09*, 2009, pp. 227–228.

[5] A. Brock, B. Oriola, P. Truillet, C. Jouffrais, and D. Picard, "Map design for visually impaired people: past, present, and future research," in *MEI*, vol. 36, no. Handicap et Communication, B. Darras and D. Valente, Eds. l'Harmattan, 2013, pp. 117–129.

[6] A. Brock, P. Truillet, B. Oriola, D. Picard, and C. Jouffrais, "Design and user satisfaction of interactive maps for visually impaired people.," in *ICCHP 2012. LNCS, vol. 7383*, 2012, pp. 544–551.

[7] A. M. Brock, "Interactive Maps for Visually Impaired People: Design, Usability and Spatial Cognition," Université Toulouse 3 Paul Sabatier, 2013.

[8] P. Roussille, M. Raynal, S. Kammoun, E. Dubois, and C. Jouffrais, "DUCK : a deDUCtive Keyboard," in *MOBACC'13*, 2013, p. 5.

[9] J. P. Bigham, S. White, T. Yeh, C. Jayant, H. Ji, G. Little, A. Miller, R. C. Miller, R. Miller, A. Tatarowicz, and B. White, "VizWiz: Nearly real-time answers to visual questions.," in *Proceedings of the 23nd annual ACM symposium on User interface software and technology - UIST '10*, 2010, pp. 333–342.

[10] L. Mertz, "Sight restoration comes into focus: versions of visual prostheses.," *IEEE Pulse*, vol. 3, no. 5, pp. 10–6, Sep. 2012.

[11] G. Denis, C. Jouffrais, V. Vergnieux, and M. J.-M. Macé, "Human faces detection and localization with simulated prosthetic vision.," in *Proceedings of the 2013 Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI 2013)*, 2013, p. in press.

[12] C. Merino-Gracia, K. Lenc, and M. Mirmehdi, "A head-mounted device for recognizing text in natural scenes.," in *CBDAR 2011*, 2012, pp. 29–41.

[13] D. A. Norman and S. W. Draper, *User centered system design; New perspectives on Human-Computer Interaction.* 1986.

[14] A. Brock, J.-L. Vinot, B. Oriola, S. Kammoun, P. Truillet, and C. Jouffrais, "Méthodes et outils de conception participative avec des utilisateurs non-voyants," in *IHM'10 - Proceedings of the 22nd French-speaking conference on Human-computer interaction*, 2010, pp. 65 – 72.

COSTaM : vers la Conception d'Outils pour une Stimulation Tactile Maîtrisée,

M.A. Bueno, M. Crest, G. Monteil,, Y. Berthier, B. Lemaire-Semail, F. Massi, A. Vinter, J.M. Aimonetti, L. Carpentier, P.H. Cornuault, F. Giraud, B. Camillieri, E. Ribot-Ciscar, A. Witt, E. Gentaz, S. Mith

COSTaM : vers la Conception d'Outils pour une Stimulation Tactile Maîtrisée

Marie-Ange BUENO[1], Marcel CREST[2], MONTEIL Guy[3], BERTHIER Yves[4], LEMAIRE-SEMAIL Betty[5], MASSI Francesco[6], VINTER Annie[7], AIMONETTI Jean-Marc[8], CARPENTIER Luc[3], CORNUAULT Pierre-Henri[3], GIRAUD Frédéric[5], CAMILLIERI Brigitte[1], RIBOT-CISCAR Edith[8], WITT Arnaud[7], GENTAZ Edouard[9], MITH Setha[10]

[1]LPMT (EA 4365), Université de Haute Alsace, ENSISA, Mulhouse, France
[2]CRN2M (UMR CNRS 7286), Aix-Marseille Université, Marseille, France
[3]Institut FEMTO-ST (UMR CNRS 6174), ENSMM, Besançon, France
[4]LaMCoS (UMR CNRS 5259), INSA-Lyon, Lyon, France
[5]IRCICA (USR CNRS 3380) / L2EP (EA 2697), Université de Lille 1, Lille, France
[6]DIMA, Université de Rome « La Sapienza », Rome, Italie
[7]LEAD (UMR CNRS 5022), Université de Bourgogne, Dijon, France
[8]LNIA (UMR CNRS 7260), Aix-Marseille Université, Marseille, France
[9]LPNC (UMR 5105 CNRS), Université Pierre-Mendès France, Grenoble, France
[10]ExpertiSens, Spin-off, Besançon, France

***Résumé*— La détection des déficiences tactiles est actuellement basée sur des tests basiques qui ne permettent pas d'identifier l'origine de ces déficiences. Le programme COSTaM vise à concevoir des outils de mesure de la performance tactile, afin d'élaborer des méthodes de détection et de rééducation des déficits utilisant des tests de nouvelle génération. L'étape indispensable consiste à étudier la réponse du sujet sain à des textures complexes. Des textures, représentant différents gradients des trois descripteurs fondamentaux (relief, bloquant et fibreux), sont présentées à des sujets sains. Les réponses sont alors analysées par des techniques différentes : la discrimination perceptive du sujet, la réponse tribologique et vibratoire du doigt frottant et la réponse individuelle des mécanorécepteurs cutanés. La conception d'un outil de stimulation tactile permettant de simuler une partie ou l'ensemble des textures choisies est en cours. Cette étape se base sur un stimulateur tactile à modification du frottement entre la peau et la surface. Les résultats devraient permettre de concevoir un dispositif adapté à la rééducation, impliquant la simulation de textures variées et la possibilité pour le praticien d'implémenter un protocole de rééducation propre à chaque patient**

Mots-clés—déficience, tactile, stimulateur tactile, psychologie cognitive, doigt, toucher, microneurographie, mécanorecepteurs tribologie.

I. Introduction

Du fait de l'augmentation importante de l'espérance de vie, la population française vieillit. La population des plus de 60 ans va augmenter encore fortement jusqu'en 2035 et représentera 31 % de la population, contre 22% aujourd'hui (source INSEE) [1]. Le vieillissement est une cause de déficience tactile du fait d'une dégénérescence neuronale, phénomène normal lié à l'avancée en âge et débutant dès 25 ans. De plus, une diminution de la sensibilité tactile peut apparaître avec certaines pathologies liées à un diabète, aux troubles musculo-squelettiques, suite à un AVC...

Par ailleurs, les cas d'accidents vasculaires cérébraux (AVC) augmentent du fait du vieillissement de la population et d'un manque d'hygiène de vie. On compte environ 130 000 nouveaux cas d'AVC par an [2]. Les séquelles des AVC sont diverses et de gravités variables mais une déficience tactile plus ou moins prononcée est presque toujours présente. Lorsqu'elle est trop prononcée, elle n'entre pas dans le cadre de ce projet. Les personnes traitées pour un diabète de type 2 (non insulinodépendant) et 1 (insulinodépendant) représentent plus 4,4% de la population française (chiffres 2009) contre 2,6% en 2000 [3]. Le diabète est la cause de neuropathies (affection du système nerveux) commençant par les membres inférieurs. Les accidents de la main, au nombre 1 400 000 par an, représentent 15% de l'ensemble des accidents de la vie courante et 38% des accidents du travail [4]. Ils sont la première cause d'accidents de travail avec arrêt. 40% des accidents de la main sont des plaies ou des amputations accompagnées souvent d'une atteinte nerveuse. Or, la section des nerfs est bien évidemment dommageable pour la sensation tactile. L'utilisation d'outils vibrants (marteau-piqueur, perceuse, ...) peut entraîner des troubles musculo-squelettiques (TMS) à l'origine de déficience tactile. Ils représentent plus de 80% des maladies professionnelles reconnues en France [5].

Même si le nombre total de personnes atteintes de déficience tactile est difficile à évaluer, les chiffres précédents montrent que ce nombre est actuellement croissant. Les conséquences sont des difficultés à ressentir et à distinguer des stimuli et une augmentation du temps de réaction qui entraînent une baisse des capacités à saisir et manipuler des objets, à différencier des textures, à écrire ou à se servir d'un clavier, des objets de la vie quotidienne… La déficience du toucher et la perte d'autonomie qui en résulte sont peu prises en compte et le nombre de personnes atteintes est mal connu.

Les moyens de mesure de la sensibilité tactile utilisés par les cliniciens sont rudimentaires. En effet, la détection des déficiences tactiles se limite à évaluer sur la peau le seuil de

pression, de douleur, la sensibilité vibratoire, la localisation d'un contact et la discrimination spatiale. Ces tests anciens restent basiques et ne permettent pas de détecter l'origine des déficiences. Une détection affinée permettrait la mise en place précoce d'une rééducation adaptée utilisant des tests de nouvelle génération. Un stimulateur tactile capable de reproduire des textures paramétrées au choix du médecin pourrait alors constituer un outil d'aide à la détection de perte d'acuité tactile, permettre un suivi efficace du patient sur un long laps de temps et en parallèle, contribuer à rééduquer, par une stimulation régulière et progressive le sens tactile défaillant. Il s'agit là de l'objectif du consortium COSTaM (programme Defisens, Mission pour l'Interdisciplinarité du CNRS). Deux axes complémentaires sont alors actuellement suivis : étudier la réponse du sujet dans un premier temps sain puis déficient, à des textures complexes et concevoir un stimulateur tactile capable de simuler des surfaces de textures variées et qui soit programmable par le praticien.

II. Protocole et expériences

A. Choix des textures et protocole

Des textures issues du référentiel tactile TouchFeel (ExpertiSens / FEMTO-ST) ont été retenues pour l'étude par l'ensemble du consortium. Ces textures représentent deux descripteurs tactiles communément identifiés comme fondamentaux dans l'espace de perception tactile (lisse-rugueux et glissant-bloquant) [6-8], ainsi que d'une dimension traduisant la présence d'une pilosité superficielle (fibreux). Différents gradients de ces descripteurs sont testés allant de 0 (faible) à 100 (fort). Ces différents gradients sont présentés par les partenaires du consortium COSTaM à des sujets sains. Sont alors mesurées et analysées suivant la discipline du partenaire : la discrimination perceptive, la réponse tribologique et vibratoire du doigt frottant, la réponse individuelle des mécanorécepteurs cutanés.

Le protocole suivi par les partenaires pour la présentation des plaquettes représentants les différents gradients des trois descripteurs choisis a été défini en commun et a consisté à fixer certaines conditions expérimentales qui ont été totalement ou partiellement respectées en fonction des types d'analyse : le doigt choisi est l'index, le type de lavage préalable des mains (gel hydroalcoolique), la force normale exercée sur le doigt (0,5 N), la vitesse de glissement (20 mm/s), la distance de glissement (40 mm), l'angle d'application du doigt sur la surface (25°).

B. Stimulateur tactile utilisé

Le stimulateur tactile STIMTAC [9] a été utilisé pour simuler les textures correspondant au descripteur glissant-bloquant en complément des textures matérielles. Le stimulateur tactile STIMTAC, constitué d'une plaque, type touchpad, stimule le doigt et par conséquent simule des textures par modulation du coefficient de frottement entre la plaque et le doigt. Cette modulation provient de la formation d'un film d'air, jouant le rôle de lubrifiant par effet squeeze film, qui apparaît lorsque la plaque est excitée en vibration. Le doigt ne perçoit rien tant qu'il ne se déplace pas. Aussi, afin de donner l'illusion que l'on touche une texture il est nécessaire de changer le frottement lorsque le doigt se déplace sur la plaque. Pour cela un dispositif instantané de mesure de la position du doigt est nécessaire. L'illusion de texture est alors créée par modification instantanée de l'amplitude de vibrations en fonction de la position du doigt sur la plaque (Fig. 1). Les textures simulées peuvent être par exemple des plaques rainurées [10] ou des surfaces complexes type textiles [11].

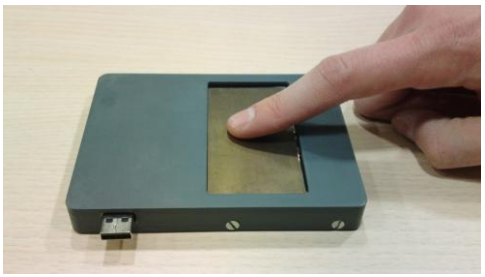


Fig. 1. Le stimulateur tactile STIMTAC.

C. Analyse psychophysique

Cette étude avait pour objectif de mesurer la sensibilité de l'index de la main dominante à différents gradients d'intensité (faible, peu faible, moyen, peu fort et fort) des mono-descripteurs du toucher tangentiel préalablement choisis lors d'une exploration active.

Un échantillon total de 24 adultes (F = 16, M = 8) a été testé dans cette expérience. Deux groupes d'âge ont été constitués : moins de 35 ans (n = 12; âge moyen = 28 ans 8 mois ; étendue: 22 à 35 ans) et plus de 35 ans (n = 12 ; âge moyen = 51 ans 3 mois ; étendue : 36 à 70 ans). Les participants étaient essentiellement droitiers (23 droitiers et 1 gaucher). Aucun d'entre eux ne présentait de déficits physiologiques ou cognitifs susceptibles d'altérer sa perception tactile ou d'affecter sa capacité de jugement. Le matériel était constitué de 14 plaquettes (4,5 x 4,5 cm) reproduisant 5 (4 pour *bloquant*) intensités (faible, peu faible, moyen, peu forte et forte) pour chacun des 3 descripteurs (*relief*, *fibreux* et *bloquant*). Après un entraînement à l'exploration type (exploration droite-gauche-droite, angle de 25°, 0,5 N de charge normale et vitesse 20mm/s), chaque sujet explorait un premier type de texture dans l'ordre d'intensité croissant. En phase test, chaque intensité était redonnée dans un ordre aléatoire et le sujet devait attribuer une note à chaque item à l'aide d'un référentiel visuel symbolisant le rang de l'item sur le gradient d'intensité de la texture testée. La procédure se répétait pour les trois types de texture. Le sujet remplissait ensuite un questionnaire renseignant son âge, son sexe, sa latéralité, sa profession, sa date de naissance ainsi que la date de passation. Le sujet estimait également sa sensibilité tactile ressentie sur une échelle de 0 à 3, 0 étant « pas sensible du tout », 1 « peu sensible », 2 « plutôt/assez sensible » et 3 « très sensible ». L'expérimentateur pratiquait ensuite une prise d'empreinte, selon les conditions d'exploration utilisées pendant la tâche, à l'aide d'un encreur.

Pour chaque sujet, chaque type de textures et chaque degré d'intensité, l'écart entre le rang du degré d'intensité et le

jugement émis par le sujet a été calculé. Les scores moyens ont ensuite été calculés à l'aide des valeurs absolues des scores obtenus pour une analyse quantitative des décalages de rang lors des jugements. Les valeurs relatives (positives et négatives) ont été utilisées pour une analyse qualitative destinée à observer d'éventuelles sur- ou sous-estimations d'intensité. Une ANOVA comprenant les facteurs inter-sujets Age (2) et Sexe (2) et le facteur intra-sujet Type de texture (3) a été menée sur le score de décalage de rang (absolu) moyen. Puis pour chaque type texture, une ANOVA comprenant les facteurs inter-sujets Age (2) et Sexe (2) et le facteur intra-sujet Intensité (4/5) a été conduite sur le score de décalage de rang (absolu) moyen. Des tests de Student ont ensuite permis de compléter l'analyse des décalages de rang, en fonction du Type de texture et de l'Intensité des items. Des corrélations de Pearson ont été calculées entre les différents indices recueillis auprès des sujets (taille d'empreinte, sensibilité) et les scores de décalage.

D. Analyse tribologique

Deux approches expérimentales de natures différentes ont été menées. L'une a pour objectif de corréler les caractéristiques des signaux de frottement à celles des textures frottées. La seconde recherche des corrélations entre les caractéristiques du doigt et les signaux de frottement.

1) Analyse fine des signaux tribologiques

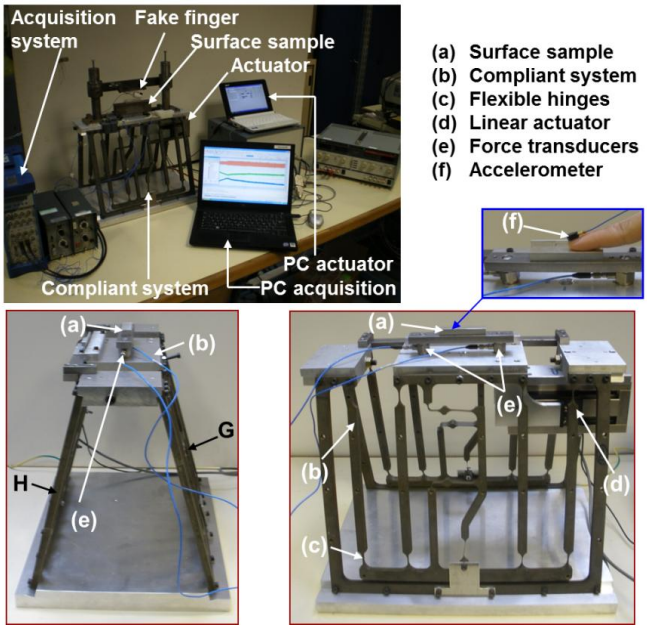


Fig. 2. Le tribomètre TRIBOTOUCH [12].

Cette approche porte sur le rôle dans la perception de surfaces de différentes propriétés du coefficient de frottement macroscopique et des vibrations induites lors du balayage de la pulpe du doigt. L'étude porte sur trois gradients d'intensité (faible, moyen et fort) des 3 mono-descripteurs du toucher tangentiel préalablement choisis, lors d'une exploration passive. Les plaquettes des descripteurs *bloquant*, *relief* sont isotropes et sont donc testées avec des doigts humains dans une seule direction ; seul le descripteur *fibreux*, anisotrope, est frotté suivant deux directions orthogonales. Les mesures ont été réalisées avec le tribomètre nommé TRIBOTOUCH [12] (Figure. 2). 3 sujets ont participé à cette étude.

L'accélération du doigt lors du frottement ainsi que les forces normale et tangentielle (force de frottement) sont enregistrées. Seule la partie de ces signaux correspondant à la plage pendant laquelle la vitesse de glissement est constante est traitée. Les spectres de fréquence des signaux d'accélération sont analysés. De plus, les valeurs moyennes des forces normale et tangentielle ainsi que leur écart-type pondéré (WSD) sont calculés. La moyenne quadratique (Root Mean Square) de l'accélération est également calculée.

2) Analyse fine du doigt frottant

La seconde étude porte sur le mono-descripteur *bloquant* pour deux gradients d'intensité (faible et fort). Non seulement, les plaquettes du référentiel Touchfeel ont été utilisés, mais également le stimulateur tactile STIMTAC qui a été programmé pour simuler ces deux surfaces.

Un échantillon total de 26 adultes (F = 13, M = 13) a été testé dans cette expérience. L'étendue est de 34 à 57 ans avec un âge moyen de 42 ans. L'index de la main droite a été utilisé pour les expériences. Aucun participant ne présentait de déficits physiologiques ou cognitifs susceptibles d'altérer sa perception tactile ou d'affecter sa capacité de jugement.

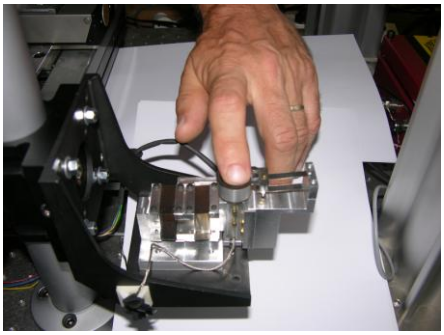


Fig. 3. Mesure de la rigidité du doigt par indentation.



Fig. 4. Mesure de la réponse tribologique du doigt lors du toucher du glissant-bloquant simulé par STIMTAC.

En complément des mesures de frottement du doigt sur les surfaces matérielles et virtuelles, des mesures ont été réalisées : mesure de la composition du film hydrolipidique

avant frottement par spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier (FTIR), des mesures de forme et rugosité du doigt, de rigidité du doigt par indentation. Les dispositifs d'indentation du doigt (Figure 3) et de mesure du frottement (Figure 4) ont été spécialement conçus pour cette étude à partir de dispositifs existants [13].

Le critère de frottement retenu ici correspond à la discrimination du frottement obtenu entre les gradients faible (0) et fort (90) du descripteur *bloquant* lors du frottement du doigt avec une surface matérielle (TouchFeel) ou virtuelle (STIMTAC). Il s'agit du contraste, COF_0 et COF_{90} étant les coefficients de frottement obtenus respectivement pour les gradients 0 et 90 :

$$Contraste = 1 - \frac{COF_0}{COF_{90}} \quad (1)$$

E. Microneurographie

La microneurographie est une technique électrophysiologique dévolue à enregistrer l'activité d'afférences sensorielles unitaires chez l'homme [14]. Elle a été introduite en 1968 par Vallbo et Hagbarth [15]. Cette technique consiste à insérer dans un nerf une microélectrode, dont la pointe fait 5 à 8 µm de diamètre, afin d'enregistrer une activité unitaire (l'activité d'une seule fibre nerveuse). En théorie, la microneurographie peut être utilisée sur n'importe quel nerf superficiel. En pratique, certains sites se prêtent mieux que d'autres aux expériences. Les enregistrements sont généralement réalisés soit sur le nerf sciatique au niveau du creux poplité, soit sur les nerfs ulnaire, médian ou radial, à quelques centimètres du poignet ou du coude, du côté proximal. Lorsque les expériences sont réalisées sur des humains, les sujets sont conscients et aucune intervention chirurgicale n'est pratiquée. Lorsque la pointe de la microélectrode est dans une fibre nerveuse, cette dernière doit être identifiée. Il faut d'abord déterminer, à l'aide d'un ou plusieurs tests, à quel type de récepteurs (intramusculaire, cutané, etc) l'unité est reliée. Ensuite, une identification plus fine est réalisée afin de déterminer si le mécanorécepteur concerné est à adaptation lente ou rapide et si son champ récepteur est réduit ou étendu. Ceci permet alors d'identifier le type de mécanorécepteur concerné.

III. Résultats

A. Discrimination perceptive

Les résultats obtenus par cette approche psycho-cognitive ont permis d'observer un effet du Type de texture, $F(2, 40) = 29.86$, $p < .01$, les capacités des sujets à juger les différentes intensités étant meilleures pour la texture *relief* (décalage absolu moyen = .19), puis pour la texture bloquante (.32), la texture fibreuse montrant davantage d'erreurs (.79). Les facteurs Age et Sexe ont montré une absence d'effet significatif, $F_s < 1$, tandis que le facteur Intensité est apparu significatif, $F(4, 80) = 7.19$, $p < .01$, indiquant une absence de décalage de rang moyen pour les valeurs d'intensité extrêmes 1 et 5, alors que les valeurs 2 et 4 obtenaient respectivement les scores de .22 et .31, et que la valeur d'intensité médiane obtenait le score le décalage de rang moyen le plus élevé (.44). On observait ainsi un pattern de résultats en forme de U inversé en fonction de l'Intensité pour le type de texture *Relief*, confirmé par un effet significatif de la tendance quadratique, $F(1, 20) = 14.2$, $p < .01$. Concernant le type de texture *Bloquant*, un effet très tendanciel du facteur Intensité était observé, $F(3, 60) = 2.21$, $p = .097$, ainsi qu'un effet d'interaction Age*Intensité juste significatif, $F(3, 60) = 2.67$, $p = .05$. L'effet tendanciel d'Intensité indiquait les décalages les plus faibles pour les deux valeurs d'intensités extrêmes 1 et 4, respectivement .19 et .25, tandis que les valeurs intermédiaires 2 et 3 obtenaient respectivement les scores .34 et .50. L'interaction Age*Intensité indiquait que le profil en U inversé observé était présent uniquement chez les jeunes adultes (1 = .19, 2 = .56; 3= .62; 4 = .12). Les mêmes analyses menées sur le type de texture *Fibreux* n'ont révélé aucun effet simple, $F_s < 1$, ou d'interaction significative, $F_s < 1$. Toutefois, l'analyse qualitative des décalages a permis d'observer des résultats pour la texture fibreuse inverses à ceux observés pour les autres textures. Les participants ont principalement surestimé l'intensité extrême inférieure et sous-estimé l'intensité extrême supérieure de la texture Fibreuse. Des tests de Student ont confirmé que seuls ces deux décalages moyens étaient significativement différents de zéro (valeur théorique attestant d'une absence moyenne de décalage), respectivement $t(23) = 3.84$, $p < .001$ et $t(23) = -5.36$, $p < .0001$). Par ailleurs, la faiblesse des corrélations de Pearson rapportées ne permet pas d'établir de relation d'interdépendance entre les indices empreinte et sensibilité ou entre ces indices et les performances à la tâche de jugement.

B. Réponse tribologique et vibratoire

1) Analyse fine des signaux tribologiques

L'objectif est de trouver des corrélations entre certains critères caractérisant les signaux tribologiques et vibratoires et les propriétés des textures testées.

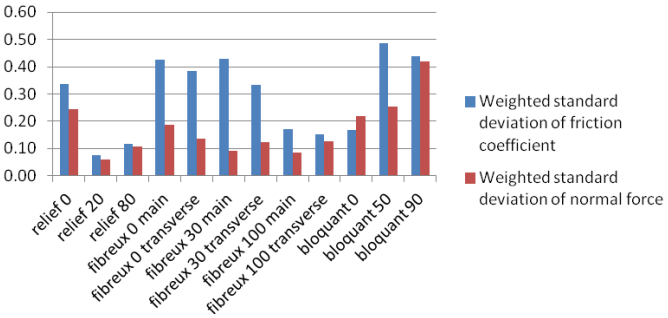


Fig. 5. Ecart-types normalisés du coefficient de frottement et de la force normale pour les descripteurs *relief* (gradients 0, 20, 80), *fibreux* (grad. 0, 30, 100) dans les directions principale et transversale, *bloquant* (grad. 0, 50, 90).

La valeur moyenne du coefficient de frottement donne des informations sur la résistance globale due au frottement, alors que l'écart-type normalisé (pondéré par la moyenne) et la moyenne quadratique de l'accélération donnent des informations sur la variation instantanée du frottement due à la

rugosité des surfaces en contact ou à des phénomènes de stick-slip provenant de l'adhésion.

Les figures 5 et 6 montrent, respectivement pour toutes les textures testées, l'écart-type normalisé du coefficient de frottement et de la force normale et la moyenne quadratique de l'accélération. Les textures *bloquant* montrent que lorsque le caractère bloquant augmente (de 0 à 90) les propriétés adhésives illustrées par le stick-slip (Figure 6) croissent également. Les résultats montrent également que l'écart-type normalisé de la force normale et la moyenne quadratique de l'accélération, suivent les mêmes tendances. Les résultats provenant du *relief* montrent une augmentation des critères entre 20 et 80 mais les résultats obtenus pour le gradient 0 indiquent que la rugosité n'est pas le seul critère caractérisé par ces mesures. Il en est de même pour le *fibreux*.

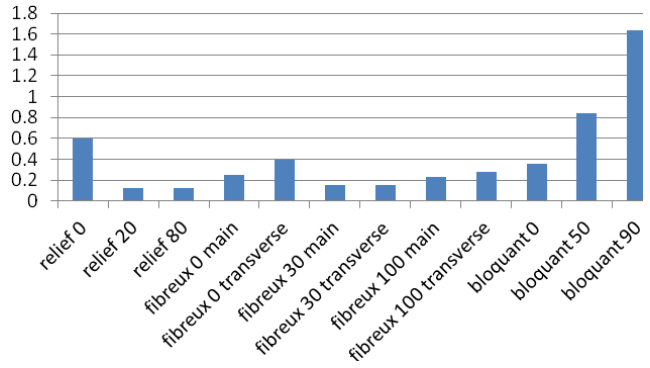


Fig. 6. Moyenne quadratique de l'accélération traduisant les phénomènes d'adhésion.

2) Analyse fine du doigt frottant

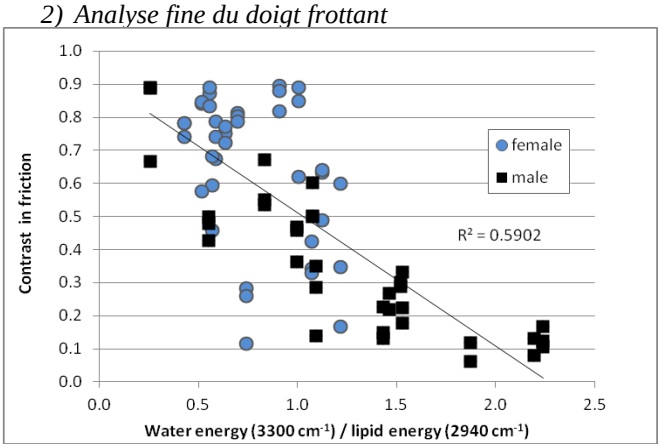


Fig. 7. Contraste en frottement en fonction du rapport entre l'energie du pic de nombre d'onde 3300 cm^{-1} correspondant aux liaisons OH (présentes dans l'eau) et l'énergie du pic de nombre d'onde 2940 cm^{-1} correspondant aux chaînes aliphatiques des lipides.

Le critère de frottement choisi, à savoir ce qui a été défini comme le contraste entre un bloquant fort et faible n'est pas corrélé avec la rugosité, la forme ou la rigidité du doigt. En revanche le contraste est inversement corrélé au taux d'eau présent dans le film hydrolipidique recouvrant la peau du doigt frottant et corrélé au taux de lipides (Figure 7). De plus une distinction entre les hommes et les femmes peut être faite.

C. Réponse individuelles des mécanorécepteurs cutanés

Le programme COSTaM exigeait d'adapter cette technique d'enregistrement et les outils de stimulations tactiles à la main, une première en France. Pour enregistrer les mécanorécepteurs tactiles de la peau glabre de la main, la microélectrode doit être insérée dans le nerf médian. L'année 2013 a été consacrée à finaliser la mise au point de la microneurographie sur le nerf médian (Figure 8). La technique est actuellement au point et près de 20 mécanorécepteurs ont déjà été enregistrés [16]. La figure 8 montre que plus la taille moyenne des grains d'un papier émeri diminue (et leur nombre augmente par unité de surface), plus la fréquence de décharges, liée à l'intensité de la réponse, des mécanorécepteurs à adaptation rapide (FA1, Meissner) et à adaptation lente (SA1 Merkel) diminue.

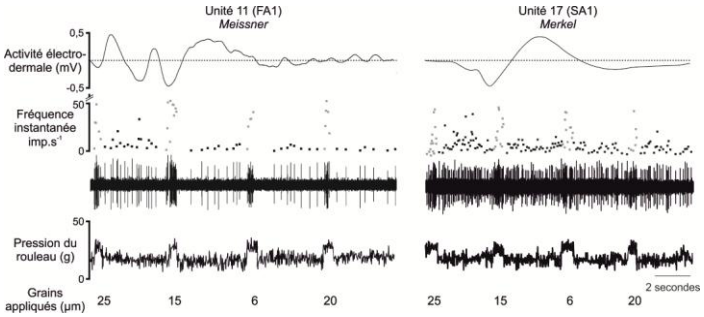


Fig. 8. Mesure par microneurographie de la réponse de fibres nerveuses sensorielles associées à des récepteurs tactiles de l'extrémité de l'index lors de la stimulation de la peau par des substrats rugueux de différents grains.

D. Stimulateur tactile STIMTAC

Afin de donner à StimTac plus de possibilités dans la sensation produite, nous l'avons couplé avec un autre mode de stimulation tactile. L'électrovibration, qui consiste à induire par effet de proximité des forces électrostatiques entre le doigt et le stimulateur, a été introduite sur une version modifiée du STIMTAC. Le couplage des deux effets – électrovibration et effet de surpression - constitue une première dans le domaine des stimulateurs tactiles.

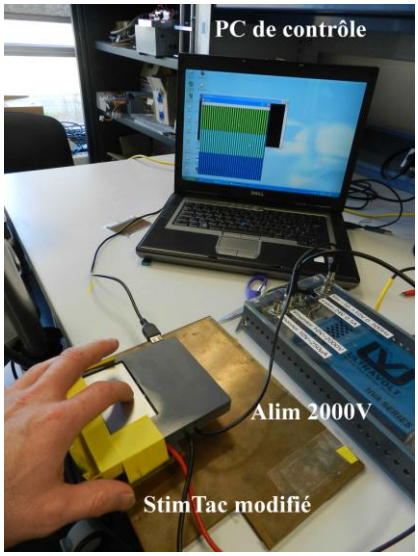


Fig. 9. STIMTAC hybride effet squeeze-film et élécrovibration.

Le prototype réalisé nous a permis d'en étudier la complémentarité. Il se compose d'un stimulateur tactile vibrant et de son alimentation haute fréquence-basse tension pour l'effet de surpression et d'un générateur basse fréquence - haute tension qui applique des différences de potentiels programmables pour l'électrovibration. Un capteur de force 6 axes permet la mesure des forces tangentielles et normales.

Ce banc expérimental a ensuite permis la réalisation d'un stimulateur tactile hybride présenté figure 9, c'est-à-dire mettant en œuvre les deux formes de stimulation tactile. Le couplage des deux effets permet bien d'augmenter les contrastes des textures simulées, ce qui permettra, in fine, d'en améliorer la simulation [17].

IV. Conclusions et perspectives

Les résultats décrits dans cet article correspondent au rendu après une année d'existence du consortium. Ils concernent essentiellement la mise en place d'outils pour le consortium. Certains de ces outils ont été élaborés par un seul partenaire et serviront à l'ensemble du consortium. D'autres ont été mis en place dans le cadre des actions communes. Les résultats ont été analysés en commun. Néanmoins, des conclusions et des perspectives propres à chaque action peuvent être proposées.

Suite aux résultats obtenus pour la discrimination perceptive et l'analyse tribologique et vibratoire, il est à prévoir que certaines plaquettes correspondant en particulier aux descripteurs *relief* et *bloquant* devront être redéfinies. En suivant un protocole identique à celui qui a été défini, ces surfaces seront alors proposées à des sujets sains pour confirmer et étudier les qualités discriminantes des différents gradients d'intensité, étudier la réponse tribologique et vibratoire du doigt frottant, ainsi que la réponse des mécanorécepteurs.

De plus, les surfaces virtuelles pourront alors être proposées à ces sujets de façon plus large qu'en 2013, c'est-à-dire à l'ensemble du consortium.

Remerciements

Le consortium remercie le soutien et l'aide apportés par la Mission pour l'Interdisciplinarité du CNRS et en particulier le défi SENS (Insuffisance perceptive et suppléance personnalisée).

Références bibliographiques

1 Aquino, J.-P., Gohet, P., and Mounier, C.: 'Comité "Avancée en âge, prévention et qualité de vie" - Anticiper pour une autonomie préservée : un enjeu de société', Comité "Avancée en âge, prévention et qualité de vie" - Anticiper pour une autonomie préservée : un enjeu de société' (Premier ministre; Ministère des affaires sociales et de la santé; Ministère des personnes âgées et de l'autonomie, 2013, Permier Ministre edn.).

2 Fery-Lemonnier, E.: 'La prévention et la prise en charge des accidents vasculaires cérébraux en France. Rapport à Madame la ministre de la santé et des sports', in 'La prévention et la prise en charge des accidents vasculaires cérébraux en France. Rapport à Madame la ministre de la santé et des sports' (2009, Ministère de la santé et des sports edn.).

3 Ricci, P., Blotière, P.-O., Weill, A., Simon, D., Philippe, T., Ricordeau, P., and Allemand, H.: 'Diabète traité : quelles évolutions entre 2000 et 2009 en France ?', Bulletin épidémiologique hebdomadaire, 2010, 42-43, pp. 425-431.

4 Bellemere, P., and Guimberteau, J.C.: 'Experience of a National Campaign for Hand Trauma Prevention in France ', Handchir Mikrochir Plast Chir, 2013, 45, pp. 1-4.

5 Ha, C., and Roquelaure, Y.: 'Troubles musculo-squelettiques d'origine professionnelle. Où en est-on aujourd'hui ?', Bulletin Epidémiologique Hebdomadaire, 2010, (5-6), pp. 35-37.

6 Hollins, M., Faldowski, R., Roa, S., and Young, F.: 'Perceptual dimensions of tactile surface texture: A multidimensional scaling analysis', Percept. & Psychophysics, 1993, 54, (6), pp. 697-705.

7 Hollins, M., Bensmaïa, s., Karlof, K., and Young, F.: 'Individual differences in percpetual space fortactile textures: Evidence from multidimensional scaling', Percept. & Psychophysics, 2000, 62, (8), pp. 1534-1544.

8 Picard, D., Dacremont, C., Valentin, D., and Giboreau, A.: 'Perceptual dimensions of tactile textures', Acta Psychologica, 2003, 114, pp. 165-184.

9 Biet, M., Giraud, F., and Lemaire-Semail, B.: 'Squeeze Film Effet for the Design of an Ultrasonic Tactile Plate', IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 2007, 54, (12), pp. 2678-2688.

10 Biet, M., Casiez, G., Giraud, F., and Lemaire-semail, B.: 'Discrimination of virtual square gratings by dynamic touch on friction based tactile displays', The 16th Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems, IEEE, 2008, pp. 41-48.

11 Bueno, M.-A., Lemaire-Semail, B., Amberg, M., and Giraud, F.: 'A simulation from a tactile device to render the touch of textile fabrics: a preliminary study on velvet', Textile Research Journal, published online 13 February 2014.

12 Fagiani, R., Massi, F., Chatelet, E., Berthier, Y., and Akay, A.: 'Tactile perception by friction induced vibrations', Tribology International, 2011, 44, pp. 1100-1110

13 Mith, S., Carpentier, L., and Monteil, G.: 'Correlation between the sensorial perception and the descriptive instrumental analysis of the tackiness of silicone elastomers', Surface and Interface Analysis, 2008, 40, pp. 142-145

14 Bergenheim, M., Roll, J.-P., and Ribot-Ciscar, E.: 'Microneurography in Humans', in Johansson, V.W.a.H. 'Modern Techniques in Neurosciences Research' (Springer Verlag, 1999), pp. 803-819

15 Vallbo, A.B., and Hagbarth, K.E.: 'Activity from skin mechanoreceptors recorded percutaneously in awake human subjects', Exp. Neurol., 1968, 21, pp. 270-289

16 Fallah, S.: 'L'hydratation intrinsèque de la peau modifie-t-elle l'encodage de surfaces texturées par les mécanorécepteurs tactiles chez l'homme ?', Aix-Marseille Université, 2013.

17 Giraud, F., Amberg, M., and Lemaire-Semail, B.: 'Merging two tactile stimulation principles: electrovibration and squeeze film effect', in 'Book Merging two tactile stimulation principles: electrovibration and squeeze film effect' (2013, edn.), pp. 485-489

Exploration of phantom limb mobility in arm amputees,

J. De Graaf, C. Nicol, N. Jarrassé, L. Peultier, A. Touillet, J. Paysant

Exploration of phantom limb mobility in arm amputees

Jozina B. De Graaf, Caroline Nicol
Institute of Movement Sciences
UMR 7287 – CNRS & Aix-Marseille University
Marseille, France
jozina.de-graaf@univ-amu.fr, caroline.nicol@univ-amu.fr

Nathanaël Jarrassé
CNRS, UMR 7222, ISIR / INSERM, U1150 Agathe-ISIR
Sorbonne Universités, UPMC Univ Paris 06
F75005, Paris, France
jarrasse@isir.upmc.fr

Laetitia Peultier
Development, Adaptation and Handicap.
EA 3450 (DevAH) – University of Lorraine
Nancy, France

Amélie Touillet, Jean Paysant
Regional Institute of Rehabilitation
Nancy, France
amelie.touillet@ugecamne.fr, jean.paysant@ugecamne.fr

***Abstract*— After limb amputation, patients often wake up with a vivid perception of the presence of the missing limb, called "phantom limb". Phantom limbs have mostly been studied relative to pain sensation. However, patients can experience many other phantom sensations, including voluntary phantom movements. The goal of the present study was to explore the type of phantom movements that patients can perform, as well as the movement amplitude and speed, the associated effort level and evolution over time. Fourteen arm amputees, for whom the time delay since the amputation varied from 1 month to 52 years, were encouraged to freely describe their phantom sensations. Ten out of the 14 patients were able to voluntarily perform different types of phantom movements. The phantom movements at proximal joints could only be performed by patients who were also able to perform phantom movements with more distal segments. Most of the patients reported that the phantom movements were more effortful than similar movements performed with the intact hand, although several among them mentioned that phantom movements can be trained. For 6 of the patients having a mobile phantom limb, the kinematics of the phantom movements was indirectly obtained via the intact limb that synchronously imitated the phantom limb movements. The results show (1) high inter-movement and inter-subject variability in phantom movement kinematics; (2) smaller amplitudes and lower speed for phantom movements as compared to similar intact limb movements, though (3) a high intra-subject reproducibility, in both amplitude and speed; (4) no relation between the degree of phantom limb mobility and time passed since the amputation. In order to follow the evolution of the phantom limb sensations and its mobility it would be interesting to start collecting information immediately after the amputation and to follow the patients regularly during their rehabilitation. Also, it appears interesting to explore the possibility to improve the control of myoelectric prostheses based on phantom movement control.**

Keywords—upper limb amputee; phantom movements; kinematics; movement amplitude; movement frequency; effort sensation; evolution over time

This project was supported by the Région Provence-Alpes-Côte d'Azur (Projet ExplorAmp, 2012) and CNRS (DEFISENS, 2013).

I. Introduction

Phantom limbs are reported by 80-98% of amputees, but they have mostly been studied with respect to the potentially associated pain sensations [1], whereas non-painful phantom limbs, reported by as much as 47-71% of the patients [2], have attracted little attention. As recently reported by [3], consciousness of the phantom limb (such as shape, position, size) differs from non-painful sensations (pressure, tingling, itching, temperature…). In 75% of the cases, phantom sensations can be felt immediately after the anesthesia [4] and remain important for the first 6 months [5], but they may also appear several years later [6]. Phantom limbs are often perceived as normal in terms of morphology and position [7]. However, some patients report abnormal or deformed phantom limbs in terms of length, proportion, posture… that may change in time [6].

Many patients describe a vivid impression of voluntary movements of the phantom limb (e.g., [6]). However, a very limited number of studies focused on phantom mobility that is still often confounded with motor imagery of the lost limb. Yet, recent studies showed that movement control of the phantom limb is different from motor imagery. Indeed, cortical activation involved in phantom movement execution differs from that involved in phantom movement imagery, but is similar to that of intact limb movement execution [8]. In addition, muscle activity is always present in the residual limb during phantom movement execution, but imagery may be performed without [9]. Moreover, these muscle activation patterns are not random but systematically vary with the type of phantom movement [10]. Finally, phantom hand movement sensations can be evoked by transcranial magnetic stimulation (TMS) of the hand area of the primary motor cortex [11,12]. Altogether, these results strongly suggest that phantom limb mobility is dependent on

specific motor commands sent from the cortex to the lost limb, which, since the target of the motor commands is lost, project on the remaining stump muscles.

The goal of the present study was to explore and define more precisely the characteristics of voluntary phantom limb movements in arm amputees. We wanted to investigate the panel of phantom movements, the movement amplitudes that can be reached and repeatedly performed as well as the associated effort level.

II. Methods

A. Participants

Fourteen upper limb amputees (10 men and 4 women, aged 51 ± 16 years old (mean ± sd)), who were regularly examined at the Louis Pierquin Centre of the Regional Institute of Rehabilitation, Nancy, France, voluntarily participated to this study. Table 1 resumes demographic data of the interviewed patients. Three patients had a forearm amputation (1 bilateral), and 11 patients had an upper arm amputation (1 bilateral with a contralateral scapulo-thoracic disarticulation). On the day of the interview, the elapsed time since the amputation varied from 1 month to 52 years: Five patients were interviewed less than 6 months after amputation, 5 patients from 3 to 7 years, and 4 patients from 14 to 52 years. For 10 of the patients, the amputation was of traumatic origin. The other origins were electrocution, infection or vascular disease. Eight patients used a myoelectric prosthesis on a daily basis, and 2 patients only used an esthetical prosthesis. The other 4 patients did not (yet) use prosthesis.

Six of the patients (S1 to S6) came back to the institute three months later for kinematic recordings (see here-under). The study protocol was approved by the Local Ethical Committee of the Regional Institute of Rehabilitation, Nancy, France. The 6 recorded patients provided written informed consent to participate in the study.

TABLE I. DEMOGRAPHIC DATA CONCERNING THE 14 INTERVIEWED PATIENTS. M=MALE; F=FEMALE; ELAPSED TIME= TIME IN MONTHS SINCE AMPUTATION. PATIENTS S1 TO S6 PARTICIPATED IN THE KINEMATIC RECORDING SESSIONS.

Patient	Age (years)	Gender	Amputation	Side	Elapsed time (months)	Etiology	Dominant limb?	Prosthesis	Phantom sensations?	Phantom movements?
S1	31	M	Upper arm	Right	6	Traumatic	No	Myoelectric	Yes	Yes
S2	27	M	Forearm	Left	82	Traumatic	No	Myoelectric	Yes	Yes
S3	52	M	Upper arm	Left	392	Traumatic	No	Esthetical	Yes	Yes
S4	76	F	Upper arm	Right	165	Traumatic	Yes	Myoelectric	Yes	Yes
S5	54	M	Upper arm	Left	34	Traumatic	Yes	Esthetical	Yes	Yes
S6	42	M	Upper arm	Right	58	Traumatic	Yes	Myoelectric	Yes	Yes
P7	63	M	Upper arm	Right	612	Traumatic	Yes	Myoelectric	Yes	No
P8	73	F	Upper arm	Right	1	Infection	Yes	-	Yes	No
P9	29	M	Upper arm and scapula-thoracic disarticulation	Bilateral	80	Electrocution	Yes	Myoelectric	Yes	Yes
P10	41	M	Upper arm	Right	32	Traumatic	Yes	-	Yes	Yes
P11	49	M	Forearm	Right	2	Traumatic	Yes	-	Yes	No
P12	56	F	Forearm	Bilateral	4	Infection	Yes	Myoelectric	No	No
P13	72	M	Upper arm	Left	581	Traumatic	No	Myoelectric	Yes	Yes
P14	56	F	Upper arm	Right	4	Vascular	Yes	-	Yes	Yes

B. Protocol

The patients were interviewed, based on a phantom and stump phenomena interview [13], in a quiet room and in presence of a medical doctor. Our interview focused on phantom limb sensations, including pain, but we will not further elaborate on phantom pain in the present paper. No time constraint was placed on the length of the interview and the patients were encouraged to freely describe all of their phantom sensations, in particular phantom limb movements (if any). The total interview took on the average 2 hours.

From all interviewed patients, 6 unilateral amputees who reported having a mobile phantom limb (and who were available at the time of recording) came back to the institute three months later in order to quantify the types and ranges of their phantom movements. The session started verifying the previous description of their phantom movements and the effort required for execution. This determined the order of the tested movements, from the easiest (less effortful) to the hardest one. Each type of phantom movement was tested in a sequence of 30 s of cyclic repetitions (if possible) that were synchronously imitated by the intact limb. Each sequence was followed by a resting period of several minutes.

For our study, two Cybergloves® II (15 sensors gloves, one for the right and one for the left hand) were used to record the angular postures of the five fingers of the intact hand mimicking the phantom hand movements. The Cyberglove® allows an accurate and complete capture of hand movements with a precision below 1 degree. The large number of sensors and their ability to measure the curvature in both directions allow the capture of complex hand movements. Such device relies on the use of piezoelectric sensors which are sewed inside the elastic glove at each joint level (Fig. 1). Bending of a sensor generates a variation of its output voltage proportionally to the angular posture of the joint. Even if the flexible glove can fit many hand sizes, such device has to be individually calibrated in order to get representatives measurements independent of the patient's hand morphology.

We therefore developed a simple and rapid calibration method derived from the method introduced in [14].

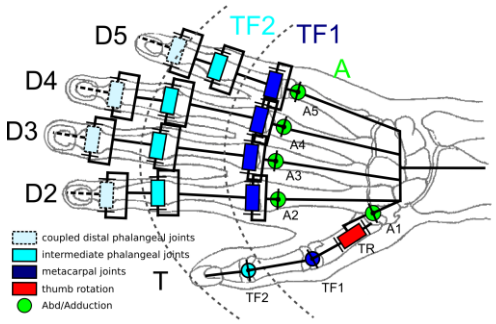


Fig. 1. Schematic drawing of the 15 DoF kinematic model of the right hand Cyberglove® II. The piezoelectric sensors are sewed inside the elastic glove at each joint level. All these joints were measured during the experiments. Nevertheless, because of the glove technology, "coupled abductions" of the fingers were recorded (A12, A23, A34, A45) instead of abduction (A1, A2, A4, A4, A5) of each finger. The distal phalangeal joints are not considered as they are coupled with and proportional to the phalangeal joints.

In order to track the wrist movements, an additional Inertial Measurement Unit (IMU, 9DoF stick from Sparkfun®) was attached to the top of the glove, allowing a precise reconstruction of the hand orientations in space (thanks to a dedicated Kalmann filter calculating IMU orientations according to the accelerometer, gyroscope and magnetometer information) and of the range of the subject's wrist movements (flexion/extension, pronation/supination, ulnar/radial inclination). A dedicated program was developed in C++ relying on OpenGl and the use of threads in order to ease the calibration phase for the experimenter and the patient (thanks to a real-time visualisation function) and to perform precise synchronized 100 Hz acquisition of both the IMU and Cyberglove data. The whole recording session was also videotaped and lasted for about 30 minutes.

C. Analysis

The interview analysis concentrated on the phantom sensations, their occurrence conditions and time evolution, the required effort and the level of practice.

To quantify for the six recorded patients the types and ranges of their phantom movements, movement kinematics was obtained by analyzing the channel specifically involved in the tested phantom movement of either the cyber glove or the IMU. For each patient, each phantom movement will be described by the number of times they could repeat a given movement in 30 s as well as the mean amplitude of the movement range. The number of repetitions was associated with the level of effort, less repetitions indicating more effort. In order to test whether the number of times the patients could repeat a given movement was related to the amplitude of the movement, a Pearson test for linear correlations was applied to the data of all 6 subjects with help of Statistica 7.1.

III. Results

All patients were pleased at the end of the interview for having phantom limb phenomena, in particular phantom movements, taken into consideration. They mentioned that medical doctors rarely explored this phenomenon and that their family and friends “do not believe them” and often state that the “movements are pure imagination”.

A. Description of phantom sensations

Twelve patients experienced phantom sensations immediately after amputation. For 1 of them (P12), a bilateral forearm amputee, these sensations completely vanished; She “voluntarily retracted the phantom hands into the forearm” only some days after the amputation and reported that “they never came back again”. Two patients (S5 and P13) reported delayed apparition of phantom sensations from a few days to a few weeks after amputation. So, at the time of the interview, 13 out of 14 patients reported phantom sensations.

Phantom sensations were either limited to the finger tips (n=1), or concerned the whole hand including the fingers (n=5), both hand and wrist (n=2), or the whole limb (n=5). In all of the patients, the sensations around the fingers and the wrist articulations were stronger than those related to the back and/or palm of the hand and the forearm. Indeed, some patients did not at all perceive a phantom forearm although they perceived their phantom hand. Two patients (P9 and P10) reported a shortening of their phantom limb, their phantom hand getting closer to the shoulder than at the intact side. Two other patients had a telescopic shortening and felt their phantom hand being directly attached to the residual limb. No relationship was found, however, between the size of the phantom limb and the time since amputation. For example, one patient (P13) being amputated 48 years ago still experiences his whole phantom arm without any shortening. Interestingly, another upper arm amputee, who lost his arm 52 years ago at the age of 12 years (P1), mentioned that his phantom hand, actually attached to the residual limb, has grown in size together with the intact hand.

Whatever part of the limb was concerned, all but one patient clearly perceived, and could describe, the position of their phantom limb, their contour, length, and form. In addition, some of them described tingling (N=8), itching (N=4), clamping (N=1) and temperature (N=3). Seven patients reported some involuntary spontaneous movements of their phantom limb which were not necessarily related to movements of either the intact or the residual limb.

Ten out of the 14 patients (including 2 patients for whom the amputation took place more than 32 years ago), were able to voluntarily perform different types of phantom movements. Eight of them were able to open and close their phantom hand, 7 patients could flex and extend at least some fingers individually, 4 patients could perform different movements of the wrist, and 2 patients reported some flexion of the elbow. It is important to mention that more proximal phantom movements (i.e., wrist, elbow) could only be performed by patients who were also able to perform phantom movements with more distal segments. Some patients

mentioned that "the fingertip sensations helped to guide their finger and hand phantom movements".

Most of the patients reported that the phantom movements were more effortful than similar movements with the intact hand. Interestingly, several patients spontaneously reported that "phantom movements can be trained" and that "the lack of mobility is related to the lack of training". One of these patients (P14), amputated less than a year ago, reported daily mobility training of her phantom limb as she wanted to be able "to put her phantom upper limb into her myoelectric prosthesis". We met her some months later and she clearly showed progress in her phantom limb mobility.

B. Quantification of phantom movements

For phantom movements that were present in at least 3 patients, Table II shows for each of the 6 recorded patients the movement range and the number of times they could produce the movement within 30 s. It appears that all 6 patients were able to flex and extend their thumb (finger 1) as well as to open and close the entire hand. However, the amplitudes largely varied among the patients. Only 3 of them were able to individually mobilize the index (finger 2) and the pink (finger 5), but the amplitudes were then rather large. The other 2 fingers generally moved together. Only 1 subject was able to mobilize each finger individually (not shown in Table II). All but 1 subject could at least perform one type of wrist movement, though the amplitudes were rather small for pronation/supination and for radial/ulnar inclination.

TABLE II. AMPLITUDE AND NUMBER OF REPETITIONS OF PHANTOM MOVEMENTS OBTAINED WITHIN 30 S FOR 6 PATIENTS. THE EMPTY CASES INDICATE THAT A SUBJECT WAS NOT ABLE TO MAKE A GIVEN PHANTOM MOVEMENT. A=AMPLITUDE; NB = NUMBER OF REPETITIONS; FLEX = FLEXION; EXT = EXTENSION; PRON = PRONATION; SUP = SUPINATION; RAD = RADIAL; ULN = ULNAR; INCL=INCLINATION.

	Flex/Ext finger 1		Flex/Ext finger 2		Flex/Ext finger 5		Flex/Ext fingers 2-4		Open/Close hand		Flex/Ext wrist		Pron/Sup wrist		Rad/Uln incl wrist	
	A (°)	**Nb**	**A (°)**	**Nb**	**A (°)**	**Nb**	**A (°)**	**Nb**	**A (°)**	**Nb**	**A (°)**	**Nb**	**A (°)**	**Nb**	**A (°)**	**Nb**
S1	15	6	60	10	45	8	50	5	60	7	60	11			2	3
S2	8	10	50	12	20	11	30	19	80	9	40	10	5	10		
S3	15	10	5	12	10	11			20	6	5	10	1	12	5	10
S4	30	11	80	10			70	10	80	11			15	11	5	10
S5	14	2							20	1						
S6	10	6							20	6	3	5				
Mean	15	8	49	11	25	10	50	11	47	7	27	9	7	11	4	8
SD	8	3	32	1	18	2	20	7	30	3	28	3	7	1	2	4

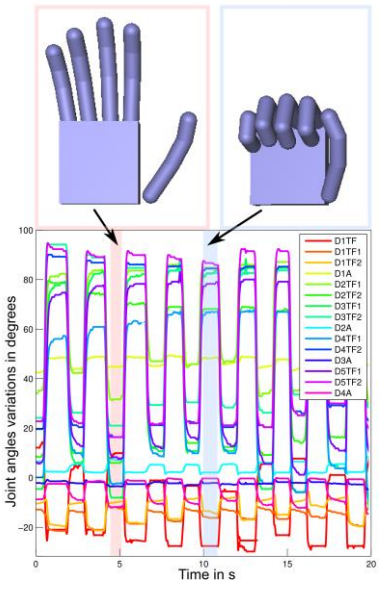


Fig. 2. Reconstructed 3D capture of the hand (top) at maximal opening (left) and closure (right) of the phantom hand, as well as the angles at all finger joints (in different colors) (below) of patient S2 during cyclic hand opening and closing during 20 s. The phantom movements were imitated by the right hand and measured with the Cyberglove® II. Note the important range as well as the stability of the movements.

The number of repetitions performed within 30 s averaged 9, which means that one cycle of a phantom movement took about 3.3 s. We found no correlation between the amplitude of the phantom movements and the number of times the patients could perform one movement cycle within 30 s (r^2=0.02, p>0.5). It can be mentioned that phantom hand movements seemed to be more effortful than individual finger movements. Indeed, on the average only 7 cycles of hand opening and closing were performed whereas the patients performed on the average 10 cycles of finger flexion and extension movements. However, this is not a general finding since 2 of the patients (S2 and S4, see Table II) opened and closed their hand without particular effort. Fig. 2 shows an example of the angle at the intermediate phalangeal joints as a function of time during cyclic opening and closing of the entire phantom hand for patient S2. For all cycles and fingers, the movement range is important and very stable throughout the 20 s we show here.

IV. Discussion

The goal of the present study was to precisely explore the characteristics of voluntary phantom limb movements in arm amputees. As much as 13 out of 14 patients reported phantom sensations. Eight of these patients were amputated more than 3 years ago of whom 2 even more than 48 years

ago. This means that, contrary to what is often mentioned in the literature [6,15,10], apparition and vanishing of phantom limb sensations are not necessarily correlated with time elapsed after the amputation.

It clearly appeared that if the phantom sensations did not concern the whole limb, they always concerned the distal part of the limb but could eventually include more proximal parts as well. Indeed, 1 patient reported only phantom fingers, but none of the patients reported phantom sensations of *only* the wrist or the elbow without perceiving the more distal part of the limb. Also, it became clear that phantom sensations were stronger around joints than along limb segments. These observations are in agreement with earlier reports [6,16] and will be discussed below.

Since the kinematic analysis is based on movements of the intact limb, it must be assumed that the intact limb correctly imitated the phantom movements. If not, our observations are erroneous. We feel, however, confident about this for three reasons. First, some patients asked to repeat the same condition a second time "since they had not correctly imitated the movements". This means that they had a good perception about both phantom and intact hand movements. Second, the kinematic analysis showed that the amplitude and frequency of phantom movements were lower relative to similar possible intact limb movements. Indeed, the mean amplitude of phantom finger and hand movements ranged from 15° to 50°, which is much lower than could be performed with the intact hand. So, if the patients had not carefully imitated the phantom movement, one could have expected more "normal" movement execution. Third, for the few patients that reported increasing effort, and thus fatigue, during the execution of some phantom movements, the kinematics of the intact hand became drastically reduced both in amplitude and in frequency. Since the actual movements of the intact hand certainly gave no rise to fatigue of the hand (given the relatively low amplitudes and frequencies), this again shows that the patients imitated their phantom movement. Therefore, we can be confident that the kinematics of the intact limb movements actually does reflect the kinematics of the phantom movements.

Ten patients were able to voluntarily mobilize their phantom limb. Reilly and colleagues [10] emphasized the precocity of the phantom limb mobility appearance but also the tendency along time to diminish in terms of number of phantom movement types that can be produced, ending sometimes in total phantom limb immobility [3,6,10]. The present study, however, show no relation between the degree of phantom limb mobility and time passed since the amputation. Indeed, 1 patient who lost her upper limb less than a year ago had not experienced a mobile phantom limb right after the operation but is gaining in mobility every day by training. Another patient, amputated for more than 50 years, still has full mobility of the phantom limb. This patient denies training phantom movements as "phantom movements are not useful". No countermeasure being so far put in place to address attenuation and disappearance of phantom limb movements, the ability to retain or not the mobility over time remains open.

Most of the patients were able to perform different types of phantom movements. The amplitudes of these movements were similar to those reported in the literature [6,17]. However, the movement times were surprisingly short when compared to some previous studies. We found on the mean 3.3 s per movement cycle (i.e., 9 repetitions in 30 s) whereas Gagné and colleagues [17] found 7 s per cycle. The longer movement times cannot be explained by larger movement amplitudes as these variables were uncorrelated in their study as well as in the present one. Reilly and colleagues [10], however, found similar movement times as those in the present study for patients who did not experience phantom pain while mobilizing their phantom limb. Interestingly, patient S5 in our study, who experienced pain during phantom movement execution, made very slow phantom movements (Table II).

The results of the present study as well as those of previous studies give rise to hypothesizing about the neurophysiological processes underlying (mobile) phantom limb sensations. It is a well-established idea that the primary somatosensory and motor cortices undergo substantial reorganisation after amputation. The cortical regions of which the neuronal activity was related to the motor control and sensory information of the now missing limb will gradually be active in relation to another, most often adjacent, part of the body [13,18,19]. Indeed, TMS over the former hand area of M1 evokes motor evoked potentials in residual limb muscles [11,12], showing that motor commands send from the cortical hand area are now projecting on more proximal limb muscles. However, if the primary sensorimotor areas were reorganized in such a way, it should lead to disappearance of sensations from, and motor control of the lost limb. The presence of phantom limbs and movements show that this is obviously not the case. This is confirmed by the fact that TMS over the primary sensorimotor cortices, while evoking muscle activity in the residual limb muscles, actually gives rise to phantom hand sensations, including phantom movements. So, at least part of the lost limb is still represented in the primary sensorimotor areas, suggesting that the cortical reorganisation is limited. This hypothesis is reinforced by the finding that phantom limbs mostly concern the fingertips and parts around joints. Indeed, being precisely controlled, these body parts had always been better represented in the primary sensorimotor cortical areas than the back of the hand or the middle of the forearm.

So how comes that TMS of the hand area of the primary motor cortex activates proximal muscles? It has been shown in non-human primates that spinal hand motoneurons after axotomization by amputation can innervate remaining stump muscles [20,21]. In that case, motor commands from the primary motor hand area can indeed activate residual limb muscles. Moreover, if afferent nerves also retarget on these muscles, a closed sensorimotor loop is preserved between muscles and cortical areas formerly related to the lost limb. This could explain the observed (phantom) movement representations [10]. Still, phantom *sensations* do not always go together with *mobility* of the phantom limb since some patients (for example patients P7, P8 and P11 in our study) are conscious about their phantom limb but cannot mobilize it at will. So, limb movement representation does not automatically go in line with phantom limb consciousness, suggesting distinct cortical and/or neuromuscular reorganisations.

Distinct reorganisations of the primary motor cortex and the primary somatosensory cortex have already been found (see for instance [22]). It would be interesting to study cortical involvement in phantom movements by brain exploration techniques such as EEG, and this from early after amputation on.

The present study leads to interesting perspectives. The interview was held at highly variable times after amputation. In order to follow the evolution of the sensations and the mobility of the phantom limb it would be interesting to start the collection of information right after the amputation and to follow the patients regularly during their rehabilitation, if possible over years. Related to the mentioned neurophysiological plasticity, it might also be interesting to compare the natural evolution with the evolution under training of phantom movements. It appears interesting to explore the possibility to improve the control of myoelectric prostheses based on phantom movement control. Finally, in order to gain more insight in the role of the cortical and neuromuscular plasticity in phantom sensations and movements, it appears interesting to closely question congenital amputees about phantom sensations [23].

Acknowledgments

We warmly thank the patients who so willingly gave us several hours of their time to learn us about phantom sensations and movements. We are also very grateful to the medical staff and the Prosthetics Department of the Regional Institute of Rehabilitation who kindly received JdG, CN and NJ. We specially thank François Codemard who perfectly organized the interviews and the recording sessions.

References

[1] C.M. Kooijman, P.U. Dijkstra, J.H.B. Geertzen, A. Elzinga, C.P. van der Schans, "Phantom pain and phantom sensations in upper limb amputees: an epidemioligical study", Pain, vol 87, pp. 33-41, 2000.

[2] A. Fraser, "Etude des membres fantômes et du schéma corporel dans l'amputation de type Van Nes", Mémoire de DUAHM, 2004.

[3] J.P. Hunter, J. Katz, K.D. Davis, "Stability of phantom limb phenomena after upper limb amputation: A longitudinal study", Neurosci, vol. 158, pp. 939-949, Oct 2008.

[4] C. Xerri, "Plasticité des représentations somesthésiques et illusions perceptives: le paradoxe du membre phantôme", Intellectica, pp. 36-37, 2003.

[5] P.L. Carlen, P.D. Wall, H. Nadvorna, T. Steinback, "Phantom limbs and related phenomena in recent traumatic amputations", Neurology, vol. 28, pp. 211-217, Mar 1978.

[6] Henderson W.R., G.E. Smyth, "Phantom limbs", J Neurol Neurosurg Psychiatry, vol. 11, pp. 88-112, May 1948.

[7] J.M. André, J. Paysant, J. Martinet, J.M. Beis, "Classification and mechanisms of body perceptions in the amputees", Ann Readapt Med Phys., vol. 44, pp. 13-18, Feb 2001.

[8] E. Raffin, J. Mattout, K.T. Reilly, P. Giraux, "Disentangling motor execution from motor imagery with the phantom limb", Brain, vol. 135(Pt 2), pp. 582-595, Feb 2012.

[9] E. Raffin, P. Giraux, K.T. Reilly, "The moving phantom: Motor execution or motor imagery?", Cortex, vol. 48, pp. 746-757, June 2012.

[10] K.T. Reilly, C. Mercier, M.H. Schieber, A. Sirigu, « Persistent hand motor commands in the amputees", Brain, vol. 129 (Pt 8), pp. 2211-2223, Aug 2006.

[11] M. Gagné, S. Hétu, K.T. Reilly, C. Mercier, "The map is not the territory: Motor system reorganization in upper limb amputees", Hum Brain Mapp, vol. 32, pp. 509-519, Apr 2011.

[12] C. Mercier, K.T. Reilly, C.D. Vargas, A. aballea, A. Sirigu, "Mapping phantom movement representations in the motor cortex of amputees", Brain, vol. 129 (Pt 8), pp. 2202-2210, Aug 2006.

[13] H. Flor, T. Elbert, S. Knecht, C. Wienbruch, C. Pantev, N. Birbaumer, et al.,"Phantom-limb pain as a perceptual correlate of cortical reorganization following arm amputation", Nature, vol. 375, pp. 482–484, Jun 1995.

[14] M. Huenerfauth, P. Lu, "Calibration Guide for CyberGlove®", The City University of New York, Version 4.4, 2009.

[15] V.S. Ramachandran, D. Rogers-Ramachandran,"Synaesthesia in phantom limbs induced with mirrors", Proc Biol Sci, vol 263, pp. 377-386, Apr 1996.

[16] T.S. Jensen, B. Krebs, J. Nielsen, P. Rasmussen, "Phantom limb, phantom pain and stump pain in amputees during the first 6 months following limb amputation", Pain, vol. 17, pp. 243-256, Nov1983.

[17] M. Gagné, K.T. Reilly, S. Hétu, C. Mercier, "Motor control over the phantom limb in above-elbow amputees and its relationship with phantom limb pain", Neuroscience, vol. 162, pp. 78-86, Aug 2009.

[18] L.G. Cohen, S. Bandinelli, T.W. Findley, M. Hallett, "Motor reorganization after upper limb amputation in man. A study with focal magnetic stimulation", Brain, vol. 114 (Pt 1B), pp. 615-627, Feb 1991.

[19] Y. Vandermeeren, E. Bastings, D. Good, E. Rouiller, E. Olivier, "Plasticity of motor maps in primates: recent advances and therapeutical perspectives", Rev Neurol (Paris), vol. 159, pp. 259-275, Mar 2003.

[20] C.W. Wu, J.H. Kaas, "Spinal cord atrophy and reorganization of motoneuron connections following long-standing limb loss in primates", Neuron, vol. 28, pp. 967-978, Dec 2000.

[21] H.X. Qi, P.W. Stewart, J.H. Kaas, "Connections of neurons in the lumbar ventral horn of spinal cord are altered after long-standing limb loss in a macaque monkey", Somatosen Mot Res, vol 21, pp. 229-239, Sep-Dec 2004.

[22] J.G. Ojemann, D.L. Silbergeld, "Cortical stimulation mapping of phantom limb rolandic cortex. Case report", J Neurosurg, vol 82, pp. 641-4, Apr 1995.

[23] P. Brugger, S.S. Kollias, R.M. Müri, G. Crelier, M.-C. Hepp-Reymond, M. Regard, "Beyond re-membering: Phantom sensations of congenitally absent limbs", PNAS, vol. 97, pp. 6167-6172., May 23.

Le Test Européen de Capacités Olfactives (ETOC) : sensibilité à la pathologie, à l'âge, à la culture et au sexe,

P. Joussain, C. Rouby, M. Bessy, M. Bensafi

Le Test Européen de Capacités Olfactives (ETOC) : sensibilité à la pathologie, à l'âge, à la culture et au sexe

Pauline Joussain, Catherine Rouby, Marion Bessy & Moustafa Bensafi
Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon
CNRS UMR 5292, INSERM UMR_S 1028, Université Claude Bernard Lyon 1, France

Résumé

Il n'y a pas encore de certitude sur ce qu'est un odorat normal. Pourtant l'anosmie (absence totale de l'odorat) et l'hyposmie (déficience partielle) cumulées touchent 10 à 20% de la population selon les études menées dans d'autres pays. Dans le but de mesurer ces déficits olfactifs, nous présentons une série de résultats qui caractérisent les aspects perceptifs (détection) et sémantiques (identification) du traitement des odeurs par différents groupes de participants. Notre test (ETOC) est sensible au niveau de déficience olfactive : il s'avère très bien adapté pour discriminer entre anosmie, hyposmie et normosmie. Alors que le score de détection ne diffère pas selon l'âge, le score d'identification y est sensible, les jeunes adultes réussissant mieux que les enfants et les personnes âgées. Les femmes identifient en moyenne une odeur de plus que les hommes. En revanche l'ETOC ne semble pas sensible à l'environnement culturel : Québécois et Français ne diffèrent pas dans leur performance d'identification. Le test constitue donc un outil diagnostique qui permet d'objectiver les déficits olfactifs de diverses populations.

Keywords—déficits olfactifs, tests olfactifs, anosmie, hyposmie

I. Introduction

L'odorat est une clé de notre relation à la nourriture, de nos comportements d'approche/évitement et de notre réaction d'alarme face aux produits dangereux (la nourriture avariée, le gaz, les polluants de l'environnement). D'un autre côté, notre plaisir et notre qualité de vie dépendent en bonne part de notre capacité à sentir, comme le montrent les plaintes de patients qui font l'expérience de la perte de sensibilité aux odeurs : sautes d'humeur, dépression, anxiété par rapport à l'hygiène personnelle, à la sécurité, aux interactions sociales, etc. [1]. Cependant nous ne sommes pas tous conscients du fonctionnement, normal, excellent ou appauvri, de notre odorat [2]. Une question centrale pour la perception des odeurs concerne donc la caractérisation et la description des déficiences olfactives: hyposmie (réduction de la capacité à détecter et à percevoir les odeurs) et anosmie (incapacité à détecter et à percevoir les odeurs). Comment mesurer ces déficits olfactifs? Quelle est la proportion de la population qui souffre d'un tel dysfonctionnement sensoriel? Est-ce que la prévalence de la déficience olfactive diffère en fonction de l'âge, du sexe? L'identification de ces dysfonctionnements dans différentes populations est particulièrement importante pour les neuroscientifiques et les cliniciens, mais aussi pour les systèmes de santé publique, parce qu'une mesure objective est indispensable pour évaluer les besoins et mettre en place des stratégies de traitement. Ces dernières décades ont vu apparaître plusieurs tests olfactifs dans différents pays. Ils quantifient les aspects sémantiques et/ou perceptifs des compétences : l'University of Pennsylvania Smell Identification Test (UPSIT) [3], le Connecticut Chemosensory Clinical Research Center (CCCRC) test [4], le Sniffin' Sticks test [5] et beaucoup d'autres développés aux Pays-Bas, au Royaume Uni, en Suède, en Espagne, au Japon, aux USA et en France. Dans cet article, nous présentons une série de résultats qui permettent de valider cliniquement l'European Test of Olfactory Capabilities (ETOC), un test olfactif développé par notre équipe en France [6].

II. Le test olfactif

Comme décrit en détail dans une première publication [6], l'ETOC se compose de 16 blocs de quatre flacons de 15 ml (figure 1). Un seul flacon sur 4 contient un odorant dissous dans l'huile minérale sans odeur (Sigma-Aldrich) et imprégnant un absorbant synthétique (polypropylène) de façon à augmenter la surface d'échange avec l'air. Ces odorants évoquent la vanille, la pomme, l'ail, l'anis, l'orange, le poisson, le citron, la menthe, le clou de girofle, l'eucalyptus, la cannelle, le fioul, le pin, l'herbe coupée, la rose et le thym. Les autres flacons sont des blancs qui ne contiennent que de l'huile minérale imprégnant l'absorbant. Toute la procédure est basée sur le choix forcé parmi 4 alternatives (4-AFC). Pour chaque bloc, on demande au participant de détecter d'abord quel flacon parmi 4 contient une odeur, puis d'identifier l'odeur détectée en choisissant 1 descripteur parmi 4. Les scores de détection s'échelonnent de 0 à 16, les scores d'identification aussi de 0 à 16, mais on ne prend en compte que les odeurs correctement détectées, ce qui réduit la probabilité de réponses correctes par hasard.

Figure 1 ici

III. Sensibilité au niveau de déficit olfactif

Pour valider cliniquement l'ETOC, Joussain et al. [7] ont réalisé une étude qui portait sur 96 personnes réparties en 3 groupes selon leur diagnostic olfactif (i) "anosmiques" manifestant une absence complète d'odorat (n=32; âge moyen, 52.0±11.8 ans); (ii) "hyposmiques" porteurs d'un déficit partiel (n=32; âge moyen 57.8±12.9 ans); et (iii) "normosmiques" participants dépourvus de déficit olfactif (n=32; âge moyen 55.8±14.3 ans). Le diagnostic a été posé grâce à une triple approche combinant l'anamnèse, un examen clinique incluant une endoscopie nasale, et des tests psychophysiques autres que l'ETOC [4, 5]. Afin de caractériser les déficits olfactifs, les scores de détection et d'identification des 96 participants ont été comparés à l'aide d'une analyse de variance qui montre des différences très

significatives entre les trois groupes. Les résultats montrent que les scores des trois groupes sont nettement distincts en détection ($F[2, 93]=190.36$, $p<0.001$; figure 2a) comme en identification ($F[2, 93]=242.75$, $p<0.001$; figure 2b), chaque groupe se différenciant significativement des deux autres ($p<0.001$ pour toutes les comparaisons par paire). En d'autres termes, l'ETOC discrimine significativement l'anosmie de l'hyposmie et de la normosmie, et l'hyposmie de la normosmie.

Figure 2 ici

IV. Influence du développement et du vieillissement

Pour tester l'évolution des performances à l'ETOC en fonction de l'âge (développement et vieillissement), quatre groupes d'âge ont été comparés : des enfants de 7 à 12 ans (n=15), des adolescents de 13 à 17 ans (n=15), de jeunes adultes de 19 à 40 ans (n=30) et des personnes âgées de 60 à 75 ans (n=30). Il est intéressant de constater que les trois groupes ne diffèrent pas sur le plan sensoriel (les scores de détection ne diffèrent pas significativement : $F[3,86]=.787$, $p>.50$) (figure 2c); en revanche l'identification des odeurs détectées correctement diffère avec l'âge ($F[3,86]=3.2617$, $p<.05$, figure 2d). La courbe d'identification en fonction de l'âge présente la forme en U inversé déjà décrite dans d'autres études [3]: les jeunes adultes ont les meilleurs scores et diffèrent significativement des enfants ($p<0.004$) et des personnes de plus de 65 ans ($p=0.05$).

V. Influence de la culture

Pour évaluer si les mêmes mesures olfactives peuvent s'adapter à des environnements différents, l'ETOC a été ensuite testé chez 40 individus francophones, dont 20 français et 20 québécois, qui partagent la même langue mais vivent dans un environnement olfactif potentiellement différent. Les résultats n'ont pas révélé de différence significative pour les scores de détection ($F[1,38]=0.458$, $p>.05$; figure 2e) et d'identification ($F[1,38]=2.963$, $p=.093$; figure 2f). On notera néanmoins la tendance à une meilleure performance d'identification des sujets français qui pourrait indiquer que les molécules utilisées leur sont légèrement plus familières.

VI. Influence du sexe

Un certain nombre d'études indiquent une supériorité des femmes pour l'identification des odeurs [8]. Pour évaluer la sensibilité de l'ETOC au sexe, les données des deux études ci-dessus (130 sujets) ont été utilisées afin de comparer les performances des 65 femmes et 65 hommes testés. Comme attendu, alors que les scores de détection ne différaient pas significativement entre hommes et femmes ($F[1,128]=0.017$, $p>.05$; figure 2g), les femmes identifient en moyenne une odeur de plus que les hommes ($F[1,128]=5.547$, $p<.02$; figure 2h).

VII. Conclusions

L'objectif de cet article était la validation clinique de l'ETOC, un test olfactif déjà utilisé dans plusieurs pays européens [6]. Les performances de détection et d'identification de populations saines et pathologiques ont été discriminées, et le test s'est montré particulièrement sensible à la classe d'âge : enfants, adolescents, jeunes adultes et adultes âgés. De plus, peu ou pas de variations ont été observées entre groupes culturels. Enfin, le test s'est montré sensible au sexe, un résultat qui corrobore les études antérieures du domaine et confirme sa sensibilité.

En matière d'application, l'ETOC est donc bien adapté à la clinique : il est rapide, (15 à 20 minutes), facile à comprendre et auto-administré. Dans l'examen ORL il peut remplacer les questionnaires subjectifs qui se sont avérés peu fiables [2]. Dans l'examen neurologique il peut permettre de caractériser la fonction olfactive de sujets qui ne sont pas toujours conscients de leur déficit -personnes âgées, patients Parkinsonniens ou Alzheimer- [9].

Ainsi, nos résultats confirment la comparaison menée entre l'ETOC et deux autres tests, le Sniffin' Sticks [5] et le CCRC [4] qui montrait une forte corrélation entre les scores à l'ETOC et les deux autres scores d'identification [10], et une bonne séparation entre anosmie et normosmie. De plus le score de détection à lui seul s'est montré corrélé avec le score d'identification des autres tests publiés [10], ce qui permet d'évaluer non verbalement l'odorat de sujets qui ne maîtrisent pas bien la langue ou ont des problèmes de compréhension. Le test se montre donc un outil diagnostique dans le cadre scientifique et clinique et permet d'objectiver les déficits olfactifs de diverses populations.

Remerciements

Cette recherche a été financée par l'appel à projet DEFISENS 2013 du CNRS (projet PREVALOLF).

References

1. Nordin, S. and A. Bramerson, *Complaints of olfactory disorders: epidemiology, assessment and clinical implications.* Curr Opin Allergy Clin Immunol, 2008. **8**(1): p. 10-5.
2. Landis, B.N., et al., *Ratings of overall olfactory function.* Chem Senses, 2003. **28**(8): p. 691-4.
3. Doty, R.L., P. Shaman, and M. Dann, *Development of the University of Pennsylvania Smell Identification Test: a standardized microencapsulated test of olfactory function.* Physiology and Behavior, 1984. **32**: p. 489-502.
4. Cain, W.S., et al., *Clinical evaluation of olfaction.* Am J Otolaryngol, 1983. **4**(4): p. 252-6.
5. Hummel, T., et al., *Normative data for the "Sniffin'™ Sticks" including tests of odor identification, odor discrimination, and olfactory thresholds: an upgrade based on a group of more than 3,000 subjects.* European Archives of Oto-Rhino-Laryngology, 2007. **264**(3): p. 237-243.
6. Thomas-Danguin, T., et al., *Development of the ETOC: a European test of olfactory capabilities.* Rhinology, 2003. **41**(3): p. 142-51.
7. Joussain, P., et al., *A quick method to evaluate olfactory function in humans: The clinical version of the European Test of Olfactory Capabilities.* submitted, 2014.
8. Larsson, M., et al., *Demographic and Cognitive Predictors of Cued Odor Identification: Evidence from a Population-based Study 10.1093/chemse/bjh059* Chemical Senses 2004 **29** (6): p. 547-554
9. Doty, R.L., *Odor Perception in Neurodegenerative Diseases*, in *Handbook of Olfaction and Gustation*, R.L. Doty, Editor. 2003, Marcel Dekker: New York, Basel. p. 479-502.
10. Koskinen, S., et al., *Correspondence between three olfactory tests and suprathreshold odor intensity ratings.* Acta Otolaryngol 2004 **124**(9): p. 1072-7.



Figure1. Matériel du test olfactif : 16 blocs de 4 flacons dont un seul contient un odorant. Le sujet doit d'abord localiser le flacon odorant, puis identifier l'odeur parmi 4 descripteurs.

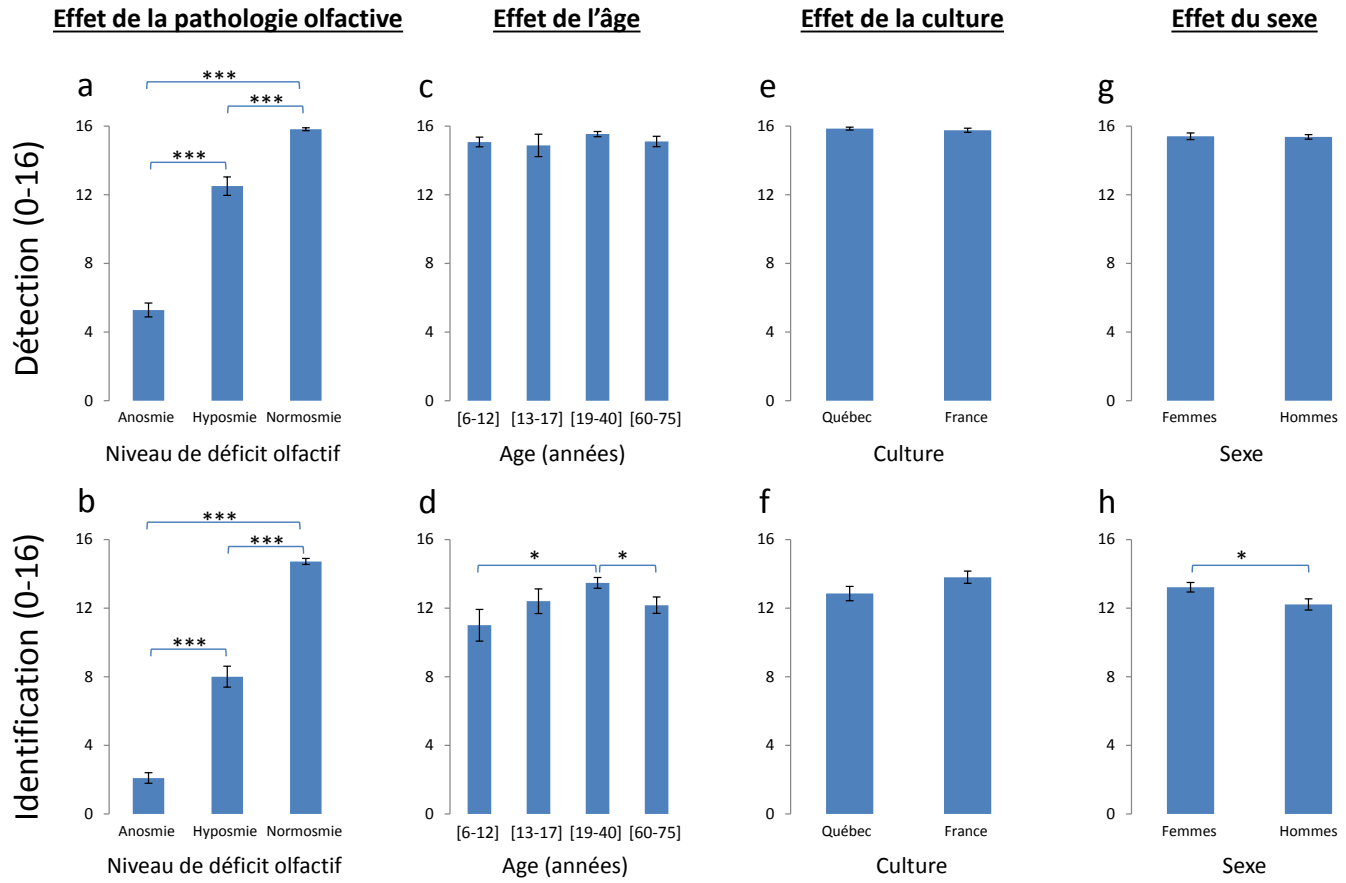


Figure 2. Validation de l'ETOC. Scores de détection (en haut) et d'identification (en bas) des différentes populations testées. Effet de la pathologie olfactive sur le score de détection (a) et d'identification (b) des trois groupes de diagnostic ; (c) et (d) effet de l'âge ; (e) et (f) effet de la culture ; (g) et (h) effet du sexe. * et *** correspondent à des différences significatives aux seuils statistiques de 0.05 et 0.0001 respectivement.

Sur la conception d'un gaze-tracker bas coût : aide à l'interaction de déficients moteurs ,

E. Pissaloux, A. Carbone, F. Martinez, D. Mazeika

Sur la conception d'un gaze-tracker bas coût : aide à l'interaction de déficients moteurs

Edwige Pissaloux, Andrea Carbone, Francis Marinez
ISIR/UPMC
4 place Jussieu, 75005 Paris
Edwige.Pissaloux@upmc.fr

Darius Mazeika
Université de Kaunas
Kaunas
Lithuanie

***Résumé*—**Cette communication présente la conception et la réalisation d'un gaze tracker à faible coût conçu comme un moyen alternatif de communication avec l'extérieur (le PC) pour les déficients moteurs bras supérieurs. Son originalité réside dans l'utilisation de l'éclairage visible (et non infra-rouge) de l'œil ce qui permet son utilisation prolongée dans les conditions de sécurité médicale. Par ailleurs, le suivi temporel des yeux (la prédiction inter-images) est obtenu en utilisant un filtrage particulaire modifié pour la détection de l'œil. Les résultats d'une évaluation formative préliminaire du système de gaze-tracker mono-caméra et du logiciel associé avec les 5 sujets sont présentés et indiquent les améliorations à apporter au système réalisé.

Mots-clés: eyetracker, déficients moteurs membres supérieurs, filtrage particulaire, interaction avec le PC via le regard, evaluation formative.

I. INTRODUCTION : REGARD ET INTERACTION.

Le regard est l'un des moyens pour l'interaction non-verbale tant entre les hommes, qu'entre un homme et un ersatz technologique d'un interlocuteur humain (un ordinateur, un avatar) ; le regard est parfois le seul moyen pour interagir lorsque les deux mains/bras sont temporairement occupés par d'autres tâches (cas des pompiers ou des chirurgiens) ou dans le cas d'une déficience motrice de membres supérieurs (liée notamment à une infirmité motrice cérébrale comme la quadriplégie, la spasticité, la sclérose latéral amyotrophique, etc.).

Dans ce dernier cas, le regard constitue souvent le seul moyen de communication non verbale et la possibilité de son utilisation est un synonyme de la liberté et d'indépendance. Aussi, détecter dans l'espace le point observé, voire de le contrôler, afin de l'utiliser à des fins d'interaction est la clé de mode alternatif d'interaction (communication alternative augmentée).

Les applications de l'interaction via le regard sont nombreuses et très variées : l'entraînement de la mémoire pour améliorer la qualité de vie quotidienne (notamment de seniors), la simulation, la robotique sociale, les technologies basée sur l'attention (ART-attention responsive technologies), la domotique, l'étude du comportement social, jeux (immersifs), jeux éducatifs/de rééducation (serious games) etc.

Cependant, deux inconvénients majeurs limitent l'utilisation large de la technologie de gaze-tracker ; ce sont : le coût et la sécurité médicale. Le coût de divers gaze-trackers commerciaux existants (TOBII [1], SmartEye [2], Pertech[3] , ALS [4]) est prohibitif (quelque milliers d'euros). Même si le prix d'un gaze-tracker devient abordable pour un large public (EyeTribe Tracker [5]), la sécurité médicale pour son usage prolongé (due à l'utilisation de l'éclairage infra-rouge (IR), typiquement IR-A, 780 – 1400nm) est inconnue [6]. Les normes françaises en la matière n'autorisent que l'utilisation d'un gaze-tracker IR pour une 30 de minutes au maximum par jour.

Aussi, la conception et la réalisation d'un gaze-tracker à faible coût et à l'éclairage visible est l'objet de notre recherche et de cette communication.

La suite de cette communication présente donc brièvement les principes de conception d'un gaze-tracker monoculaire (Section 2), la conception d'un algorithme de suivi de l'œil dans une scène à éclairage naturel (Section 3) et son évaluation formative dans l'interaction avec l'écran d'un PC avec 5 sujets (Section 4). La Section 5 indique les pistes possibles de continuation de travaux relatés.

II. CONCEPTION D'UN EYETRACKER BINOCULAIRE.

A. Critères de conception d'eye tracker.

Plusieurs critères de choix de l'architecture d'un gaze tracker interviennent en fonction :

- de son type (déporté (desktop, remote), porté tête (head-mounted, wearable)),
- du nombre et de type de caméras utilisées (1 à 5 caméras à spectre IR ou visible) [7],
- de la méthode d'acquisition de l'image de l'œil (directe ou indirecte) ;
- de paramètres morphologiques de la tête (degrés de liberté),
- de paramètres de la vision (champs de vue et sa profondeur, amplitude de mouvements de tête autorisée) et de la précision visée ;
- du degré de reconfigurabilité visé (en liaison avec les domaines de variation de différents paramètres visés).

Les paramètres exogènes d'un gaze tracker porté tête s'ajoutent ; ce sont principalement le coût, le poids, l'autonomie de fonctionnement, l'interchangeabilité des différents éléments, l'extensibilité fonctionnelle (scalability), la réduction de l'obstructivité de champs de vue, les

performances du système (vitesse et précision de suivi), et facilité de réalisation.

Pour les deux architectures de gaze tracker, divers paramètres liés à l'appropriation et à l'utilisabilité sont également à prendre en compte lors de la conception ; ils sont évalués lors de l'évaluation tant formative que sommative avec tous les utilisateurs : les intéressés directes, les thérapeutes et la famille proche.

B. *Conception de gaze-tracker générique.*

La figure 1 présente l'gaze tracker générique (figure de gauche) et son instanciation vers un gaze tracker monoculaire.

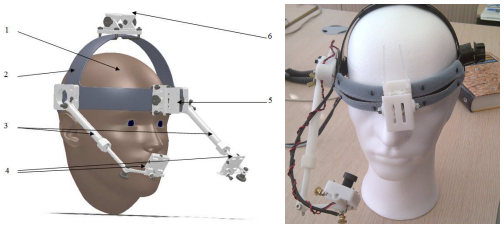


Figure 1. Gaze-tracker porté tête reconfigurable direct générique (gauche) et sa instantiation monoculaire (droite).
(1 : tête, 2 : casque, 3 :deux bras téléscopiques, 4 : support pour la caméra, 5 : support pour la caméra scène ; 6 : support pour l'électronique de contrôle).

Il s'agit d'un gaze tracker porté tête reconfigurable à 2 ou 3 caméras : une caméra de scène qui acquit les images de la scène 3D, et une ou deux caméras filmant directement un ou deux yeux. La caméra scène est attachée au casque grâce au support spécifique (5), tandis que les caméras œil sont attachées à leur support (4) puis au casque (2) via les bras téléscopiques indépendants(3). Toutes les caméras sont liées au PC par un connecteur USB. Le gaze tracker pèse 300g environ.

Les différents degrés de liberté et le domaine de leur variation ont été définis en se basant sur les données anatomiques et physiologiques de l'homme et les besoins de l'interaction avec l'environnement [8]. Ainsi, le support mécanique a 10 degrés de liberté : 4 pour le bras téléscopique, 3 pour la caméra–œil, 1 pour la caméra-scènes, et 2 pour le support de l'électronique associée.

Un casque commercial utilisé dans l'industrie de soudage (Fig.1 partie grise foncée) est à la base du système ; le casque est ajustable avec un bouton à l'arrière de la tête. Les parties blanches ont été conçues, réalisées et optimisées à l'aide de la technologie du prototypage rapide (SolidWorks, impression 3D) dans la cadre de nos recherche.

III. ALGORITHME DE SUIVI DE L'OEIL DANS UNE SCENE A ECLAIRAGE NATUREL.

L'approche à éclairage naturel a été choisie afin de s'affranchir de l'incertitude médicale liée à l'utilisation prolongée d'un gaze-tracker infra-rouge (cf. introduction).

Les approches existantes de suivi de l'œil peuvent être réparties en deux classes : les approches non-probabilistes [9-10] et probabilistes [11-12]. Ici, les approches probabilistes sont considérées.

A. *Filtrage particulaire.*

L'approche proposée du suivi de l'œil dans des scènes à éclairage naturel est une amélioration du filtrage particulaire (la méthode Monte Carlo séquentielle, MCS) grâce à la transformation en symétrie radiale [17]. L'algorithme MCS [15] permet la formulation de hypothèses multiples afin d'explorer (prédire) l'espace entier de toutes les positions possibles de l'œil dans l'image suivante à partir de l'image courante. A chaque itération, le filtre particulaire converge vers une fonction de probabilité de densité a postériori avec l'augmentation du nombre de particules (théoriquement, le nombre de particules peut être infini). Il s'agit donc d'un algorithme de forte complexité temporelle laquelle peut être réduite à l'aide de la transformation en symétrie radiale.

B. *Transformation en symétrie radiale.*

Nous avons utilisé le concept de la transformée en symétrie radiale introduite par Loy et Zelinsky [16].

Le transformée en symétrie radiale est un moyen pour détecter les ellipses dans une séquence d'images (Figure 2).

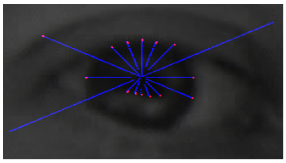


Figure 2. Principe de la transformation symétrique radiale.

Elle recherche la direction dominante de maximum de gradients générés par la frontière entre la sclère et la cornée. Ce maximum, calculé par l'accumulation de contribution d'amplitude et d'orientation de vecteurs de luminosité à partir du pixel courant p et dans les différentes distances de p, indique la direction de mouvement global de l'œil entre les deux images.

Ainsi, suivre les mouvements des yeux consiste à utiliser cette information de la direction du gradient pour réduire l'espace de recherche du filtre particulaire. La transformation radiale permet donc de réduire la complexité temporelle du suivi de l'œil du filtrage particulaire.

La figure 3 permet d'apprécier la précision de la méthode proposée sur une séquence d'images enregistrées lors des expérimentations, et analysées hors-ligne. Sur la figure 3 le numéro d'image acquise est indiqué en X, tandis qu'en Y on représente les coordonnées-image en x, c_x, (courbe du haut) et en y, c_y, (courbe bu bas) du centre de l'œil. La courbe en rouge indique les positions réelles de l'œil dans les images consécutives (relevé manuel, vérité terrain – « ground truth »), tandis que la courbe en bleu indique les positions du centre de l'œil prédite par l'approche proposée. Il est possible de voir que les positions prédites du centre de l'œil avec la méthode proposée correspondent presque toujours aux positions réelles du centre de l'œil.

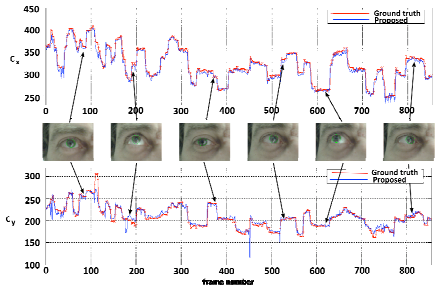


Figure 3. Vérification de l'efficacité en précision de la méthode proposée (filtrage particulaire modifié par la transformation radiale) .

IV. EVALUATION FORMATIVE DU GAZE TRACKER

L'évaluation formative est un outil très populaire dans le contexte d'évaluation des méthodes d'apprentissage tant dans les écoles [18] que – plus récemment- dans l'université.

On définit l'évaluation formative d'un gaze tracker comme un moyen pour détecter les difficultés de l'apprentissage de son utilisation et les limites de ses utilisations dans une application visée. L'évaluation formative peut être mise en œuvre à l'aide d'un ensemble des questionnaires, habituellement structurés ou semi-structurés.

A. Evaluation formative préliminaire.

La première évaluation formative d'un gaze tracker à un seul bras téléscopique (Figure 1, droite) a été conduite avec 5 étudiants seins (qui ont donné leur accord écrit pour participer) de niveau master. Ces étudiants remplacent les thérapeutes ou la famille qui habituellement vont assister une personne handicapée moteur membres supérieurs dans la fixation du gaze tracker. Avant l'évaluation, tous les étudiants ont déclaré n'avoir jamais utilisé un gaze tracker.

Cette évaluation formative préliminaire avait pour but d'acquérir l'opinion des étudiants :

- sur la facilité de mettre un gaze tracker sur la tête ;

- sur la facilité d'ajustement de différents paramètres mécaniques du gaze tracker (bras téléscopique, caméra) à la morphologie de la tête du participant (afin que l'œil se trouve au centre de l'image acquise ce qui facilite le traitement d'image).

La séance d'évaluation a duré 30 minutes et a été composée de différentes étapes : la présentation du but et du protocole de l'expérimentation, l'expérimentation proprement dite et la collecte des réponses via les questionnaires semi-structurés. Les participants ont été assis sur une chaise et en face d'eux il y avait un PC avec un écran. Le programme d'acquisition d'images de l'œil s'exécutait sur le PC, et les images acquises ont été affichées sur son écran (cf. figure 3).

B. Résultats collectés.

Le tableau 1 résume les résultats collectés. Le temps de mise du gaze tracker sur la tête et de son adaptation à l'utilisateur est défini comme le temps qui s'écoule entre la prise en main du gaze tracker et l'apparition à l'écran du PC d'une image de l'œil jugée correcte. La facilité de réglage (de bras ou de la caméra) est jugée sur l'échelle de trois valeur : facile, moyen et difficile (complexe). Le poids du gaze tracker a été jugé sur l'échelle de deux valeurs : acceptable ou non.

Les résultats collectés sont résumés dans la Table 1.

L'analyse des résultats collectés permet de faire des observations suivantes :

Le temps moyen de mise en place du gaze tracker (et l'utilisation du logiciel d'acquisition d'images) par un novice est de l'ordre de 5 minutes (300s) ce qui est tout à fait acceptable, surtout si l'on remarque qu'il s'agit de participants n'ayant jamais auparavant utilisé un gaze tracker. Ce temps sera certainement réduit via une plus grande pratique (apprentissage).

Le réglage de paramètres mécaniques du gaze tracker a été jugé globalement facile (60% de réponses « facile »), cependant le réglage de bras téléscopique a semblé plus difficile que de la caméra-œil (40% de réponses « facile »). La difficulté d'ajustement de la longueur du bras par rapport à l'œil est probablement due à la qualité de matériau utilisé pour l'impression 3D de bras : le frottement est la seule force qui maintient le bras dans une position sélectionnée.

Les commentaires sur l'architecture du gaze tracker ont porté sur son poids et sur la portabilité du système en général.

Le poids de 300g environ est acceptable pour tous les participants ; mais cela mérite d'être revisité pour une utilisation prolongée (au-delà de quelques minutes).

La portabilité a été discutée sur deux points suivants:

- tous les participants ont suggéré de remplacer, par les liaisons WIFI, les liaisons filaires (USB) entre les caméras et le PC;

- tous les participants ont soulevé le problème d'utilisation du casque commercial dans le cas d'un sujet alité. En effet, le casque commercial comporte un bouton en arrière de son support ce qui peut entraîner les gênes mécaniques.

Finalement, tous les participants ont apprécié la possibilité d'un changement facile d'une caméra ainsi que la possibilité de sélectionner le bras. En effet, l'œil gauche d'un participant a été dominant, contrairement aux autres participants ; ainsi, pour mener le test avec ce participant nous avons changé la configuration du gaze tracker.

N° de participant	Critère de l'évaluation formative			
	Temps de mise de l'eye tracker sur la tête et de son adaptation à l'utilisateur	*Facilité de réglage de bras*	*Facilité de réglage de la caméra*	*Poids*
1	280s	moyen	facile	acceptable
2	310s	facile	facile	acceptable
3	305s	facile	facile	acceptable
4	340s	moyen	facile	acceptable
5	326s	moyen	moyen	acceptable

Table 1. Evaluation formative préliminaire d'un eye tracker à un bras téléscopique.

C. Analyse des résultats et implications pour les améliorations futures de l'eye tracker.

Les conclusions principales de l'évaluation formative du gaze tracker reconfigurable et adaptable peuvent être résumées comme suit. Le gaze tracker proposé a été bien évalué dans sa globalité par les participants ; sa reconfigurabilité en fonction de l'œil dominant et en fonction de caméras utilisées, son poids et la facilité de sa mise sur la tête ont été très appréciées. Le logiciel d'acquisition d'images de l'œil pour les interactions potentielles avec l'écran d'un PC a été jugé peu complex ce qui ouvre la possibilité d'utiliser notre gaze tracker à éclairage naturel dans les applications nécessitant de durée plus que 30 minutes. Deux faiblesses de la conception architecturale ont été clairement relevées : le bouton d'ajustement de la circonférence du support commercial à la tête de l'utilisateur et les liaisons filaires entre les PC et les caméras.

Ces deux points sont à l'étude ; le bouton d'ajustement sera remplacé par une solution de type élastique ou velcro ; les liaisons WIFI exigent la conception d'une carte spécifique qui intégrerait la circuiterie électronique placée sur l'anneau du support commercial, mais elles auront avantage de permettre de mouvements de tête sans limites spatiaux.

V. CONCLUSION ET REMARQUES FINALES

Cette communication a présenté la conception d'un gaze tracker générique, càd. reconfigurable et adaptable à différentes morphologies humaines, à différent éclairage ("traditionnel" pour un gaze tracker – infra-rouge – ou avec un éclairage naturel); le changement de camera filmant l'œil et le logiciel d'acquisition d'image associé (basé sur le filtrage particulaire modifié par la transformée radiale) suffisent pour pallier les inconvénients de l'éclairage courant.

Avec ces 10 degrés de libertés le gaze tracker à éclairage directe (IR ou visible) peut s'adapter à une large gamme de caméras et les optiques associées, ainsi qu'à des variations de la morphologie et de capacité perceptuelle de l'utilisateur final.

Le gaze tracker proposé est de faible poids et de faible coût de réalisation, ce qui ouvre une palette des nouvelles applications (comme les jeux vidéo, la navigation ou la ré-éducation de l'oeil (la profondeur) pour les seniors notamment).

Les travaux futurs poursuivront les directions suivantes :

- l'amélioration de performances temporelles de l'algorithme de suivi (en effet, un suivi temps réel du regard est désormais visé) ;
- comparaison les résultats de performances de l'algorithme de suivi de regard obtenus avec un gaze tracker à l'éclairage naturel avec ceux obtenus d'un gaze tracker à éclairage infra-rouge ;
- l'amélioration du prototype mécatronique pour prendre en compte les modifications architecturales proposées suite à l'évaluation formative ;
- l'évaluation formative et sommative du gaze tracker tant avec les utilisateurs finaux qu'avec les aides soignantes.

Une application dédiée aux handicapés moteur pour l'interaction avec l'écran d'un PC via le regard est en cours de réalisation.

Une version binoculaire du gaze tracker a également été réalisée pour permettre de comprendre les mouvements des yeux lors d'une interaction avec une scène 3D et avoir un « avant goût » de la conscience de son utilisateur (grâce à l'anticipation de la position future du regard et à la reconnaissance de l'action à partir de mouvements du regard).

REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé dans le cadre du projet européen AsTeRICS du 7ème PCDR (http://www.asterics.eu) et soutenu par le programme multidisciplinaire du CNRS DEFIS SENS (2012).

Nous remercions à nos évaluateurs pour les commentaires constructifs qui nous ont permis d'améliorer la qualité de cette communication.

REFERENCES

[1] www.tobii.com/

[2] www.smarteye.se/

[3] www.pertech.fr/

[4] //asleyetracking.com/site/

[5] theeyetribe.com

[6] Mulvey, F., Villanueva, A., Sliney, D., Lange, R., Cotmore, S., Donegan, M. (2008) D5.4 Exploration of safety issues in Eyetracking. Communication by Gaze Interaction (COGAIN), IST-2003-511598: Deliverable 5.4.

[7] Hansen, D.W., Qiang, J. "In the Eye of the Beholder: A Survey of Models for Eyes and Gaze", IEEE PAMI, 32(3), pp. 478-500, 2010.

[8] //biology.about.com/od/anatomy/a/aa072007a.htm [Access date: 2014-10-10]

[9] Ryan, W.J., et al., Matching-moving for area-based analysis of eye movements in natural tasks, Proc. ETRA, 2010, 234-242

[10] Li, D., Parkhurst, D., Open-source software for real-time visible spectrum eye tracking, COGAIN, 2006, 18-20

[11] Hansen, D.W., Pece, A.E.C., Iris tracking with feature free contours, proc. AMFG, 2003, 208-214

[12] Wu, H., et al., Tracking iris contour with a 3D eye model for gaze estimation, ACCV, 2007, 688-697

[13] Loy, G., Zelinsky, A., Fast radial symmetry for detecting points of interest, IEEE PAMI, 25 (2003), 959-973

[14] van der Merwe, R.et al., The Unscented Particle Filter, Advances in Neural Infor. Proc. Systems (NIPS13), T.G. Dietterich, T.K. Leen, V. Tresp (eds), Dec 2000

[15] Okuma, K., Taleghani, A., De Freitas, N., Little, J.J., Lowe, D.G.: A boosted particle filter: Multitarget detection and tracking. In: Proc. of ECCV. (2004) 28-39

[16] Loy, G., Zelinsky, A.: Fast radial symmetry for detecting points of interest, IEEE Trans. on PAMI 25 (2003) 959-973

[17] Martinez, F., Carbone, A., Pissaloux, F., *Radial symmetry guided particle filter for robust iris tracking*, IAPR CAIP 2011, 14th Int. Conf. on Computer Analysis of Images and Patterns, Seville (Spain) 29-31 August 2011, pp. II-531-540

[18] Perrenoud, Ph., *L'évaluation des élèves. De la fabrication de l'excellence à la régulation des apprentissages*, Bruxelles, De Boeck, 1998, chapitre 7, pp. 119-145

Adaptation de la pondération cutanée plantaire dans les changements de modes de référentiation spatiale lors du mouvement chez des personnes présentant des facteurs de vulnérabilité,

L. Mouchnino, A. Fontan, J. Blouin, L. Borel, B. Isableu

Adaptation de la pondération cutanée plantaire dans les changements de modes de référentiation spatiale lors du mouvement chez des personnes présentant des facteurs de vulnérabilité

Subtitle: Facilitation sensorielle

Laurence Mouchnino[1], Aurélie Fontan[1], Jean Blouin[1], Liliane Borel[2], Brice Isableu[3]

[1] Aix-Marseille Université, CNRS,
Laboratoire de Neurosciences Cognitives,
FR3C
Marseille
France

[2]Aix-Marseille Université, CNRS,
Laboratoire de Neurosciences Intégratives et Adaptatives, FR3C
Marseille
France

[3]CIAMS Université Paris-Sud
Paris
France

Abstract*—L'étude a été réalisée dans le but d'identifier le poids des afférences plantaires dans les différentes phases de l'initiation de la locomotion (i.e., préparation et exécution motrice). Pour cela, nous avons analysé l'amplitude des potentiels évoqués par une stimulation électrique de la sole plantaire enregistrés au niveau du cortex somatosensoriel. Les résultats montrent une facilitation de la transmission des afférences cutanées plantaires lors de la phase de préparation motrice. Ce résultat pourrait révéler une facilitation du système somatosensoriel (i.e., cutané) qui fournirait des informations pertinentes pour la génération et le réglage précis des forces qui seront appliquées au sol dans le but de transférer le poids du corps sur la jambe d'appui lors de l'initiation de la locomotion.

Keywords—faciltation somatosensorielle; EEG; afférences cutanées plantaires; locomotion

I. INTRODUCTION

La production d'un mouvement volontaire implique le contrôle des segments du corps engagés dans le mouvement, mais aussi le traitement des afférences sensorielles générées par ce même mouvement. La plupart des connaissances sur les effets de la commande motrice sur la transmission sensorielle, depuis la périphérie jusqu'au niveau cortical, proviennent d'études sur le mouvement des membres supérieurs. Par exemple, Seki et al. [1] montrent, lors de l'exécution d'un mouvement de flexion-extension du poignet chez le singe, que la transmission des afférences sensorielles (cutanées) est atténuée par rapport à une condition de repos. Ils observent aussi que cette atténuation est déjà présente lors de la phase de préparation motrice. L'atténuation de la transmission sensorielle lors de la préparation peut être très précoce (400ms avant l'activité musculaire), mais elle est cependant moins importante (20%) que celle observée lors de l'exécution motrice (40%). Le fait de préparer un mouvement a donc un effet sur la transmission sensorielle et cela même si la commande motrice s'avère ne pas être exécutée [2]. Cependant, dans le cas d'un mouvement qui nécessite un contrôle en temps réel des conditions d'équilibre comme pour l'initiation de la locomotion [3], il semble paradoxal lors de son exécution, de supprimer des informations. En effet, l'initiation de la locomotion est précédée par un transfert du poids du corps vers la jambe d'appui. Ce transfert est provoqué par l'application de forces latérales dirigée vers le pied du mouvement. C'est un contrôle précis des forces exercées au sol constitutives des ajustements posturaux anticipées (APAs), qui va permettre la réalisation du premier pas. Nous faisons l'hypothèse que dans une tâche motrice comme celle d'initier la locomotion, la transmission sensorielle ne devrait donc pas être atténuée au niveau cortical, mais au contraire facilitée.

Plus spécifiquement, Mouchnino et Blouin [4] ont montré que les récepteurs cutanés plantaires

à eux seuls, c'est-à-dire sans informations vestibulaires ou visuelles, pouvaient moduler l'initiation du pas (i.e. amplitude et durée des pressions exercées au sol) en fonction du sens de déplacement du support sur lequel se trouvaient les participants. Nous faisons l'hypothèse que lors de l'initiation de la locomotion, la transmission sensorielle d'origine cutanée serait non seulement facilitée car pertinente, mais aussi modulée en temps réel au cours des différentes phases de préparation motrice et lors de l'exécution du premier pas. Nous nous attendons à ce que la transmission soit facilitée dans une phase de préparation, dans le but de régler les forces qui seront exercées au sol pour transférer le poids du corps (i.e. planification des APAs). Cette transmission serait par la suite diminuée pendant la phase d'exécution motrice, sans toutefois être atténuée pour conserver un contrôle de l'équilibre. Pour tester cette hypothèse, nous avons enregistré les potentiels évoqués somatosensoriels (SEP) des participants en réponse à une stimulation électrique de la sole plantaire délivrée à différents moments de la préparation et de l'exécution motrice d'un pas. Une augmentation de l'amplitude des SEPs sera considérée comme une augmentation de l'importance accordée aux informations cutanées dans les processus sensorimoteurs étudiés.

II. Materiel et Methode

A. Participants

Douze participants, n'ayant aucune pathologie neurologique, motrice ou sensorielle, ont participé à cette étude (7 femmes et 5 hommes, âge moyen 36 ±9 ans, poids 66.4 ±7.4 kg, taille 166.6 ±9.9 cm). Tous les participants ont donné leur consentement pour participer à cette étude qui est conforme aux standards de la déclaration d'Helsinki et a été approuvée par le comité d'éthique Sud Méditerranée 1 (ID RCB : 2010-A00074-35).

B. Procédure expérimentale

Les participants étaient debout avec une posture symétrique et stable. Avant chaque essai, les participants devaient regarder une croix de fixation située devant eux à hauteur des yeux et à 2 mètres de distance. Environ 3 secondes après que l'expérimentateur ait donné l'ordre de fermer les yeux, trois stimuli sonores (de 100 ms) espacés d'une seconde étaient présentés. Les participants avaient comme consigne d'initier un pas vers l'avant avec la jambe droite après le retentissement du 3ème signal sonore (signal impératif du mouvement), tout en conservant les yeux clos. La présence de deux stimuli sonores précédant le signal impératif du mouvement permettait d'identifier une phase de préparation motrice [5]. Ces auteurs ont montré, à l'aide d'un fort stimulus (« Startle-like stimulus ») émis avant le stimulus impératif de déclenchement d'un pas, que l'activité musculaire liée aux ajustements posturaux anticipés (APAs), pouvait être déclenchée jusqu'à 1400ms avant le signal impératif du mouvement, suggérant ainsi la présence d'une phase de préparation motrice relativement longue. Pendant cette préparation motrice, les APAs sont progressivement assemblés et stockés.

Une stimulation électrique, délivrée sous la sole plantaire gauche des participants était délivrée à quatre moments distincts de chaque essai : 2 pendant la période de préparation et 2 pendant l'exécution motrice. Pendant la phase de préparation motrice, les stimulations étaient délivrée 600ms et 100ms avant le signal impératif du mouvement (St_1 et St_2, respectivement). Nos analyses ont montré que la deuxième stimulation (St_2), bien que proche du signal impératif (-100ms), était délivrée avant le déclenchement de l'activité motrice volontaire ; c'est-à-dire avant le début d'application de la force médio-latérale générée qui survenait en moyenne 202±159ms après le signal impératif. Ceci confirme que les deux premières stimulations étaient libres de toute activité motrice volontaire et bien délivrées pendant une phase de préparation motrice. L'intervalle inter-stimulus choisi entre St_1 et St_2 était de 500ms.

Pendant la phase d'exécution motrice, une troisième stimulation électrique (St_3) était délivrée lorsque que la force latérale appliquée sur la plateforme de force atteignait 16.7N. Ce seuil de force était atteint en moyenne 187±50ms après le début de l'application de la force, soit au deuxième tiers de la phase de « poussée » qui permet d'initier le transfert du poids vers la jambe support. La durée de l'application de la poussée était en moyenne de 314 ms (±40) et ne dépendait du poids des participants ($r=0.13$; $p=0.69$). La quatrième stimulation (St_4) était délivrée 500ms après la troisième stimulation, pendant la phase d'appui unipodal sur le pied gauche, lorsque tout le poids du corps était sur le pied support. Des tests préliminaires ont montré que cet objectif était systématiquement atteint lorsque la stimulation était déclenchée 500 ms après St_3. Nos analyses ont démontré que St_4 arrivait en moyenne 144 ±32ms après la fin du délestage. A ce moment, le pas réalisé par le pied droit était en cours d'exécution.

Les participants ont réalisé 40 essais dans cette condition nommée "Mouvement". La durée de l'enregistrement d'un essai était de 5 secondes. Afin d'éviter toute anticipation du mouvement, quatre à cinq essais, où la consigne était de rester statique et où aucun stimuli sonores ou cutanés n'étaient délivrés ("catch trials"), ont été introduits de façon pseudo-aléatoire dans la séquence.

Une condition contrôle a également été réalisée en utilisant un protocole très similaire (i.e., les yeux fermés, 3 signaux sonores et 4 stimulations électriques) en restant dans une position debout immobile (nommée condition "Statique"),). La seule différence par rapport à la condition "Mouvement", était que St_3 était présentée 500 ms après St_2 (plutôt que sur un seuil de la force exercée au sol).

C. Stimulation sensorielle

La stimulation électrique appliquée était caractérisée par une seule impulsion rectangulaire de 10ms et délivrée sous la sole plantaire du pied gauche, celui qui a servi de pied support pour la condition "Mouvement". Les électrodes permettant de stimuler les nerfs sensitifs cutanés plantaires, étaient reliées à un stimulateur à courant constant (Digitimer DS5 bipolar current stimulator 6.0 ; Digitimer LTD). L'intensité des stimulations était définie en position debout pour chaque participant avant chaque début d'expérience. Le seuil de perception a été déterminé en augmentant et diminuant graduellement l'intensité du stimulus. Après avoir trouvé le seuil de perception des participants, l'intensité de la stimulation était augmentée d'un quart de ce seuil de perception. L'intensité pour les différents participants était comprise entre 2.3mA et 9.7mA (moyenne de 6.3±1.7mA), était largement inférieure au seuil moteur et n'occasionnait pas de douleur.

D. Test de dépendance Visuelle

Tous les participants ont été soumis au Test du Cadre et de la Baguette "Rod and Frame test". Ce test consiste à ajuster une baguette à la verticale, préalablement inclinée, en présence d'un cadre de référence visuel également incliné. Le cadre et la baguette sont inclinés à 18° à droite ou à gauche (/ à la verticale gravitaire). Ce test permet d'évaluer le degré de dépendance des sujets au référentiel visuel lors de l'estimation de la verticalité. Sur une population de sujets jeunes sains et en bonne santé, les résultats de ce test révèlent de fortes différences interindividuelles. En effet, certains individus commettent de fortes erreurs d'ajustement de la baguette dans le sens de l'inclinaison du cadre (et sont qualifiés dépendants à l'égard du référentiel visuel), tandis que d'autres montrent un faible effet-cadre (sujets indépendants à l'égard du référentiel visuel). La dépendance au référentiel visuel peut-être modulée par la variation du poids des informations proprioceptives [6,7,8]. Le test a donc été réalisé dans trois positions : assis, debout et en Romberg sensibilisé (un pied devant l'autre. Le but était d'apprécier les conséquences de l'augmentation du poids des informations somatosensorielles, induites par l'augmentation des contraintes posturales, dans la perception de la verticalité et la dépendance visuelle.

E. Enregistrements électro-encéphalographiques (EEG)

Les signaux EEG ont été enregistrés en continu grâce à un système Active-two-Biosemi (BioSemi ActiveTwo system: BioSemi, Netherlands) et ont été analysés par le logiciel BrainVision Analyser (BrainVision Analyzer 2.0, Brain Products, Allemagne). Lors de la stimulation une onde principale est observée chez tous les participants au niveau du vertex (électrode Cz). Cette onde est constituée d'une première composante positive précoce nommée P50, suivie par une forte négativité nommée N80 (Fig.1). L'amplitude du complexe P50-N80 (amplitude du SEP) a été calculée entre le pic positif de la P50 et le pic négatif de la N80.

III. RESULTATS

A. Facilitation de la transmission sensorielle lors de la préparation motrice

La condition "Statique" a donc été inclue comme variable indépendante dans l'ANOVA à 1 facteur "Stimulation" (Statique, St_1, St_2, St_3 et St_4). L'ANOVA montre un effet significatif de la stimulation sur l'amplitude des SEPs ($F_{4,44}$=4.92 ; $p<0.05$) (Fig.1A). Lors de la préparation du pas en St_1, on observe une augmentation de l'amplitude du SEP (-3.9±2.3µV) par rapport à la condition "Statique" (-2.5±1.2µV) et à toutes les autres stimulations (St_2, St_3, St_4). Cette facilitation dans la transmission de l'afférence cutanée, 600ms avant le signal impératif, n'est pas retrouvée en St_2 ; c'est-à-dire lorsque la stimulation cutanée est déclenchée 100ms avant le signal impératif (Fig.1B). L'amplitude du SEP en St_2 (-2.6±1.4µV) et des SEP pendant l'exécution du pas (St_3=-1.8 ±1.5µV ; St_4=-1.7 ±1.9µV) ne sont pas significativement différentes de l'amplitude du SEP de la condition "Statique". Ceci suggère une absence d'atténuation significative de la transmission des afférences cutanées plantaires juste avant l'initiation motrice et pendant l'exécution du pas (Fig.1). Aucun effet Stimulation n'est retrouvé sur les latences de la P50 ni de la N80 ($F_{4,44}$=1.05 ; p=0.39 et $F4_{,44}$=1.04 ; p=0.40, pour la P50 et la N80, respectivement).
De façon intéressante, il est à noter, que la facilitation du complexe P50-N80 est d'autant plus forte que les sujets sont indépendants visuels (r=0.73; p=0.03), c'est-à-dire qu'ils seraient dépendants des informations somatosensorielles.

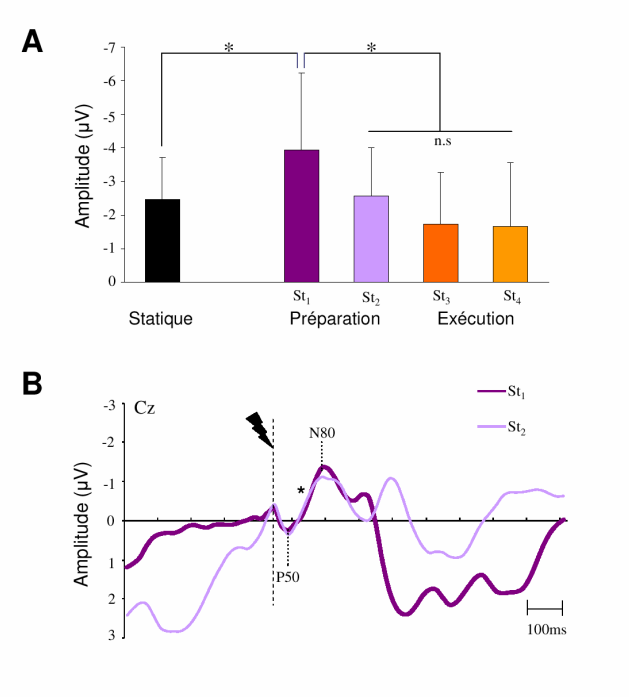


Figure 1: SEPs enregistrés lors de la préparation du mouvement en Cz. A Amplitude moyennée du complexe P50-N80 pour la condition « Statique » et « Mouvement », mesurée pour chacun des participants. **B** Grand moyennage des SEPs St_1 et St_2. L'amplitude de la P50-N80 est plus petite du fait du grand moyennage (les pics ne sont pas à la même latence pour tous les participants).

IV. Discussion

Cette étude a été réalisée dans le but d'identifier le poids des afférences plantaires dans les différentes phases de l'initiation de la locomotion (i.e., préparation et exécution motrice). Pour cela, nous avons analysé l'amplitude des potentiels évoqués par une stimulation électrique de la sole plantaire enregistrés au niveau du cortex somatosensoriel.

Les analyses réalisées lors de la phase de préparation motrice montrent une facilitation de la transmission des afférences cutanées plantaires près de 800ms avant que les participants n'exercent les forces initiant le transfert du poids du corps vers la jambe d'appui (i.e., St_1). L'augmentation du SEP (P50-N80) pourrait donc révéler une facilitation du système somatosensoriel (i.e., cutané) qui fournirait des informations pertinentes pour la génération et le réglage précis des forces qui seront appliquées au sol. Le paramétrage de ces forces est important puisque ce sont elles qui permettent de transférer le poids du corps et de passer en appui unipodal avant la réalisation du pas. Cette interprétation est en accord avec les travaux de Bolton et al. [9] qui ont mesuré l'amplitude de la P50 après stimulation du nerf cutané médian (au niveau du poignet) dans une tâche de contrôle de l'équilibre difficile (debout un pied devant l'autre). Ces auteurs ont observé une augmentation de la P50 lorsque le participant touchait légèrement avec sa main une surface qui pouvait servir de référentiel stable dans l'environnement par rapport à une situation où la surface était non référencée sur l'environnement. Cette augmentation de la P50 était associée à une amélioration de la performance puisque la stabilité du corps en était améliorée (i.e., diminution des oscillations posturales) malgré le fait que la surface stable ne pouvait pas "mécaniquement" stabiliser le participant. La P50, qu'elle soit issue d'une stimulation du poignet ou de la sole plantaire, peut donc être modulée lorsque l'afférence est impliquée dans l'équilibre du corps. De courte latence, la P50 serait très vraisemblablement associée à une étape précoce du traitement des afférences somatosensorielles et serait issue du cortex somatosensoriel primaire (SI) [10,11].

La seconde composante N80, a été décrite comme reflétant l'activité du cortex somatosensoriel secondaire (SII) [12]. Par exemple, ces auteurs ont observé une facilitation de la N80 en associant une stimulation vestibulaire suivie d'une stimulation du nerf cutané médian. Cette facilitation n'était pas retrouvée lorsque la stimulation vestibulaire était appliquée immédiatement après stimulation du nerf médian. Leurs données montrent une convergence entre les informations somatosensorielles et vestibulaires. La N80 serait donc le reflet de l'intégration précoce des informations multisensorielles et donc de l'implication du cortex somatosensoriel secondaire (SII). Dans notre étude, la facilitation du complexe P50-N80 pourrait être associée à l'intégration des afférences cutanées plantaires avec les autres informations sensorielles (e.g., proprioceptives, vestibulaires) de façon à créer une représentation de la position et du déplacement du corps nécessaire à l'initiation d'un pas [13]. De façon intéressante, l'amplitude de la facilitation serait liée à la dépendance des participants aux informations sensorielles; elle serait d'autant plus forte que les sujets seraient indépendants visuels et utiliseraient les signaux proprioceptifs en posture difficile afin d'améliorer leur perception de la verticalité et réduire leur dépendance visuelle face à un cadre incliné.

Références

[1] Seki K., Perlmutter SI., Fetz EE. 2003. Sensory input to primate spinal cord is presynaptically inhibited during voluntary movement. Nat Neurosci. 6:1309-16.

[2] Voss M., Ingram J.N., Wolpert D.M., Haggard P. 2008. Mere expectation to move causes attenuation of sensory signals. PLoS One 3: e2866.

[3] Mouchnino L., Robert G., Ruget H., Blouin J., Simoneau M. 2012. Online control of anticipated postural adjustments in step initiation: Evidence from behavioral and computational approaches. Gait & Posture 35 : 616–20.

[4] Mouchnino L., Blouin J. 2013. When Standing on a Moving Support, Cutaneous Inputs Provide Sufficient Information to Plan the Anticipatory Postural Adjustments for Gait Initiation. Plos One 8:e55081.

[5] MacKinnon D., Bissig D., Chiusano J., Miller E., Rudnick L., Jager C., Zhang Y., Mille M-L., Rogers M.W. 2007. Preparation of Anticipatory Postural Adjustments Prior to Stepping. J Neurophysiol 97:4368-79.

[6] Isableu, B., Fourre, B., Vuillerme, N., Giraudet, G., & Amorim, M. A. (2011). Differential integration of visual and kinaesthetic signals to upright stance. Exp.Brain Res., 212, 33-46.

[7] Isableu, B., Ohlmann, T., Cremieux, J., Vuillerme, N., Amblard, B., & Gresty, M. A. (2010). Individual differences in the ability to identify, select and use appropriate frames of reference for perceptuo-motor control. Neuroscience, 169, 1199-1215.

[8] Bray, A., Subanandan, A., Isableu, B., Ohlmann, T., Golding, J. F., & Gresty, M. A. (2004). We are most aware of our place in the world when about to fall. Curr.Biol., 14, R609-R610.

[9] Bolton D.A.E, McIlroy W.E., Staines W.R. 2011. The impact of light fingertip touch on haptic cortical processing during a standing balance task. Exp Brain Res 212:279–291.

[10] Chapin J.K. et Woodward D.J. 1982. Somatic Sensory Transmission to the Cortex during Movement: Phasic Modulation over the Locomotor Step Cycle. Experimental neurology 78:670-684.

[11] Hämäläinen H., Kekoni J., Sams M., Reinikainen K., Näätänen R. 1990. Human somatosensory evoked potentials to mechanical pulses and vibration: contributions of SI and SII somatosensory cortices to P50 and P100 components. Electroencephalography and clinical Neurophysiology 75:13-21

[12] Ferrè E.R., Bottini G., Haggard P. 2012. Vestibular inputs modulate somatosensory cortical processing. Brain Struct Funct 217:859–864.

[13] Kavounoudias A., Roll R., Roll J-P. 1998. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. NeuroReport 9, 3247–52.

Study of fibrosis induced by an implanted medical device,

N. Lewis, S. Renaud, I. Lagroye, E. McAdams, P. Bogonez-Franco, N. Noury, F. Soulier, S. Bernard, C. Lethias, C. Lahuec, M. Arzel, R. Agniel, S. Kellouche, M. Boissiere, F. Carreiras, E. Pauthe, M. Bonneau, C. Kang, S. Binczak, A. Pinna, B. Granado, P. Garda, M. Nadi, M. Terosiet, A. Goguin, A. Histace, O. Romain

Study of fibrosis induced by an implanted medical device

N. Lewis[1], S. Renaud[1], I. Lagroye[1], E. McAdams[2], P. Bogonez-Franco[2], N. Noury[2], F. Soulier[3], S. Bernard[3], C. Lethias[4], C. Lahuec[5], M. Arzel[5], R. Agniel[6], S. Kellouche[6], M. Boissiere[6], F. Carreiras[6], E. Pauthe[6], M. Bonneau[7], C. Kang[7], S. Binczak[8], A. Pinna[9], B. Granado[9], P. Garda[9], M. Nadi[10], M. Terosiet[11], A. Goguin[11], A. Histace[11] and O. Romain[11]

1. IMS – Laboratoire de l'Intégration du Matériau au Système – UMR5218, Bordeaux, France.
2. INL – Institut de Nanotechnologie de Lyon – UMR, Lyon, France.
3. LIRMM – Laboratoire d'Informatique, de Robotique et de Microélectronique de Montpellier – UMR, Montpellier, France.
4. IBCP – Institut de Biologie et Chimie des Protéines – UMS3444, Lyon, France.
5. Lab-Sticc – Laboratoire des Sciences et Techniques de l'Information, de la Communication et de la Connaissance – UMR6285, Brest, France.
6. ERRMECE – Equipe de Recherche sur les Relations Matrice Extracellulaire-Cellule, EA1391, Cergy Pontoise, France
7. XP-MED, France.
8. LE2I – Laboratoire Electronique, Informatique et Image – UMR6306, Dijon, France.
9. LIP6 – Laboratoire d'Information de Paris 6 – UMR7606, France.
10. IJL – Institut Jean Lamour – UMR7198, Nancy, France.
10. ETIS – Equipe Traitement de l'Information et Système – UMR8051, France.
noelle.lewis@ims-bordeaux.fr

***Abstract*— This paper focuses on the study of fibrosis induced by an implanted medical device and explores the possibility of characterizing this process by *in situ* measurement of electrical impedance. The approach combines electrical and biological characterizations of fibrotic tissue, applied to electrodes implanted in animal models. A comparative study of electrical and biological parameters collected at the same time will enable the identification of an electrical marker of fibrosis development, which can be used for establishing a monitoring method. Adopting an interdisciplinary approach, intermediate embedded prototypes, autonomous and portable by animals, will be developed to confirm the feasibility of the continuous monitoring method and finally to propose architectural solutions (embedded computing and specific electrode) applicable to a wide variety of prosthetic implants. The paper will present some initial results on the electrical model of the fibrosis and the methodology used to obtain it.**

Keywords: Fibrosis, Electronic Implant, Impedance spectroscopy, Embedded System, Medical Device.

I. INTRODUCTION

Innovations in integrated circuit technologies have spurred a revolution in *in vivo* healthcare monitoring, thereby catalyzing a significant growth in implantable medical devices. A variety of diseases and disabilities can now be addressed using medical implants [1] and prosthetics [2]. For example, vascular prostheses or stents act mechanically and correspond to *passive implants*; numerous disabilities are restored by *active implants* that act by electrical stimulation such as pacemakers [3-4] and neurostimulators [5-6]. Other implantable bioelectronic systems can deliver drugs [7] or metabolites in a closed-loop response to the continuous monitoring of a relevant biomarker and therefore involve an implanted biosensor (e.g. artificial pancreas [8]). Furthermore, in the context of demographic statistics, implantable healthcare monitoring has the potential of continuously assessing biomarkers for real-time personal care.

While the potential benefits of implantable bioelectronic devices are significant, the risk of chronic side effects must be addressed for safe and accurate long-term application. For example, in some prosthetic devices, actuation and control functionality degrades significantly during the first two years of use, largely due to the degradation of the electrode-tissue interface. Among the dysfunctions identified by pacemaker manufacturers, for instance, fibrosis of the interface myocardial tissue-electrode is cited as an important source of pacing problems, in the same way as battery depletion.

More generally, the degradation of the biotic-abiotic interface over time has a major impact on the reliability and functionality of a wide range of vital implanted monitoring and therapeutic devices.

II. FIBROSIS

When implanting an *in vivo* foreign device into the body, a particular tissue is produced as a self-defence reaction. More precisely, in the first days after the device is implanted (D1-D3), a natural inflammatory reaction is induced, characterized by diffusion of small molecules called cytokines. These molecules locally interfere with the nearby environment by activating a cellular proliferation phenomenon jointly with the proliferation of particular cells with repairing capabilities called myofibroblasts. The proliferation of myofibroblasts is strongly related to the

production of extracellular matrix that can be indirectly emphasised by visualization of dedicated proteins: fibronectin and collagenous fibers. The main role of fibronectin is to aggregate the myofibroblasts through the activation of a migration step. In parallel, the collagen induces a rigidity of the new born tissue. In the natural cicatrisation phenomenon, the myofibroblasts slowly vanish (programmed cellular death) once the inflammatory phenomenon stops. This enables the tissue volume to reduce and to return as close as possible to the former original structure. The fibrosis phenomenon is different from cicatrisation since the presence of activated cells (expressing alpha -Smooth Muscle Actin, α-SMA) is maintained over a longer duration implying a continuous accumulation of extracellular matrix. This "fibrotic" tissue is thus essentially constituted of beams of fibrils of collagen and of myofibroblasts that encapsulate the foreign device, so that it can no longer be “seen” by the body. In the case of a chemically stable and not corrupted material, the thickness of the capsule stabilizes after a phase of growth.

III. Impedance Spectroscopy

Good electrode design is not as simple and straightforward a matter as is often assumed, and all electrode designs are not equal in performance.
If the clinician is to properly diagnose the patient’s cardiac problem, for example, it is imperative that the measured biosignal is clear, undistorted, and artifact-free. Unfortunately, monitoring bioelectrodes, if they are not chosen correctly, give rise to significant problems making biosignal analysis difficult, if not impossible.

A. The Electrode–Tissue Impedance.

Current or charge is carried by ions inside the patient’s body and by electrons in the electronic device itself and in its leads. The ‘‘charge-transfer’’ mechanism between current/charge carriers takes place at the electrode-patient interface and is of major importance in the design of an optimal electrode [9].

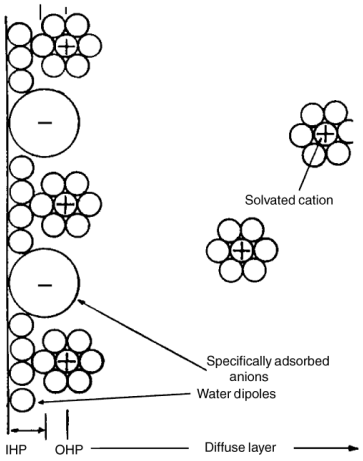


Fig. 1: Schematic representation of the electrode-tissue interface

In order for some of the ions in the electrode gel or in the body fluids to transfer their charge across the interface, many must first diffuse to the electrode–electrolyte interface under the influence of electrostatic attraction. Here they adsorb to the electrode surface and form the outer Helmholtz plane (OHP – [10]). If the electrode has a negative charge relative to the electrolyte, positive ions will be attracted to the interface region and adsorb onto the electrode surface. As a consequence, there is a layer of negative charge on the metal surface and a layer of equal but opposite charge on the electrolyte side of the interface, both separated by a small distance across the OHP (see Fig. 1).

A double layer of charge therefore exists at the interface, and such a system behaves like a parallel plate capacitor often termed the double-layer capacitance, C_{dl}.
Some DC (or faradaic) current does, however, manage to leak across the double layer due to electrochemical reactions transferring charge across the interface. These reactions experience a charge transfer resistance, R_{CT} (fig.2), which can be thought of as shunting the nonfaradaic, double layer capacitance and whose expression can be derived from the Butler–Volmer equation.

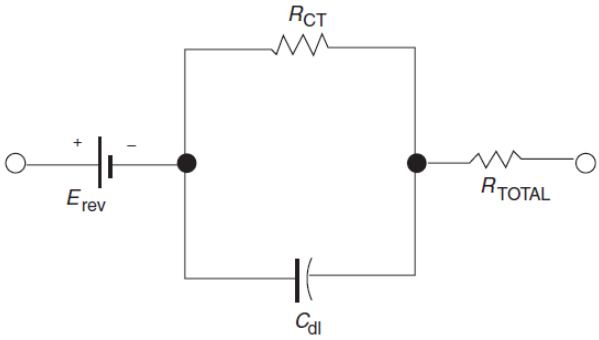


Fig. 2: Equivalent circuit model of the electrode-tissue interface impedance

The interface impedance should theoretically be well represented by an equivalent circuit model comprising the double-layer capacitance in parallel with the charge transfer resistance, R_{CT}. Both are in series with R_{TOTAL}, the relatively small resistance due to the sum of the lead and tissue resistances/impedances (see later for a fuller treatment).

B. Complex Impedance Plot.

If, for each frequency of ac signal used to measure the impedance, the real part of the measured impedance (Z' or R_S) is plotted on the x-axis and the imaginary part (Z'' or X_S) on the y-axis of a graph, one obtains a Nyquist or complex impedance plot. The impedance locus for the above simple equivalent circuit model of the interface impedance is plotted on a complex impedance plot on Fig. 3.

Low frequency data are on the right side of the plot and higher frequencies are on the left. Theoretically impedance locus should have the form of a semi-circle with high and low frequency intercepts with the real axis at 90° (due to the presence of C_{dl} in parallel with R_{CT}). At very low frequencies, the impedance is equal to $R_{TOTAL} + R_{CT}$, the diameter of the semicircle being equal to R_{CT}. At higher frequencies, the impedance is influenced by the value of the parallel capacitance C_{dl}. As the capacitive impedance decreases with increasing frequency, current therefore flows through it and the total impedance of the parallel combination decreases. The reactive component and the phase angle increases from zero, reaches a maximum value

(which depends on the relative sizes of R_{TOTAL} and R_{CT}), and then decreases again toward zero. At high frequencies, the impedance is determined by the series resistance R_{TOTAL}.

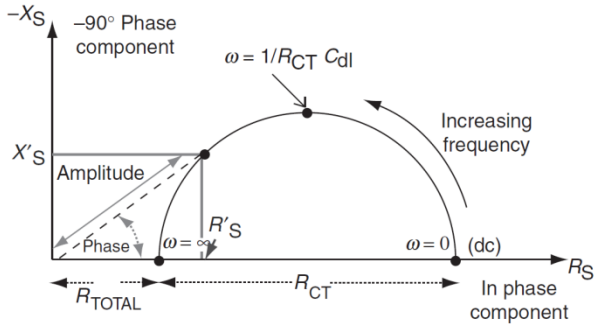


Fig. 3: Complex Impedance plot of the electrode-tissue interface impedance

A good electrode, from an electrical point of view, will have a very low value of R_{CT}. Charge will be transferred across the interface almost unimpeded and little voltage will be dropped across the interface. Implanted electrodes are generally made from inert or noble materials so that they do not react (easily) with surrounding tissues. Unfortunately, as a consequence, they tend to give rise to large interface impedances. They have good biocompatibility characteristics but poor electrical interface properties.

Large mismatched contact impedances can cause signal attenuation, filtering, distortion, and interference in biosignal monitoring. If contact impedances are significant compared with the input impedance of the amplifier, they can give rise to signal attenuation as a result of the voltage divider effect. A more significant problem develops, however, because the contact impedance varies with frequency. The frequency-dependence of the contact impedance is a consequence of the presence of parallel capacitances at the electrode-tissue interface. At very high frequencies, the contact impedances are very small and, therefore, no attenuation of the high frequency parts of the biosignal exists. At low frequencies, the contact impedances can be very large and, hence, significant attenuation of low frequency components of the biosignal can exist. The overall signal is not only attenuated, it is also distorted with its low frequency components selectively reduced.
Various techniques are therefore used to effectively decrease the otherwise large interface impedances of the noble or inert materials used for their biocompatible properties.

C. *Tissue Impedance*

When high frequency electrical current flows through biological tissues, it will flow principally through the cell membranes, of capacitance C_m, and the intra-cellular fluid of resistance R_i. This is because the capacitive cell membranes have negligible impedance at these frequencies. At very low frequencies, the impedances of the cell membranes are very large and the low frequency current flows through the extra-cellular fluid of resistance R_e.

A simple equivalent circuit model of tissue impedance is therefore comprised of the series combination of the capacitance C_m, and the resistance R_i both of which are in parallel with the extra-cellular fluid of resistance R_e (fig. 4).

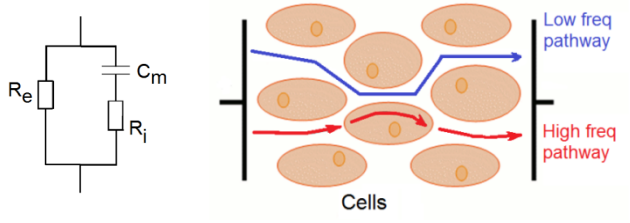


Fig. 4.a: Simple Equivalent circuit model of tissue impedance. Fig. 4.b: Schematic representation of current flow through a biological tissue

D. *Overall Complex Impedance Plot of the Tissue Impedance and Electrode-Tissue interface impedance*

Both the Electrode-Tissue interface impedance and the tissue impedance theoretically give rise to semi-circular arcs on complex impedance plots as shown on Fig. 6. Due to the parameter values of the interface impedance, hence determining the impedance's time constant and characteristic frequency, the electrode-tissue interface impedance dominates at low frequencies (right hand side of the diagram) and that of the tissues dominates the high frequencies (left hand side).

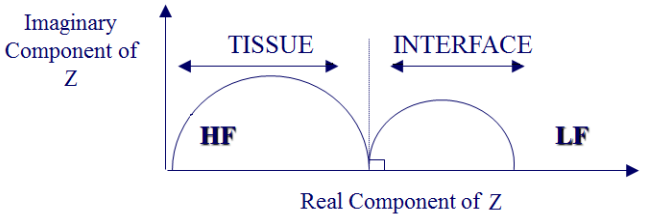


Fig. 5: Complex Impedance plot of the combination of the electrode-tissue interface and the tissue impedances

In the above simplified and theoretical case (fig. 5), the two arcs are perfect semi-circular arcs with high and low frequency intercepts with the real axis at 90° (due to the presence of perfect capacitors in both equivalent circuits).

Unfortunately, such ideal capacitive behavior is rarely observed, either at electrode-tissue interfaces or for biological tissues. Instead, we generally find "depressed" semi-circular arcs whose centers lie below the real axis and whose high and low frequency intercepts with the real axis are at angles $\phi \neq 90°$.

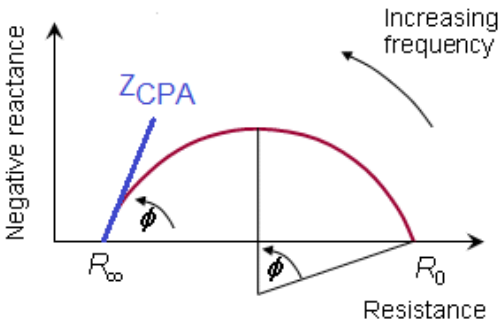


Fig. 6: Typically observed impedance locus for either the electrode-tissue interface impedance or the tissue impedance

In these cases, the impedance is better modeled by the empirical equation:

$$Z = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + j\omega\tau^\alpha} \quad (1)$$

Note: in this case the depression angle is given $\phi = \alpha\pi/2$

Although many theories have been put forward to explain this non-ideal capacitive behaviour of tissues and interfaces, it can be simply modeled by replacing the capacitors in the previous circuit models by empirical, frequency-dependent, "pseudo-capacitive", constant phase angle impedance, Z_{CPA} (2).

$$Z_{CPA} = \frac{1}{Q(j\omega)^\alpha} \quad (2)$$

Q is a measure of the magnitude of the pseudo capacitance and has units of s^α/Ω or $Fs^{\alpha-1}$.

Others prefer to think of Z_{CPA} as an impedance (3), it has then the units of $\Omega s^{-\alpha}$, K is thus used as the measure of the magnitude of this impedance,

$$Z_{CPA} = \frac{K}{(j\omega)^\alpha} \quad (3)$$

In both cases, α is a constant such that $0<\alpha<1$.

In the project FibroSES, the electrode-tissue impedances were measured over the frequency range 5Hz to 100kHz. At frequencies above 100kHz, there were considerable artifacts and the results were therefore analysed over the frequency range 5Hz to 100kHz.
Over this frequency range we were effectively at the high frequency end of the electode- electrolyte interface arc. We were not able to see the effects of the parallel charge transfer resistance, R_{CT}, which causes the arc to bend over at low frequencies towards the real axis, and hence we observe only the straight line portion of the arc due to the Z_{CPA}.

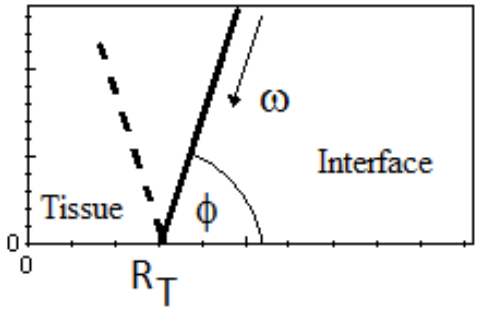


Fig 8 Typically observed impedance locus for either the electrode-tissue interface impedance or the tissue impedance

As our frequency range is insufficient to see the semi-circular arc due to the tissue resistance, we only observe see its low frequency intercept, denoted R_T on figure 8 (equivalent to Re on figure 5).

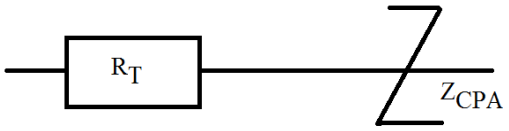


Fig 9 Simplified model of the tissue impedance and the electrode-tissue interface impedance used in our study.

We therefore modelled the measured data using an equivalent circuit model comprising the series combination of a resistance, R_T (representing the low frequency electrical properties of the tissues), and an empirical pseudo-capacitance, Z_{CPA} (representing the high frequency electrical properties of the electrode-tissue interface).

IV. Methodology to Identify the Fibrosis Phenomenon with Impedance Spectroscopy

The development of fibrosis surrounding an implanted device or an implanted electrode is reflected by a characteristic change in the measured electrical impedance of the interface and/or of the tissue itself. We will adopt an experimental approach, based on repeated in vivo impedance measurements over time, along with periodic biological characterizations, to identify physical and biological key influences in the formation and development of fibrosis, and to define a reliable and reproducible impedimetric-based fibrosis indicator.

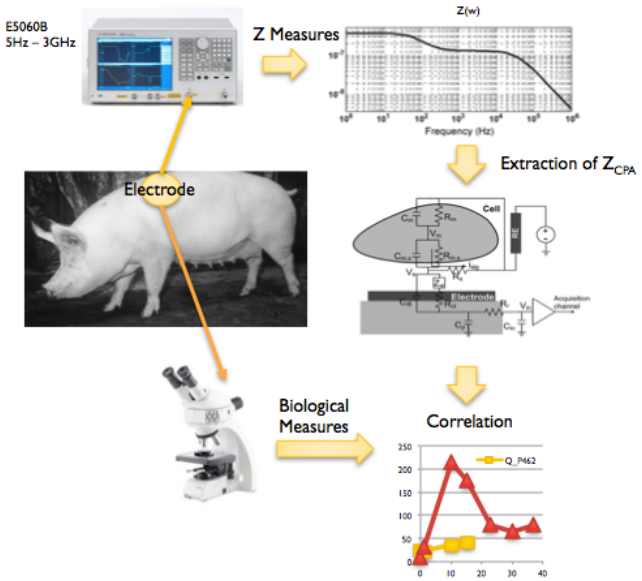


Fig 7. Methodology

For this purpose, the methodology used is summarized on Fig. 7. It is based on the implementation of a cuff-electrode (with 4 contacts) *in vivo* on a mini-pig, to make periodic impedance measurements between two of the electrodes on the cuff and, in parallel, to extract biological markers from cuff following its explantation. From the impedance measurements, impedimetric parameters such as Z_{CPA} are calculated and compared to the appearance and extent of the biological markers. Some further details are

given in the following sections.

A. Histological analysis – Evaluation of fibrosis markers

This analysis was performed on the tissue associated with explanted cuffs. Fibrosis intensity was determined by a combination of two analyses. Firstly, thickness of the tissue associated with the explanted cuffs was measured on sections stained with toluidine by using an ocular reticule (Leica DM750 microscope). Secondly, the analysis of fibrosis-specific molecular markers (alpha-SMA, fibronectin EDA module and type I collagen) was performed by immunolabeling. After saturation with Bovine Serum Albumin, cryosections were incubated with primary antibodies against fibrosis markers (Abcam), rinsed and incubated with secondary antibodies conjugated with Alexa546 (Life Technologies). Finaly nuclei were counterstained with 4',6'-diamidino-2-phénylindole (DAPI) and observations were performed with a Zeiss Axioplan microscope equipped with epifluorescence. The presence of fibrosis markers (graded 0 to 3) was determined by the three following parameters: the detection of one or several markers, their presence in a localized region or in the whole thickness of the tissue and the intensity of labeling.

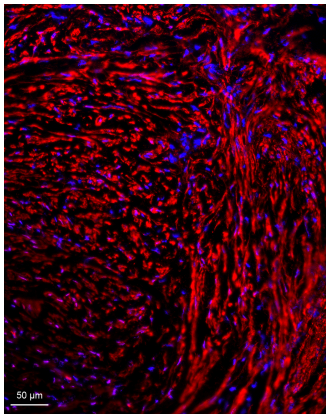


Fig 8. α-SMA expression (red) in the tissue surrounding cuff. Nuclei (Blue).

B. Characterization of fibrosis indicators on explanted electrode-tissue interfaces and in vitro fibroblast culture

Explanted cuff-electrodes (with associated tissue or not) were incubated in DMEM-Glutamax cell culture medium supplemented with 1% penicillin/streptomycin during 24hours. These conditioned media containing fibrosis indicators secreted *in vivo* were used in fibroblast cell culture and kept in 5% CO_2 in a humidified atmosphere at 37°C.

The analysis of fibrosis molecular indicators (α-SMA, fibronectin EDA module and type I collagen) was performed by immunofluorescence. Thus, fibroblasts were cultured (?) on glass coverslips in 24-well plates, fixed with 3% paraformaldehyde (PFA) in Phosphate Buffer Saline (PBS) and permeabilized with 0.1% Triton X-100 in PBS. The coverslips were saturate with PBS supplemented with 0.5% BSA, washed with PBS supplemented with 0.5% BSA and 0.1% Tween (rinsing buffer) and incubated with primary antibodies (AbCAM) for 2 hours at room temperature. They were then washed 3 times in rinsing buffer and incubated with secondary antibodies conjugated with Alexa Fluor 555 (Life Technologies) for 1 hour. Finally nuclei were stained with DAPI. Coverslips were mounted in Prolong Gold antifade reagent (Invitrogen) and examined with laser scanning confocal microscopy (LSM710, Zeiss). Controls, in which primary antibodies were replaced with PBS, were negative. DMEM culture medium, which had never been in contact with the cuff-electrodes, was used as control. This control was necessary to attribute the potential effects observed to soluble factors secreted in cuff-electrodes conditioned media.

Explanted cuff-electrodes without tissue were also analyzed for the presence of fibrosis extracellular matrix indicators (fibronectin EDA module and type I collagen) using immunofluorescence. After fixation with 3% PFA in PBS and saturation with PBS supplemented with 0.5% BSA, the cuffs were incubated with primary antibodies (AbCAM) for 2 hours at room temperature. Then rinsed and incubated with secondary antibodies conjugated with Alexa Fluor 555 (Life Technologies)

Evaluation of extracellular matrix fibrosis indicators (graded 0 to 3) was determined as follows: "0" absence of indicators; "1" the detection of one or several markers without organization; "2" the detection of one or several markers in fibrillar organization and "3" the detection of one or several markers in intense fibrillar organization. Evaluation of cell alpha-SMA fibrosis marker (graded 0 to 3) was determined as follows: "0" absence; "1" weak detection; "2"detection and "3" plentiful detection of the marker.

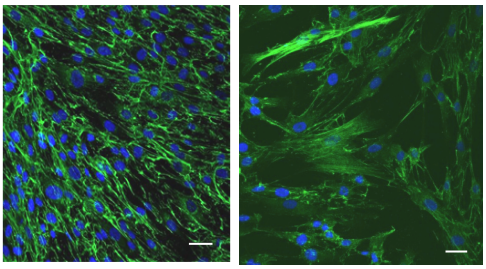
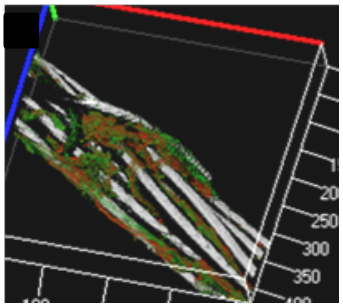


Fig 9. a) Detection of type I Collagen (green, left) in intense fibrillar organization and alpha-SMA (green, right) on fibroblast grown in conditioned medium. Nuclei (Blue). Scal bar = 50µm.



b) Detection of Fibronectin (green) and type I Collagen (red) on explanted cuff-electrode

C. In vivo experimentations

Experiments were conducted following the methodology described in IV. Three mini-pigs were implanted with cuff electrodes on carotid arteries, and electrode impedances was characterized every 3 to 5 days. The mini-pigs were

sacrificed respectively on day 1, i.e. after 1 day (pig#0), day 15 (pig#1) and day 37 (pig#2), and histological and biological analyses were performed on the electrodes and surrounding tissues.

V. Preliminary Results

We present here the preliminary results obtained on this first series of pigs. Impedance model parameters (as described in III-D) are plotted in figure 9. Measurements at day 0 were done during the surgery, and are not considered indicative for fibrosis characterization as the tissue-electrode interface was yet not stabilized. From day 1 to day 15 we observe an increase/increase/decrease in $R_T/Q/\alpha$; from day 15 to day 37 we observe opposite variations (i.e. decrease/decrease/increase for $R_T/Q/\alpha$).

Biological analysis (tissue thickness, *in vitro* markers) conducted at day 15 on pig#1 and at day 37 on pig#2 shows an increase in fibrosis at day 15 (graded 2), and a slight decrease at day 37 (graded 1 and 2, smaller tissue thickness).

We therefore suggest that electrical and biological measurements are correlated, with a fibrosis increase evidenced by an increase in R and Q and a decrease in α, and vice versa.

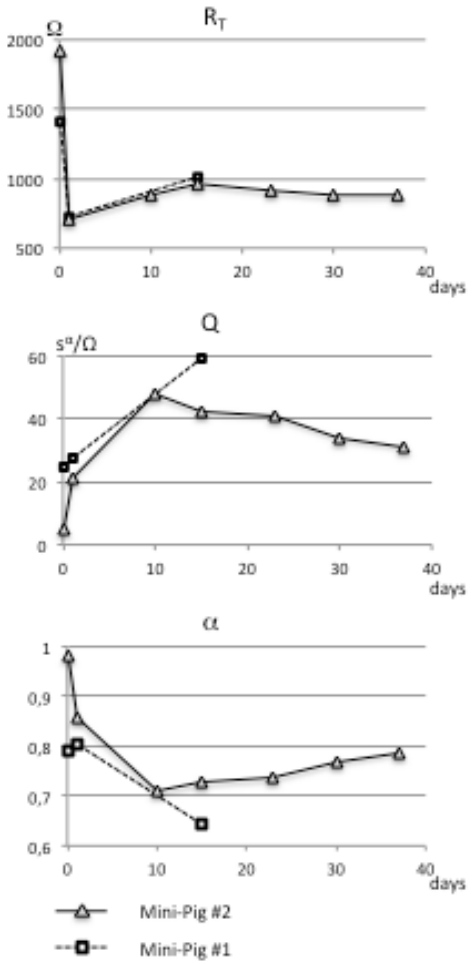


Fig 9. Impedance parameters R_T, Q, α from experiments on 2 mini-pigs. Impedance measurements were performed at day 0, 1, 10, 15 on mini-pig#1, which was sacrificed for histology and biological analysis at day 15. Impedance measurements were performed at day 0, 1, 10, 15, 23,30,37 on mini-pig#2, which was sacrificed for histology and biological analysis at day 37.

VI. Conclusion

This paper involves the study of fibrosis induced by an implanted medical device. The empirical approach combines electrical and biological characterizations of fibrotic tissue, applied to electrodes implanted in an animal model. A comparative study of electrical and biological parameters collected as a function of time evidenced a correlation between an electrical marker of fibrosis development and biological markers. The preliminary results presented are very encouraging and, in the near future, new animal experimentation will be performed to confirm them.

Acknowledgement

This work is supported by the DEFI-SENS program of the French National Research Agency (CNRS).

References

[1] J. Mazeyrat, O. Romain, E. Flecher, PY. Lagree, M. Destrade, M. Karouia, P. Leprince, P. Garda, « Wireless Communicative Stent for Follow-Up of Abdominal Aortic Aneurysm", 2006 IEEE Biomedical Circuits & Systems Conference, to be held in London from Nov 29 - Dec 1, 2006.

[2] C. Lahuec, S. Almouahed, M. Arzel, D. Gupta, C. Hamitouche, M. Jezequel, C. Roux, E. Stindel,"A self-powered telemetry system to estimate the postoperative instability of a knee implant". IEEE transactions on biomedical engineering, march 2011, vol. 58, n° 3, pp. 822-825

[3] M. A. Wood and K. A. Ellenbogen, "Cardiac Pacemakers From the Patient's Perspective", Circulation, 2002, vol 105, pp2136-2138.

[4] L. R. Hochberg, M. D. Serruya, G. M. Friehs, J. A. Mukand, M. Saleh, A. H. Caplan, A. Branner, D. Chen, R. D. Penn and J. P. Donoghue, "Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia", Nature, 2006, 442, pp164- 171.

[5] Weiland, J.D.; Humayun, M.S., "Visual Prosthesis," Proceedings of the IEEE , vol.96, no.7, pp.1076,1084, July 2008

[6] D. Fischell, R. Fischell and A. Upton, "Implantable neurostimulator having a data communication link", US/200220002390, US Patent App. 09/932,178, 2002.

[7] D. A. Lavan, T. McGuire and R. Langer,"Small-scale systems for in vivo drug delivery", Nature Biotechnology, vol.21, pp1184-1191, 2003.

[8] J. aremko, O. Rorstad,"Advances toward the implantable artificial pancreas for treatment of diabetes", Diabetes Care, 1998, vol. 21, pp444-450,

[9] E. McAdams, "BioElectrodes", Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, pp120-166, Second Edition, edited by J. Webster. 2006 John Wiley and Sons.

[10] Bard AJ, Faulkner LR. Electrochemical Methods. New York: John Wiley & Sons; 1980.

Conférences invitées

Repérage et suivi de la fragilité physique des personnes âgées,

J. Duchêne

Repérage et suivi de la fragilité physique des personnes âgées

Jacques DUCHENE
Institut Charles Delaunay
UMR CNRS 6279 STMR :
Sciences et Technologies pour la Maîtrise des Risques
Université de technologie de Troyes
12, rue Marie Curie - CS 42060 - 10004 Troyes cedex

Vivre à domicile est aujourd'hui de plus en plus accepté, voire demandé par les personnes âgées dans la plupart des pays européens. Cette situation présente un certain nombre d'avantages comme vivre dans un environnement familier, maintenir les liens sociaux, et réaliser les activités de la vie quotidienne. Or cette population est soumise à des situations de plus en plus stressantes (diminution de la capacité physique, apparition de pathologies, chutes, rupture des liens sociaux, la réduction des produits financiers, etc.) [1]. En outre, sa capacité à réagir à ces événements stressants est réduite, ce qui peut induire un risque de fragilité, d'où une dégradation possible vers la dépendance si cet état de fragilité n'est pas détecté assez tôt.

Le concept de fragilité a considérablement évolué au cours des dernières années, même s'il n'y a toujours pas de consensus sur sa définition. Cependant, plusieurs modèles ont été proposés dans la dernière décennie. Le modèle de Rockwood et Mitnitski [2] est le plus complet. Il inclut 70 indicateurs de fragilité. Ce nombre très important d'indicateurs implique que ce modèle est par nature très complexe à mettre en œuvre. Celui de Studenski [3] est un questionnaire à 39 items incluant à la fois des indicateurs de capacité physique et des informations plus subjectives sur l'état émotionnel, la perception par la personne de son état de santé etc. Le modèle de Strawbridge [4] est fondé quant à lui sur l'analyse de quatre dimensions de la fragilité : physique, nutritionnelle, cognitive et sensorielle. Fried et al [5] ne s'adressent qu'à la fragilité physique à l'aide de cinq critères : perte de poids, vitesse de la marche, perte de force musculaire, fatigue et diminution de l'activité physique. Il existe enfin des modèles plus simples n'incluant qu'un ou deux paramètres à évaluer [6,7] mais la validité de ces modèles n'est pas suffisamment avérée au regard d'une classification fragile/non fragile.

Lorsque la question est de prévenir le risque de fragilisation en pratiquant des actions de repérage en dehors du cabinet du clinicien par des non médecins dans le cadre d'un dépistage à grande échelle, ou de suivre en continu l'efficacité d'un plan d'action à domicile en confiant la mesure aux personnes âgées elles-mêmes, le choix est nécessairement guidé vers un modèle simple et rapide dans son utilisation sans nuire à sa qualité de repérage et de suivi des personnes à risque, et produisant des résultats reproductibles. Dans ces conditions, le modèle de Fried apparaît convaincant et bien adapté à une utilisation en milieu non contrôlé. Toutefois, il nous semble important d'y inclure une estimation de la qualité de l'équilibre, intervenant de façon significative dans l'évaluation du risque de chute.

Le pack ARPEGE est une réponse technologique pour l'alimentation des indicateurs de Fried en repérage et en suivi de la fragilité physique. Il regroupe un ensemble de dispositifs d'utilisation très simple et totalement intuitive, visant à alimenter les indicateurs de fragilité physique de Fried, en particulier la perte de poids, la vitesse de la marche et la force de préhension palmaire, en y incluant la qualité de l'équilibre. En suivi, il comprend également l'évaluation du niveau d'activité physique. Ce pack doit pouvoir être utilisé par les professionnels de santé, les aidants professionnels et naturels, ou même par les personnes âgées elles-mêmes à leur domicile au cours d'un suivi.

Trois programmes sont en cours pour évaluer la valeur informative du pack ARPEGE :

- Un programme d'évaluation de sa qualité diagnostique en matière de repérage de la fragilité. 220 personnes sont évaluées à trois reprises (T0, M6, M12) dans le cadre d'un protocole multicentrique dont l'objectif est d'une part de comparer les informations du pack à une évaluation gérontologique standardisée, d'autre part d'optimiser le traitement des signaux produits par les dispositifs au regard de tests de référence.
- Un programme d'évaluation de sa qualité d'usage, toujours en repérage. Il s'agit là d'évaluer la valeur ajoutée des informations produites par le pack dans le cadre de l'activité professionnelle d'évaluateurs de caisse de retraite visitant les personnes âgées à leur domicile pour en évaluer les besoins en matière d'aide.
- Un programme de suivi des personnes à leur domicile. Cette fois, il s'agit plutôt d'un coaching de la personne âgée par un professionnel de santé. Ils définissent ensemble des objectifs à atteindre. Ensuite, c'est la personne âgée elle-même qui réalise les mesures selon un agenda prédéfini avec le coach. Ce programme doit permettre de juger de la pertinence des dispositifs dans un cadre d'auto-mesure

au domicile, et du caractère motivant d'un coaching utilisant ces dispositifs.

Tous les développements ont été faits en étroite interaction avec les usagers (professionnels, personnes âgées elles-mêmes), dans une approche de conception participative. Le Living Lab ActivAgeing mis en place à l'Université de technologie de Troyes a largement contribué à mettre en œuvre cette démarche de conception où les usagers sont au cœur du développement avant même l'établissement du cahier des charges.

Remerciements

Les différents projets ont été cofinancés par la Région Champagne-Ardenne, les fonds européens FEDER et l'organisme néerlandais pour la recherche en santé (ZonMw).

References

[1] L. P. Fried, E. C. Hadley, J. D. Walston, A. B. Newman, J. M. Guralnik, S. Studenski, et al., "From Bedside to Bench: Research Agenda for Frailty," Sci. Aging Knowl. Environ., vol. 2005, pp. pe24-, 2005.

[2] K. Rockwood and A. Mitnitski, "Frailty defined by deficit accumulation and geriatric medicine defined by frailty," Clin Geriatr Med, vol. 27, pp. 17-26, 2011.

[3] S. Studenski, R. P. Hayes, R. Q. Leibowitz, R. Bode, L. Lavery, J. Walston, et al., "Clinical Global Impression of Change in Physical Frailty: development of a measure based on clinical judgment," J Am Geriatr Soc, vol. 52, pp. 1560-6, 2004.

[4] W. J. Strawbridge, S. J. Shema, J. L. Balfour, H. R. Higby, and G. A. Kaplan, "Antecedents of frailty over three decades in an older cohort," J Gerontol B Psychol Sci Soc Sci, vol. 53, pp. S9-16, 1998.

[5] L. P. Fried, C. M. Tangen, J. Walston, A. B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, et al., "Frailty in Older Adults: Evidence for a Phenotype," J Gerontol A Biol Sci Med Sci, vol. 56, pp. M146-157, 2001.

[6] T. M. Gill, "Geriatric medicine: it's more than caring for old people," Am J Med, vol. 113, pp. 85-90, 2002.

[7] G. Abellan van Kan, Y. Rolland, S. Andrieu, J. Bauer, O. Beauchet, M. Bonnefoy, et al., "Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force," J Nutr Health Aging, vol. 13, pp. 881-9, 2009.

Accessibility for People with Cognitive Disabilities - Better Inclusion into R&D,

K. Miesenberger

Accessibility for People with Cognitive Disabilities - Better Inclusion into R&D

Klaus Miesenberger, University of Linz
Institute Integriert Studieren
Linz, Austria
klaus.miesenberger@jku.at

***Abstract*— In contrary to accessibility in general, cognitive accessibility has been taken up only recently. One of the key reasons for this is the lack of methodologies and tools to reach a common level of language which would allow user driven and user involved research and development (R&D). This summary of the keynote presents an approach demonstrating how cognitive accessibility research and practice could be organized and some first results of R&D activities are discussed.**

Keywords—Cognitive Accessibility, Accessibility, User Centred Design, People with Cognitive Disabilities

I. Introduction

Accessibility of information, systems and services has improved considerably over the last decades. Many people with disabilities do have better and much more independent access. Of course, in comparison to the exploding amount information, one still might argue that the situation is becoming worse, that take up is lacking far behind. At least accessibility becomes part of common sense and is respected at political and legal level. [e.g. 1]

Recommendations, guidelines, legislation and a considerable amount of tools are in place supporting an accessible provision of information and implementation of systems and services. Thereby the focus has been on enabling "perceptual" access to and allowing easier and more accessible navigating/manipulating of information. The multi-media power of information and communication technology (ICT) allows conveying information, which is machine-readable and computable in a variety of ways (e.g. visual, audible, haptic). The multi-modality of ICT integrates a broad variety of interaction and manipulation possibilities including those of people with severe motor disabilities. Accessibility might be built in into mainstream systems or services or may cooperate with specialized Assistive Technology (AT) supporting the conversion/display in alternative formats for alternative sensory access and alternative interaction. [2]

II. Open Issue: Cognitive Accessibility

Accessibility in most aspects has been done under the assumption that users, when getting access in a perceptual and manipulating sense, will "understand" the content. But many people and in particular those with cognitive disabilities and also other groups, e.g. those with migration background or not speaking the language in use, do have problems in understanding the content, what adds cognitive accessibility as a third dimension to perceptual and manipulating accessibility which so far did not get according attention. Cognitive accessibility is still very often seen as an issue to be addressed by specialized service providers what makes these users "one of the last groups" in the accessibility movement. [3, 4]

Reasons for this are manifold but in many aspects related to the importance of managing verbal or spoken language which forms the basis for all our interaction and therefore also on accessibility research and practice. Every day communication and also our scientific and research discourse and methodologies are based on verbal language allowing us to catch, describe, discuss and reason real world domains to understand and impact on them. Being “in the language” [5] allows participation and contributing. Only when one can understand and express oneself in the language used, participation and inclusion can work.

III. Key Requirment: User Involvement

User involvement and user centered design has been one of the key drives and success factors in accessibility. [6] Those who are in the inclusion and accessibility language have been first in promoting and focusing on accessibility issues of their own core interest. This outlines why cognitive accessibility is behind due to the additional language layer making user involvement much more complex. Like in and often much more than in every day communication we often fail due to a) lack of potential in self advertising and b) missing alternative or adapted language methodologies, approaches and tools. Addressing cognitive accessibility adequately asks first of all for appropriate methods of user involvement as a pre-requisite for thorough R&D in cognitive accessibility. Therefore it is no surprise that the state of the art in accessibility and standards [e.g. 7, 8] includes cognitive accessibility but a) in an unspecific manner and b) at lower priority [3,4]. The lack in R&D of recommendations, guidelines and tools makes cognitive accessibility less confined and measurable.

IV. Peer to Peer Service Evaluation for People with Cognitive Disabilities [9]

How to overcome this situation? The above analysis underlines the need to first develop a common basis for communication and cooperation about a topic as a prerequisite for a user centered approach. The Proqualis (www.proqualis.at) service at our institute, put in place via the spin-off association KI-I (www.ki-i.at) provides a unique

platform for hands-on user centered R&D in the field of cognitive accessibility.

Proqualis embeds cognitive accessibility research into an innovative peer to peer quality evaluation scheme of services for people with cognitive disabilities in our region. Traditional quality evaluation of services tends to be conducted on a management or support staff level. Again in many aspects due to the languages barriers people with cognitive disabilities are not part of the quality assurance procedures even of their own services. There are of course attempts to overcome this and end users get involved but this often risks using a mediated feedback via a third person and still results can't avoid hidden dependencies between clients and staff.

Proqualis has been initiated and supported by the regional government out of their own interest to get a more objective feedback on the services they finance to allow better guidance and development. Proqualis implements user centered approach by training and employing people with cognitive disabilities to act as quality evaluators. In cooperation with these "real user experts", Proqualis develops methodologies and tools for peer to peer evaluation (e.g. questionnaires, interviews). The experts with cognitive disabilities are the co-developers and uses KI-I and our institute as a resource to fulfill its job.

This user centered scheme allows conducting high quality evaluation and later on consulting for people with cognitive disabilities and all stakeholders involved (e.g. service providers, funding organizations). The innovation lies within the peer to peer approach as "real user experts"

- are educated and trained to become evaluators able to prepare and conduct interviews on a peer to peer level,
- develop their targeted tools (e-questionnaires, analysis and presentation tools) using e.g. easy to read and symbol support,
- organize and reach out to perform the evaluation at the place of the service provision,
- assess and evaluate the results,
- report and present the results and
- get involved in follow-up consulting activities.

Proqualis high quality and empirically sound results with significant value for people with cognitive disabilities and all stakeholders involved in service provision.

V. Including People with Cognitive Disabilities into Research and Development

The set-up, the organization and in particular the development of the tools which are needed are a challenging R&D task for KI-I and our institute, which is driven by the users. The starting point is the development of a common communication level which is the foundation for inclusive and user centered activities, both for the evaluation job but also for the R&D work at the institute. This forming of a common cooperation level and the co-development of tools is seen as an example how cognitive accessibility research can be successful. The key issue of success is that the ownership and the lead in the selection of topics, aspects of importance, design of tools and presentation of results is handed over to the end user groups.

The task profile of the Proqualis team shows a considerably high level of scientific aspects involved. This makes it a unique resource for extended inclusive research.

New activities have been started using the outlined user centered approach focusing on aspects like translation of important public information into more accessible versions (e.g. Easy to Read), accessibility of live talks and conferences by providing concept drawings and symbolic schemes.

Therefore Proqualis provides a unique source for further user centered research focusing on improving cognitive accessibility in terms of

- how to further elaborate accessibility guidelines (e.g. WCAG2.0) by including aspects like easy to read or symbol systems/languages
- how existing AT could be better employed (e.g. text to speech, screen reader, AAC, captioning, avatar)
- how modern ICT and related domains like Linguistics or Natural Language Processing, Annotation and Semantics could help to provide better access for these target groups
- how all these resources of potential support could be integrated into a user owned framework and environments supporting participation in the information society.

[1] United Nations: Convention on the Rights of Persons with Disabilities, online May 2014 at: http://www.un.org/disabilities/.

[2] Miesenberger, K.: Best Practice in Design for All, in: Stephanidis (ed.): The Universal Access Handbook, CRC Press, Boca Raton 2009.

[3] Miesenberger, K.; Petz, A.: Easy to Read on the Web – State of the Art and Research Directions, in: Pérez Cota, M.; Barroso, J.; Bacellar Leal Ferreira, S.; Fonseca, B.; Mikropoulos, T.; Paredes, H.: Procedia Computer Science, Vol. 27, 5th International Conference on Software Development and Technologies for Enhancing Accessibility and Fighting Info-exclusion, DSAI 2013.

[4] Miesenberger, K.; et al.: Research Report on Easy to Read on the Web. The latest version of this document is available at: http://www.w3.org/WAI/RD/2012/easy-to-read/note/ED-E2R, W3C, 2014.

[5] Kamhi, A.; Catts, H.: Language and Language and Reading Disabilities; 3rd edition, Pearson, Boston 2012.

[6] Carr, S.: Has service user participation made a difference to social care services?, Social Care Institute for Excellence 2004, available at: http://www.scie.org.uk/publications/positionpapers/pp03.pdf

[7] W3C: Web Accessibility Initiative (WAI), online May 2014 at: http://www.w3.org/WAI/

[8] ISO: ISO 9241-171:2008 - Ergonomics of human-system interaction -- Part 171: Guidance on software accessibility, available May 2014 at: http://www.iso.org/iso/home/store/catalogue_ics/catalogue_detail_ics.htm?csnumber=39080

[9] Proqualis: Alles o.k. ? Avainalble May 2014 at: http://www.proqualis.at/fileadmin/user_upload/Broschuerendownload/Information_ueber_Proqualis_LL_barrierefrei.

Index des auteurs

Agniel R., 342
Aguilar C., 45
Aimonetti J.M., 312
Aman F., 229
André J.M., 209
Archambault D., 194, 236
Arzel M., 342
Aubel D., 223

Bahri H., 281
Bazzaro F., 269
Bekaert M.H., 276
Bensafi M., 326
Berger-Vachon C., 188
Bergonzo P., 38
Bernard J.B., 45
Bernard S., 342
Berthier Y., 312
Bessy M., 326
Binczak S., 342
Blouin J., 336
Bobillier Chaumon M.E., 229
Bogonez-Franco P., 342
Boissiere M., 342
Bonneau M., 342
Borel L., 336
Bouakaz S., 229
Bouhlel M. S., 236
Bourhis G., 72, 174
Bousefsaf F., 102
Bouzbouz F., 154
Brahim K., 65
Bueno M.A., 312

Cabestaing F., 115
Camillieri B., 312
Campagne C., 80
Capron J.M., 58
Carbone A., 330
Carpentier L., 312
Carreiras F., 342
Castet E., 45
Chemori A., 65
Chen Y., 139

Colle E., 16
Corcos J., 124
Cornuault P.H., 312
Cottance M., 38
Crest M., 312

Daney D., 167
De Graaf J., 319
Degardin J., 38
Demanes V., 209
Desvaux de Marigny C., 65
Devillers L., 23
Dorizzi B., 292
Ducasse J., 50
Duchêne J., 350
Duprès A., 115
Duroc Y., 30

El Yacoubi M. A., 292
Encelle B., 182
Ertaud J.Y., 154

Fajardo-Flores S., 194
Fattal C., 23
Fermigier I., 209
Ferrer S. B., 58
Fettis O., 286
Fleury A., 87
Fontan A., 336
Franco C., 87
Fritsch C., 72

Galerne S., 16
Gallego S., 188
Garda P., 342
Garon A., 124
Gentaz E., 312
Ghezala M. W. B., 23
Ghozi R., 281
Giboin A., 167
Gillham M., 58
Giraud F., 312
Goguin A., 342
Goncalves F., 94

Granado B., 342
Griet C., 306
Guillot J., 132
Guillou E., 229

Hached S., 124
Haddad Z., 139, 286
Handouzi W., 109
He H., 292
Henderson M., 58
Heni S., 236
Hilal I., 244
Histace A., 342
Hussein F., 281
Hébert C., 38

Isableu B., 336

Jamin F., 80
Jarrassé N., 319
Jebali S., 286
Jessel N., 264
Jouffrais C., 50, 306
Joussain P., 326

Kang C., 342
Kellouche S., 342
Kelly S., 58
Khemmar R., 154
Kokosy A., 58

Laffont I., 23
Lagroye I., 342
Lahuec C., 342
Lassoued A., 286
Lebec O., 23
Leclercq S., 160
Leclercq-Delapierre D., 154
Lemaire-Semail B., 312
Lempereur M., 257
Leroux C., 23
Lespinet-Najib V., 209
Lethias C., 342
Leusie S., 223
Lewis N., 342
Leynaert V., 23
Lissorgues G., 38
Lopez-Krahe J., 139
Loutochin O., 124

Maaoui C., 102, 109
Macé M. J. M., 306
Macé M. J.M., 50
Maertens de Noordhout B., 72
Marin-Lamellet C., 216
Marre O., 38
Martin B., 174
Martinez F., 330
Massi F., 312
Matonti F., 38
Mazeika D., 330
McAdams E., 342
Merlet J.P., 167
Mezouar Y., 23
Miesenberger K., 353
Millioz F., 188
Mith S., 312
Monacelli E., 94
Monteil, G., 312
Mora T., 38
Morère Y., 72
Motamed C., 251
Mouchnino L., 336
Mourcou Q., 87
Moussaoui A., 109
Muratet M., 132

Nadi M., 342
Naves E., 174
Nicol C., 319
Niyonsaba E., 154
Noury N., 342

Ollagnier-Beldame M., 182
Oriola B., 50, 306
Ormea C., 167

Pauthe E., 342
Paysant J., 319
Pecci I., 174
Pepper M., 58
Perreaut K., 188
Perrot X., 223
Peultier L., 319
Piau C., 276
Picaud S., 38
Pigeon C., 216
Pinna A., 342
Pino P., 174
Pinti A., 251, 299
Pissaloux E., 330
Popescu C., 132
Portet F., 229
Prié Y., 182
Pruski A., 102, 109
Pudlo P., 244, 257

Ragot N., 154
Raynal M., 306
Reguer D., 154
Remy S., 72
Renaud S., 342
Ribot-Ciscar E., 312
Rives P., 167
Roche A., 209
Romain O., 342
Rossato S., 229
Roualdes F., 292
Rouby C., 326
Rouillard J., 115
Rousseau L., 38
Rémy-Néris O., 257

Saadé A., 257

Sagot J.C., 269
Sajous P., 154
Sawan M., 124
Schmid A., 94
Sehaba K., 146
Selmi M., 292
Serna A., 146
Serpa A., 306
Soulier F., 342

Tant M., 299
Tedjini S., 30
Terosiet M., 342
Thevenon A., 160
Thomann G., 202
Touillet A., 319
Truillet P., 306
Trénoras L., 94

Uzan G., 236

Vacher M., 229
Vandewiele F., 251
Vergnon L., 223
Veytizou J., 202
Villeneuve F., 202
Vinter A., 312
Vlad P., 132
Vuillerme N., 87

Watelain E., 299
Witt A., 312

Crédits

Ces actes ont été produits à l'aide de logiciels libres.

- Kile : an Integrated LaTeX Environment http://kile.sourceforge.net/ et LaTeX http://latex-project.org/ pour la génération des actes ;
- Geany http://www.geany.org/ et Perl http://www.perl.org/ pour la programmation de l'automatisation de la génération du document LaTeX ;

Pour plus d'informations sur les logiciels libres :

- http://fr.wikipedia.org/wiki/Logiciel_libre
- http://www.france.fsfeurope.org/index.fr.html
- http://www.cecill.info/
- http://www.aful.org/
- http://www.gnu.org/home.fr.html

Yann MORÈRE

Maquette
Guy Bourhis
Yann Morère
Couverture
Fabien Millioz

Imprimé à Lyon

Dépôt légal : juin 2014
ISBN : 978-2-9536899-4-5

Handicap 2014
© IFRATH 2014