

Congrès Handicap 2010

6^{ème} Conférence



La pluridisciplinarité au service
d'une réalité sociétale

Copyright IFRATH, Paris, juin 2010

Handicap 2010

La pluridisciplinarité au service d'une réalité sociale

*ISBN *

978-2-9536899-0-7

*EAN *

9782953689907

Dépôt légal : juin 2010



Organisé par l'Institut **F**édératif de **R**echerche sur
les **A**ides **T**echniques pour Personnes **H**andicapées



Le mot des Présidents

L'IFRATH arrive maintenant dans sa douzième année d'existence et son action continue à promouvoir l'apport des solutions technologiques pour l'aide aux personnes en situation de handicap, ceci en relation avec les soignants et les sujets concernés.

L'IFRATH développe des collaborations avec d'autres structures telles que les EPSTs et les Universités, concernées par le Handicap, dans ses aspects multidisciplinaires.

La manifestation majeure mise sur pied par l'IFRATH est la conférence Handicap, organisée de manière biannuelle sur le site de la Porte de Versailles, en parallèle et en liaison avec le salon « Autonomic ». L'édition de cette année, Handicap 2010, porte le numéro 6 après les manifestations de 2000, 2002, 2004, 2006 et 2008.

La conférence Handicap couronne les réunions thématiques trimestrielles, très suivies, qui rassemblent régulièrement des personnes concernées avec une volonté d'ouverture et d'intégration de nos jeunes, voire futurs collègues.

Handicap 2010 se présente sous de très bons auspices, avec une participation très forte et aussi la présence de structures qui s'occupent de personnes en situation de handicap. Des aspects importants, tels que « handicap et sociologie » et « handicap et vieillissement » occuperont une place importante.

Suite à la sélection effectuée par le Conseil Scientifique, sélection qui a permis de retenir une quarantaine de contributions, la qualité de la conférence est assurée. Ce nombre, ainsi que la nécessité de maintenir la possibilité d'échanges et discussions, a conduit à retenir la formule « communications orales » et « session affichée », très axée sur les démonstrations, avec la volonté de créer un bon équilibre entre ces deux modes d'expression.

Nous souhaitons aussi remercier toutes les structures qui nous ont soutenus et encouragés dans nos actions ; elles nous motivent pour continuer dans cette voie.

Donc, place à Handicap 2010, en souhaitant que son aspect forum et échanges soit source de fructueuses relations tournées vers l'idéal qui nous anime.

Christian Berger-Vachon
Co-Président Conseil Scientifique H2010, Président IFRATH

Jaime Lopez Krahe
Président Comité d'Organisation H2010, Secrétaire Général IFRATH

Pierre Gaucher
Co-Président Conseil Scientifique H2010, Vice Président IFRATH

Bienvenue du Comité d'Organisation de Handicap 2010

C'est avec un grand plaisir que nous vous souhaitons la bienvenue à cette conférence Handicap 2010 : « **La pluridisciplinarité au service d'une réalité sociale** »

Elle nous apporte un certain nombre de nouveautés par rapport aux éditions antérieures :

- Un nombre plus important de soumissions avec sept pays représentés et une sélection raisonnable des papiers proposés, l'objectif étant que Handicap 20XX soit la conférence scientifique de référence de notre thématique en France.
- La qualité étant souvent en rapport avec la capacité à choisir les meilleurs articles présentés, après un processus de sélection par le comité de programme, 40% ont été retenus pour des présentations orales, 20 % pour des présentations en mode démonstration et 40% n'ont pas pu être retenus.
- Un prix important de 3000 euros est alloué à la meilleure soumission. Ce prix est accordé par l'IFRATH après un processus de sélection par le comité éditorial de la conférence, parmi les meilleurs articles présélectionnés par le comité scientifique, qui a fait un travail remarquable.
- La présence de personnes handicapées a été prise en compte, des programmes avec résumés des conférences ont été édités en braille, quelques conférences serviront de test pour une transcription textuelle (merci à Martine Ronat de l'Université de Grenoble pour sa collaboration).
- Les actes seront publiés sous un n° ISBN de l'IFRATH, mais ils seront aussi offerts aux participants sous forme numérique sur une clé USB, ce qui permet d'y intégrer des balises pour une meilleure accessibilité des personnes aveugles et malvoyantes. Ceci a demandé certains efforts, en particulier de pouvoir modifier la source numérique des articles, ce pour quoi il a fallu recontacter les auteurs qui ne sont pas encore habitués à cet exercice de structuration, tout en étant prêt dans les temps.

Un nombre important de partenaires nous ont honorés de leur collaboration et soutien, ce qui montre l'intérêt grandissant de la thématique de nos conférences. En particulier, nous tenons à remercier ici : Mme Valérie Pécresse, Ministre de la Recherche et de l'Enseignement Supérieur, qui a souhaité parrainer notre conférence, les trois conférenciers invités : Bernard Descargès (CNSA), François Piette (président de la SFTAG) et Serge Ebersold (INS HEA), la CNSA, la DREES, la Mairie de Paris, les associations AFM, APF, le RNT, la SFTAG, les universités d'Evry, Paris 8, Tours et Lyon 1, le CNRS, les IEEE, les laboratoires et équipes IBISC, THIM, CHART, le Master Technologie et Handicap de Paris 8, la MGEN et l'ensemble des membres du comité d'organisation qui a fait un travail exceptionnel et sans qui la conférence n'aurait pas eu lieu. Je tiens à citer les efforts de Xiaoli Chen, Hela Daassi, Jérôme Dupire, Delphine Leveneur, Claire Pouplet, Mohammed Zbakh, ... avec mes excuses pour les oublis.

Le temps de la conférence sera aussi l'occasion de présenter et convoquer un Prix à la meilleure Thèse d'un montant de 3000 euros, fruit de la collaboration entre l'IFRATH et l'AFM.

Finalement un petit clin d'œil personnel : en 1993 j'avais été amené à organiser le premier congrès international de « Arte Flamenco », à Paris, sur le thème « Le Flamenco Art universel ». A cette occasion et grâce à la collaboration de la Peña Juan Brea de Malaga, du laboratoire d'acoustique de l'ENST (Télécom Paris) et de Flamenco en France nous avons édité le premier CD réalisé avec filtrage numérique à partir des premiers enregistrements historiques originales datant du début du XXème siècle. Ce disque étant devenu introuvable et très recherché, nous avons profité de l'espace restant dans la clé USB fournie aux participants pour vous l'offrir et vous faire ainsi découvrir un art dont une de ses caractéristiques est sa capacité d'intégration du monde du handicap de la manière la plus naturelle.

Dans le Flamenco, vous pouvez rencontrer des extraordinaires chanteurs aveugles (El Ciego de la Playa, La niña de la Puebla), mais aussi des « fous » qui dansent et sont spoliés de leur art par les ballets russes (Felix el Loco, Marc-Alfred Pellerin, Julliard 1990), des boiteux qui chantent (el Cojo de Malaga) ou qui dansent (Enrique el cojo) et deviennent professeurs de danse promenant leur art de par le monde entier. Des hommes ou des femmes qui n'honorent pas les canons de beauté ou d'âge, pour vous offrir des moments d'une exceptionnelle et émouvante intensité esthétique.

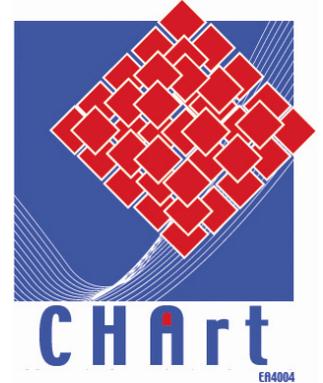
De quoi avoir sa place dans cette édition en mode d'hommage à cet art qui libère les artistes du physique et de l'âge pour exprimer ses talents.

El « duende » ne semble pas pratiquer les discriminations, dans l'attente et l'espoir qu'il envahisse l'ensemble de la société.

Jaime Lopez Krahe
Président du comité d'Organisation



Partenaires



Comités

Comité scientifique Handicap 2010

Co-présidents : Christian BERGER-VACHON **[CE]** (Univ. Lyon 1)
Pierre GAUCHER **[CE]** (Université de Tours)

Maryvonne ABRAHAM **[CE]** (ENST Bretagne)
Lissan AFILAL **[CE]** (Univ. Reims)
Dominique ARCHAMBAULT (UPMC)
Sébastien AUPETIT (Univ. Tours)
Jerôme BOUDY (TELECOM & Management Sud Paris)
Guy BOURHIS **[CE]** (Univ. Metz)
François CABESTAING **[CE]** (Univ. Lille 1)
Pierre CHEVAILLIER (CERV, Univ Eurp. de Bretagne)
Laurence CHEZE (Univ. Lyon 1)
Etienne COLLE **[CE]** (Univ. Evry)
Gerard CORNET (SFTAG)
Olivier DOSSMANN (ANFE)
Jacques DUCHENE (UTT Troyes)
Charles FATTAL (CMNP APPROCHE)
Charles GARDOU (Univ. Lyon 2)
Philippe HOPPENOT **[CE]** (Univ Evry)
Anatole LECUYER (INRIA)

Christophe LEROUX (CEA-LIST)
Jaime LOPEZ KRAHE **[CE]** (Univ. Paris 8)
Patrick MALLEA (CHU Nice)
Claude MARIN-LAMELLET (Inrets)
Annick MARTIN (CNSA)
Eric MONACELLI (UVSQ)
Nicolas MONMARCHE (Univ. Tours)
Norbert NOURY (Univ. Claude Bernard Lyon 1)
Simone PENNEC (Univ. Bretagne Occidentale)
Pierre PHILIPPOT (Univ. Catholique Louvain Be)
Antonio PINTI **[CE]** (Univ. Valenciennes)
Edwige PISSALOUX (UPMC)
Frank POIRIER (Univ. Bretagne Sud)
Alain PRUSKI **[CE]** (Univ. Metz)
Jean François RAVAUD (INSERM-IFRH)
Jack SAGOT (INSHEA)
Eliana SAMPAIO (CNAM- Paris)
Anne C. SCHERLENG **[CE]** (Essilor)
Mohand SLIMANE (Univ. Tours)
Gerard UZAN **[CE]** (THIM UP8)

Comité d'organisation (Université Paris 8)

Président : Jaime LOPEZ KRAHE

Sébastien AUPETIT (Gestion des soumissions)
Vincent BRICOUT (Communication)
François CABESTAING (Trésorerie)
Etienne COLLE (Réservations)
Hela DAASSI (Inscriptions, budget)
Jérôme DUPIRE (Coordination Web)
Viviane FOLCHER (Diffusion)

Anis ROJBI
Gérard UZAN (Accessibilité)
Mohamed ZBAKH (Bases de données, informatique)
Xiaoli CHEN, Claire POUPLET, Delphine LEVENEUR (Logistique)
et les étudiants du master Technologie et Handicap de l'université Paris 8

Sommaire

Session 1 : Stimulation auditive	1
F. SELDRAN, S. GALLEGRO, H. THAI-VAN, C. BERGER-VACHON,	3
<i>Intelligibilité de la parole chez les sujets présentant une surdité ancienne</i>	
A. JEANVOINE, C. RICHARD, A. MOULIN, E. PERRIN, R. LABOISSIERE, H. THAI-VAN, C. BERGER-VACHON,	9
<i>Détection automatique des indices caractéristiques d'un Potentiel Evoqué Auditif en réponse à un son de parole (PEASP) par l'utilisation de la méthode de détection de forme</i>	
Session 2 : Handicap perceptif : transmodalité, multimodalité	15
Mohammed ZBAKH, Hela DAASSI, Jaime LOPEZ KRAHE,	16
<i>Tête parlante codeuse en LPC pour les sourds et les malentendants</i>	
F. ABDAT, C. MAAOUI et Alain PRUSKI,	22
<i>Système Bimodal pour la reconnaissance automatique des émotions</i>	
H. SAMBEMANA, M. SIADAT, M. LUMBRERAS,	28
<i>Système de diffusion contrôlée d'odeur pour la stimulation neurosensorielle</i>	
T. GUETTARI, P.A.C. AGUILAR, J. BOUDY, D. ISTRATE, H. MEDJAHED, J. L. BALDINGER, I. BELFEKI,	33
<i>Localisation multimodale dans le contexte d'un système de télévigilance médicale</i>	
Session 3 : Robotique d'assistance au déplacement, à la préhension, à la rééducation	39
Baptiste CABLE, Jean-Marc NIGRO, Sophie LORLETTE, Yann BARLOY,	40
<i>Apprentissage de scénarios pour l'assistance au pilotage de fauteuil roulant</i>	
O. HORN, M.A. HAADJ-ABDELKADER, F. LEISHMAN, Guy BOURHIS,	46
<i>Modes de commande intuitifs pour l'assistance robotisée aux déplacements</i>	
Sébastien DELARUE, Paul NADRAG, Philippe HOPPENOT, Etienne COLLE,	52
<i>Téléopération d'un robot d'assistance : trois principes pour l'élaboration de modes de commande partagée</i>	
Hélène VOROBIEVA, Christophe LEROUX, Patrick HEDE, Mariette SOURY , CEA LIST, Fontenay aux Roses	58
<i>Reconnaissance d'objets et ontologie associée pour la manipulation d'objets pour la robotique d'assistance ,</i>	
Session 4 : Rééducation, stimulation, intégration scolaire.	65
Bruno MASCRET, Cédric MOREAU.	66
<i>Organisation des données dans un observatoire multilingue en langues écrites et signées</i>	
Aneliya GARBACHEVA, Ivan KARAGYOZOV, Peter VELCHOVSKI.	72
<i>Un accompagnement pédagogique virtuel au sein de l'école intégratrice</i>	
Session 5 : Effets du Vieillessement, pathologies chroniques invalidantes, orthèse, prothèse, neuroprothèse.	77
Laurent LUCAT, Yoann DHOME, Patrick SAYD,	78
<i>Assistance aux personnes âgées utilisant un système de monitoring vidéo</i>	
Farah ARAB, HELENE PIGOT, Pierre RABARDEL, Mounir MOKHTARI, Anne-Sophie RIGAUD,	84

<i>Age et mémoire du temps: quels usages pour quels services?</i>	92
Jérémy BAUCHET, Mounir MOKHTARI, Hélène PIGOT, Sylvain GIROUX, <i>Promouvoir l'autonomie grâce à une orthèse cognitive ubiquitaire: retour sur expérience</i>	98
F. DERRAZ, A. PINTI, B. LENNE, L. PEYRODIE, P. HAUTECOEUR, A. TALEB-AHMED , <i>Etude des déformations du corps calleux causées par la SEP à partir d'IRM</i>	98
 Session 6 : Technologies d'assistance à la communication.	 105
E. L. M. NAVES, A. O. ANDRADE, A. B. SOARES, A. A. PEREIRA, P. PINO, G. BOURHIS, <i>Interface EOG pour le contrôle d'une aide à la communications</i>	106
Anna R. GALIANO, Serge PORTALIER, <i>L'audio-description, entre pratique et recherche</i>	112
Alain DELIME, Pierre PINO, Guy BOURHIS, <i>Méthodologie de conception et d'implantation d'aides techniques à la communication pour les personnes avec T.E.D.</i>	116
 Session 7 : Posters et démonstrations	 123
Sandrine RANNOU, Bertrand SEYS, Maryvonne ABRAHAM, <i>Place du chercheur: médiateur et accompagnant dans l'usage d'une TIC?</i>	124
Benoît ENCELLE, Yannick PRIE, <i>Vers une meilleure accessibilité des Vidéos</i>	130
Marine GUYOMAR, Fabienne CHOMETON, <i>D'une technique à une technologie dans l'environnement de personnes dites fragilisées : les personnes âgées</i>	137
Naoures BELHABIB, Anis ROJBI, <i>Conception d'un dispositif de pointage/navigation accessible et adaptatif pour plusieurs cas d'handicap moteur</i>	143
B. ALLART, B. MARHIC, L. DELAHOUCHE, A.M. JOLLY, O. REMY-NERIS, <i>Asservissement visuel entre une base mobile et un fauteuil roulant</i>	149
Mohammed ZBAKH, Irene LOPEZ FONTANA, Karima AHNACHE, Jaime LOPEZ KRAHE <i>Pictokids: un logiciel de communication pictographique adaptative avec interface textuelle ou vocale</i>	155
Maria PAPAORDANIDOU, Mitsuhiro HAYASHIBE, David Guiraud, Alain VARRAY, Patrick BENOIT, Charles FATTAL, <i>Fatigue neuromusculaire au cours d'un protocole d'électromyostimulation chez des sujets blessés médullaires complets</i>	161
Romain CLAIR, Nicolas MONMARCHE, Mohamed SLIMANE, <i>Accessibilité de la création musicale par ordinateur : l'exemple d'un instrument virtuel avec accompagnement automatique</i>	163
J. BONNEMASON, P. FRAISSE, Charles FATTAL, P. GARREC, Y. PERROT, D. PONSORT, A. VERNEY, <i>ASSIST, un robot manipulateur mobile d'assistance à personnes handicapées</i>	170
Valéria DESTIN, Aurore PEX , <i>Réalisation d'un logiciel de soutien à la mémoire pour les personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer au premier stade</i>	175
Fathi KALLEL, Stéphane GALLÉGO, Ahmed Ben HAMIDA and Christian BERGER-VACHON, <i>Simulating the effects of stimulation style and stimulation rate in bilateral cochlear implant for different noise situations</i>	181

Myriam LE GOFF-PRONOST	187
<i>Personnes handicapées et technologies de l'information et de la communication (TIC) : un marché à soutenir.</i>	
 Session 8 : Intelligence ambiante et réalité virtuelle, IHM.	 195
Tsiory Antonio ANDRIATRIMOSON, Simon GALERNE, Etienne COLLE.	196
<i>Assistance robotisée à la personne en environnement coopérant</i>	
R. OTMANI, A. PRUSKI, K. BELARBI.	203
<i>La réalité virtuelle comme outil pour l'évaluation, la visualisation et la validation de l'accessibilité d'un lieu de vie</i>	
Abdelhak MOUSSAOUI, Alain PRUSKI, Yamina Souaad BENDIOUIS, Brahim CHERKI,	209
<i>Régulation des émotions dans le cadre d'une thérapie par la réalité virtuelle : étude d'un cas de phobie sociale</i>	
Stéphanie LECLERCQ, Marie-Hélène BEKAERT, Claudine LECOCQ,	215
<i>Intégration des facteurs humains dans l'expérimentation des interfaces cerveau-machine</i>	
 Session 9 : Technologies d'assistance à la perception et au déplacement.	 221
Gérard UZAN, Sylvie LAMY-PERBAL, Aubert CARREL, Stéphane SARAGAGLIA, Grégory ISABELLI, Benjamin MALAFOSSE,	222
<i>Localisation et orientation des aveugles : dispositif de guidage dans le métro</i>	
Sybrand PRETORIUS, Genevieve BAUDOIN, Olivier VENARD,	228
<i>Real time information for visual and auditory impaired passengers utilizing public transport – technical aspects of the INFOMOVILLE project</i>	
C. AZEVEDO-COSTE, R. PISSARD-GIBOLLET, B. ESPIAU, D. ANDREU, J. FROGER, I. LAFFONT.	234
<i>Observation en continu de la marche hémiplégique pour la stimulation électrique des muscles releveurs de pied</i>	
 Conférences invitées	 239
François PIETTE,	222
<i>Technologie et vieillissement</i>	
Serge EBERSOLD	228
<i>L'accès à l'enseignement supérieur des étudiants handicapés dans certains pays de l'OCDE : enjeux et perspectives</i>	
 Index d'auteurs	 250

Session 1 : Stimulation auditive

Présidents de session : Antonio PINTI, Anne C. SCHERLENG

Intelligibilité de la parole chez les sujets présentant une surdité ancienne

SELDRAN F. ; GALLEGO S. ; THAI-VAN H. ; BERGER-VACHON C.

Laboratoire Neurosciences Sensorielles, Comportement, Cognition

(CNRS UMR 5020 – Université Claude Bernard Lyon I)

Pavillon U, Hôpital Edouard Herriot - 69003 Lyon

fseldran@yahoo.fr

Résumé : Cette étude propose d'évaluer, chez une population de sourds partiels, l'impact de la durée de la surdité sur les capacités à utiliser les sons graves. Nous avons réalisé des tests d'audiométrie vocale, à l'aide de signaux de parole filtrés passe-bas, chez 20 sujets normo-entendants et 22 patients malentendants présentant des seuils auditifs supérieurs à 80 dB HL au-delà de 1000Hz. Il apparaît que les patients ayant une surdité ancienne ou apparue dans la petite enfance ont de meilleures performances que les sujets normo-entendants, de la compréhension des signaux filtrés à 250 et 350 Hz. En cas de surdité ancienne, les patients apprennent sans doute à comprendre avec leurs basses fréquences. Au niveau cortical, il se produit probablement une réorganisation à long terme des cartes tonotopiques. Pour ces patients, la restitution des hautes fréquences par un implant cochléaire ou un implant électrique-acoustique n'est probablement pas adaptée.

Mots clés : Surdité, Aide Auditive, Implant Cochléaire, Stimulation Electrique-Acoustique, Reconnaissance des Signaux de Parole.

I. INTRODUCTION

I.1) L'audition et le système auditif

Le son est une vibration qui pénètre dans l'oreille via le conduit auditif externe et qui traverse le tympan. L'onde sonore passe dans l'oreille moyenne via les osselets qui ont un rôle d'adaptation d'impédance entre le milieu aérien de l'oreille externe et le milieu liquidien de l'oreille interne. L'onde est alors transmise dans la cochlée, innervée de tout son long par des cellules ciliées sensorielles qui donnent naissance au message nerveux. La cochlée est organisée de façon tonotopique, c'est-à-dire que chaque cellule va être sensible à une certaine zone de fréquences. Les cellules de la base de la cochlée vont coder les sons aigus tandis que les cellules situées à l'apex vont être sensibles aux sons graves. Ces cellules, lorsqu'elles sont excitées, génèrent des trains de potentiels d'action, le message nerveux remonte ensuite les voies auditives en traversant une dizaine de relais successifs composés de neurones spécialisés dans la partie périphérique, dans le tronc cérébral pour arriver au cortex, où l'information transportée par le son sera intégrée et interprétée.

I.2) La perte auditive et les moyens de réhabilitation

Les surdités les plus fréquentes correspondent à une perte auditive neurosensorielle située principalement dans les hautes fréquences. Cela se traduit d'abord par une lésion des cellules ciliées externes de la cochlée et au-delà d'un certain degré de surdité (dès que la perte auditive dépasse 60 dB HL) ce sont les cellules ciliées internes qui sont atteintes. Il existe différents moyens d'appareillage en fonction du degré de la surdité.

Pour les pertes auditives légères à profondes, l'audition peut être restaurée par une aide auditive classique qui se présente sous forme de contour d'oreille ou d'intra auriculaire. Le son est capté par un ou deux microphones, il est ensuite numérisé puis traité par un processeur qui va accorder plus ou moins d'importances à certains sons et à certaines intensités, en fonction de la perte auditive du patient. Le signal est ensuite amplifié puis transmis dans le conduit auditif du patient par un haut-parleur.

En cas de perte auditive profonde à totale, les appareils à stimulation acoustique atteignent leur limite de puissance et le patient n'en tire aucun bénéfice. Il faut alors envisager une implantation cochléaire. Cela consiste à stimuler directement le nerf auditif par des impulsions électriques. L'implant cochléaire est composé de deux parties. La partie externe, sous forme de contour d'oreille, contient le microphone qui capte les sons et les numérise. Le son capté est ensuite analysé par un processeur qui va réaliser l'étape de traitement du signal. Le message de sortie est ensuite envoyé à la partie interne de l'implant, constituée d'un récepteur placé sous le scalp en vis-à-vis de l'antenne émettrice et d'un faisceau d'électrodes inséré chirurgicalement dans la cochlée. Le message reçu par la partie interne est décodé puis transmis aux différentes électrodes de l'implant, chaque électrode codant pour une certaine bande de fréquences.

Pour les patients qui ont de bons restes auditifs dans les basses fréquences et une perte très importante dans les aigus, il est possible d'adapter un implant à Stimulation Electrique-Acoustique (EAS). Le principe consiste à stimuler acoustiquement les graves avec une aide auditive amplificatrice et à stimuler électriquement les aigus avec

un implant cochléaire inséré seulement dans le premier tour basal de la cochlée, car une insertion limitée du porte-électrode dans la cochlée permet de préserver l'audition résiduelle dans les basses fréquences si les cellules sont encore fonctionnelles.

I.3) La plasticité dans le système auditif central

La plasticité centrale correspond à une réorganisation des cartes sensorielles dans le cortex primaire, suite à une privation due à des lésions périphériques des récepteurs sensoriels. Si une aire du cortex primaire est privée d'afférences sensorielles, elle sera colonisée par une aire adjacente associée à des entrées sensorielles adjacentes, comme c'est le cas pour une autre partie du corps avec le sens somatosensoriel [1] ou une autre modalité sensorielle [2], [3]. Cette plasticité peut se manifester chez les enfants comme chez les adultes. Pour ce qui concerne la modalité auditive, en cas de lésion cochléaire uniquement dans les hautes fréquences, plusieurs études ont rapporté des changements tonotopiques corticaux caractérisés par une sur-représentation des fréquences adjacentes à la fréquence de coupure de la région lésée (Fc). Cette réorganisation post-lésion a d'abord été démontrée chez l'animal [4]. Elle a ensuite été investiguée chez l'humain. Thai-Van et al [5] ont mis en évidence cette plasticité neurale chez des sujets avec une perte auditive à pente abrupte dans les hautes fréquences. Leurs résultats ont montré que les sujets avaient de meilleures performances dans les tâches de discrimination de fréquence au voisinage de Fc, résultant en une sur-représentation de cette gamme de fréquences.

Thai-Van et al [5] ont également rapporté que les capacités de discrimination de fréquences centrées autour de Fc étaient négativement corrélées avec la pente de la perte auditive. D'après les auteurs, cette amélioration locale peut être expliquée par une augmentation du nombre de neurones répondant à une bande étroite de fréquences autour de Fc. De ce fait, nous pouvons supposer que les fréquences avoisinant Fc sont sur-représentées sur la carte tonotopique du cortex auditif primaire chez les patients avec une perte importante dans les hautes fréquences. Les résultats de ces études ont montré que la déafférentation induite par les lésions cochléaires chez l'adulte peut conduire à une réorganisation fonctionnelle des structures auditives corticales.

Au niveau périphérique, où la perte des cellules sensorielles est très importante, Moore et al [6] ont introduit le terme de Zones Inertes Cochléaires (ZIC) pour qualifier une région lésée de la cochlée pour laquelle les cellules ciliées internes et/ou les neurones ne fonctionnent quasiment plus.

D'après Moore [7], une perte auditive supérieure à 90 dB dans les hautes fréquences ou à 75-80 dB dans les basses fréquences pourrait communément être associée à une ZIC.

Récemment Moore et Vinay [8] ont réalisé des tests pour investiguer les bénéfices fonctionnels potentiels induits par une ZIC, sur les zones qui lui sont adjacentes. Ils ont mis en évidence qu'une ZIC dans les hautes fréquences était associée avec une meilleure capacité à traiter l'information dans les basses fréquences. On peut supposer que les parties du cerveau normalement vouées aux sons de haute fréquence sont devenues vouées à l'analyse des sons de basse fréquence. Différentes études ont investigué l'utilisation des basses et hautes fréquences pour la compréhension de la parole, à l'aide de signaux de parole filtrés passe-bas, chez des patients présentant une surdité partielle, associée ou non à une ZIC. Vestergaard [9] a par exemple montré que les sujets dont l'audiogramme avait une fréquence de coupure basse traitaient mieux l'information basse fréquence de la parole, que des sujets avec une fréquence de coupure plus haute. D'après l'auteur, les sujets qui ont des ZICs et ceux qui ont une perte en pente de ski sévère auraient développé des capacités supra-normales pour l'utilisation des indices de basse fréquence de la parole. D'autres auteurs émettent l'hypothèse que les sujets avec des ZICs dans les hautes fréquences pourraient extraire plus d'information d'un signal de parole filtré passe-bas, comparé à un sujet qui n'a pas de ZIC [10]. Cependant, à notre connaissance, il n'a jamais été clairement démontré que les oreilles avec des ZICs traitaient l'information basse fréquence mieux que des oreilles saines, comme le supposent Vestergaard [9] et Thai-Van [10].

D'autres facteurs, autres que les ZICs, sont connus pour affecter sévèrement les performances des sujets malentendants. Le principal facteur responsable des pauvres performances auditives est la durée de privation et cela a été mis en évidence pour des réhabilitations avec des aides auditives [11], [12] et avec l'implant cochléaire [13]. En particulier, avec l'implant cochléaire, il a été montré que si l'implantation est réalisée trop tardivement, après une période critique, une plasticité cross-modale s'établit et le cortex auditif ne peut plus répondre à des signaux provenant d'un implant cochléaire [3].

L'ensemble de ces études suggère qu'après une longue durée de privation auditive, le système auditif cortical serait figé et ne serait plus capable de traiter de nouvelles informations auditives en provenance des structures périphériques. Cela renforce l'idée que l'âge d'apparition de la surdité et l'âge de début de réhabilitation sont des facteurs aussi importants que la durée de la surdité pour

l'utilisation de l'audition résiduelle et probablement pour la restauration de la fonction auditive aussi.

Le but de cette étude est de mesurer les effets de différents paramètres qui pourraient influencer la compréhension de la parole chez certains sujets qui présentent des ZICs dans les hautes fréquences. Notre étude propose d'évaluer l'impact des caractéristiques démographiques de la surdité (durée de surdité, étiologie) sur les performances de compréhension de signaux de parole filtrés passe-bas. Par ailleurs, nous tenterons de démontrer que les oreilles avec des ZICs dans les hautes fréquences ont de meilleures capacités à utiliser les indices basse fréquence de la parole, par rapport à des oreilles normo-entendantes.

II. MATERIEL ET METHODES

II.1) Population d'étude

Vingt sujets normo-entendants et 22 sujets malentendants ont participé à cette étude.

Les 20 sujets normo-entendants avaient des seuils d'audition inférieurs à 20 dB HL sur les fréquences 250-8000 Hz. Les 22 malentendants qui ont participé avaient une perte auditive dans les hautes fréquences avec des seuils auditifs supérieurs à 80 dB HL au-delà de 1000 Hz. Deux de ces patients avaient une cophose unilatérale, le nombre d'oreilles testées dans ce groupe est donc de 42. Parmi ces 42 « oreilles », 20 avaient une durée de privation inférieure à 25 ans et 22 avaient une durée de privation supérieure à 25 ans. Pour 10 des oreilles testées la surdité était congénitale ou survenue avant l'âge de 4 ans (surdité précoce), pour 24 autres, la surdité était évolutive et pour les 8 oreilles restantes il s'agissait d'une surdité brusque. Chez certains patients, l'étiologie et la durée de surdité pouvaient être différentes entre les 2 oreilles.

II.2) Matériel phonétique

Le matériel phonétique utilisé est une série de 40 listes de mots dissyllabiques de Fournier numérisés (40 listes de 10 mots), prononcés par une voix masculine. Usuellement, l'unité de comptage du test de Fournier est le nombre de mots correctement répétés mais nous avons choisi ici de compter en syllabes afin d'avoir une meilleure précision. Chaque liste contient 10 mots dissyllabiques, donc chaque syllabe juste vaut 5% de reconnaissance. Les différentes situations testées étaient des signaux filtrés en passe-bas à des fréquences de coupures de 250 Hz, 353 Hz, 500 Hz, 707 Hz, 1000 Hz, 1414 Hz, 2000 Hz, ainsi qu'une situation où nous diffusons le signal normal, non filtré.

Tous les filtrages de nos signaux ont été réalisés avec le logiciel Cool Edit Pro (Adobe Audition) grâce à la

fonction « filtre FFT ». Les paramètres des filtres que nous avons choisis étaient des coefficients de 100% dans la bande passante et 0% dans la bande atténuée. 0% correspondant à une atténuation de plus de 70 dB de tous les coefficients spectraux de la bande atténuée.

Toutes les pistes audio ont été gravées sur CD. Nous avons choisi de créer 1 CD pour chaque fréquence de coupure. Nous diffusons ensuite le CD sur le lecteur qui est relié à l'audiomètre, et toutes les stimulations sont diffusées au casque.

II.3) Description et déroulement des tests

La première partie de l'étude, réalisée chez les normo-entendants, nous a permis d'établir un modèle « pourcentage de reconnaissance des syllabes en fonction de la fréquence de coupure du signal de parole » et d'obtenir des valeurs normatives par rapport à la langue et aux listes de mots utilisés. Seule l'oreille droite a été testée ; pour chaque fréquence de coupure (chaque CD), les intensités de stimulation sont 10 ; 20 ; 30 ; 40 ; 50 ; 60 ; 70 ; 80 dB SPL du signal original avant filtrage. Pour établir notre modèle, nous n'avons utilisé que les résultats obtenus aux intensités 40 et 50 dB SPL, intensités jugées optimales et au-delà desquelles les performances étaient stables.

Dans la seconde partie de l'étude, les tests ont été réalisés chez les malentendants. Nous réalisons d'abord une audiométrie tonale, par demi-octave pour évaluer la perte auditive. Ensuite, le patient est soumis à nos tests d'audiométrie vocale filtrée à une intensité de stimulation qu'il aura jugé confortable pour le signal non filtré. Le score d'intelligibilité est mesuré sur 2 listes = 20 mots, soient 40 syllabes, ce qui nous laisse une précision de comptage de 2,5%. Toutes les pistes sont diffusées aléatoirement et l'ordre de passage du test reste le même quel que soit le patient, à savoir d'abord signal non filtré, puis signal de plus en plus filtré passe-bas. L'oreille droite et oreille gauche sont testées séparément et par ordre de passage aléatoire.

Notre objectif est de comparer les performances du malentendant avec le modèle établi chez le normo-entendant dans la première partie de l'étude. Nous souhaitons, dans un premier temps, caractériser les différents profils de patients. Pour cela, nous étudierons si les performances du malentendant, peuvent être expliquées par un effet de la condition testée (parole filtrée passe-bas à 250, 353, 500, 707, 1000, 1414, 2000 Hz ou parole non filtrée), par un effet de la durée de privation supérieure ou inférieure à 25 ans, ou par un effet de l'étiologie selon que la surdité est congénitale ou survenue dans la petite enfance avant l'âge de 4 ans (surdité précoce), évolutive ou brusque.

Nos données seront analysées par une ANOVA (Analyse de Variance) multifactorielle à mesure répétée sur oreille : mesure de l'intelligibilité des syllabes, 3 facteurs inter sujets [bande passante du signal acoustique dans les basses fréquences (jusqu'à 250 Hz, 353 Hz, 500 Hz, 707 Hz, 1000 Hz, 1414 Hz, 2000 Hz, non filtré) ; durée de privation neurosensorielle (inférieure à 25 ans ou supérieure à 25 ans) ; étiologie (surdité précoce, surdité évolutive ou surdité brusque)]. Nous mesurons donc le pourcentage d'intelligibilité des syllabes et nous répétons la mesure sur les oreilles en considérant que toutes les oreilles sont indépendantes. Nous cherchons à étudier l'évolution de l'intelligibilité en fonction de la bande passante et de différents autres facteurs tels que la durée de privation auditive ou l'étiologie.

Ensuite, pour chaque groupe, nous évaluons l'intelligibilité des syllabes en fonction de la bande passante. Et nous comparons les performances de chacune des populations (oreille malentendante ; privation inférieure à 25 ans ; privation supérieure à 25 ans ; surdité précoce ; surdité évolutive ; surdité brusque) avec le modèle établi précédemment chez la population normo-entendante (n=20).

Nous réalisons également un test t, bilatéral, par population pour comparer les audiogrammes de chaque groupe, afin de nous assurer que les différences trouvées à l'ANOVA ne sont pas expliquées par des différences d'audiogramme.

III. RESULTATS

III.1) Intelligibilité en fonction de la bande-passante chez le normo-entendant

Les résultats figure 1 obtenus chez 20 normo-entendants représentent le pourcentage de reconnaissance optimale des syllabes en fonction de la fréquence de coupure du filtre passe-bas, en considérant la moyenne des scores aux intensités 40 et 50 dB SPL. Les résultats montrent une évolution quasi-linéaire de l'intelligibilité en fonction du logarithme de la fréquence de coupure du signal de 353 à 2000 Hz. Une analyse, par régression linéaire, confirme statistiquement cette évolution rectiligne (n=6 de 353 à 2000 Hz ; $R^2=0,99$; $p<0,0001$) ; l'intelligibilité plateau augmente de 35% par octave. Par extrapolation de notre modèle, nous obtenons le 0% pour une fréquence de passe-bas de 290 Hz et le 100% pour 2080 Hz.

III.2) Effet de la fréquence de coupure passe-bas

La figure 2a montre les résultats obtenus sur 42 oreilles (22 patients), pour l'intelligibilité des syllabes en fonction des différentes fréquences de coupure.

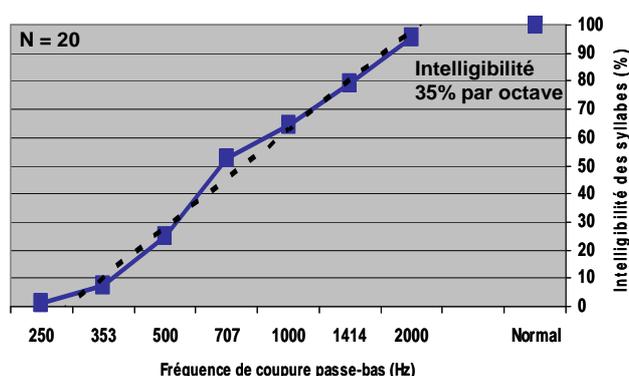


Fig. 1 : modèle « intelligibilité des syllabes en fonction de la fréquence de coupure ». D'après la moyenne des résultats (N = 20 sujets normo-entendants) recueillis aux intensités 40 et 50 dB SPL. La pente est de 35% par octave. La courbe bleue ■ en traits pleins représente notre modèle, la courbe noire en traits pointillés représente la droite de régression linéaire établie à partir des valeurs de notre modèle entre les fréquences de coupures 353 et 2000 Hz.

La droite en pointillés correspond aux résultats des normo-entendants. Une ANOVA à mesures répétées (RM ANOVA) avec le facteur « fréquence de coupure passe-bas » montre un effet significatif du facteur ($F=76,8$; $p<0,001$). Une analyse post-hoc révèle que les malentendants comprennent significativement moins bien pour les fréquences de coupure des trois premières conditions ($p<0,05$). Le score des patients augmente jusqu'à une fréquence de coupure de 1000 Hz et au-delà l'intelligibilité commence à saturer.

Une autre RM ANOVA qui compare normo-entendants versus malentendants montre un effet significatif du facteur « fréquence de coupure passe-bas » ($F=299,9$; $p<0,001$), un effet significatif du facteur « auditeur » ($F=33,4$; $p<0,001$) et une interaction significative entre les deux facteurs ($F=55,7$; $p<0,001$). Une analyse post-hoc par un test Mann-Whitney montre que les malentendants ont de meilleures performances que les normo-entendants pour les situations filtrées à 250 et 353 Hz ($p<0,05$). Aucune différence n'apparaît pour les fréquences de coupure 500 et 707 Hz.

La figure 2b montre l'audiogramme moyen des 42 oreilles testées à différentes fréquences. La perte moyenne pour la gamme 250-710 Hz était de 63 dB HL et de 108 dB HL pour la gamme 1000-4000 Hz.

III.3) Effet de la durée de privation auditive

Les malentendants ont été divisés en 2 groupes, d'après leur durée de surdité dans les hautes fréquences. La figure 3a montre les scores moyens en fonction de Fc, pour les normo-entendants (pointillés) et pour ces deux groupes. Le premier groupe est composé de 20 oreilles avec une durée de privation inférieure à 25 ans et le second est composé de 22 oreilles avec une durée de privation supérieure à 25 ans.

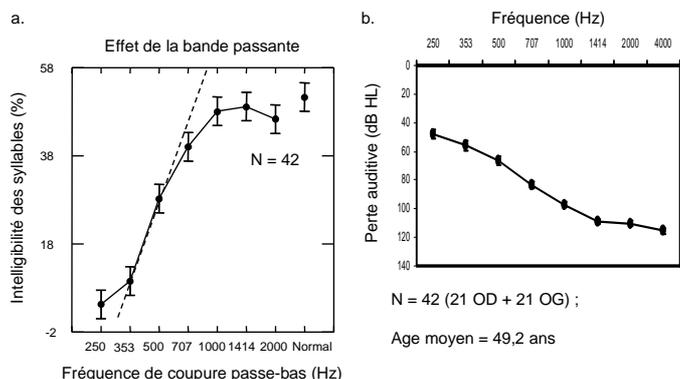


Fig. 2a. Pourcentage d'intelligibilité des syllabes en fonction de la bande passante des signaux de parole. La courbe en trait plein représente la moyenne et l'erreur standard des résultats obtenus sur 42 oreilles malentendantes. La droite en pointillés représente le modèle calculé à partir des résultats du normo-entendant (N = 20).
 Fig. 2b. Moyennes des seuils de perception T des 42 oreilles testées en dB HL pour différentes fréquences.

Une RM ANOVA montre un effet significatif du facteur « fréquence de coupure passe-bas » ($F=85,9$; $p<0,001$), un effet significatif du facteur « durée de surdité » ($F=16,4$; $p<0,001$) et une interaction significative entre les 2 facteurs ($F=7,0$; $p<0,001$). Les sujets avec une durée de surdité supérieure à 25 ans comprennent significativement mieux que les sujets avec une durée de surdité inférieure à 25 ans. Un test Mann-Whitney montre que les meilleures performances chez le groupe de surdité ancienne s'observe à partir d'une fréquence de coupure de 500 Hz et au-delà. Pour le groupe de durée de surdité inférieure à 25 ans, le score augmente entre 250 et 1000 Hz et sature après. Pour l'autre groupe, la saturation commence à 1414 Hz.

Le groupe de normo-entendants a été comparé aux 2 groupes de malentendants par une RM ANOVA. Nous trouvons des résultats similaires à ceux observés lorsque tous les malentendants étaient considérés ensemble. De plus un test Mann-Whitney révèle que seuls les patients qui ont une surdité qui date de plus de 25 ans ont de meilleures performances que le normo-entendant pour les fréquences de coupure 250 et 353 Hz ($p<0,01$). Au contraire cette différence significative n'est pas observée chez le groupe qui a une durée de surdité inférieure à 25 ans. Les normo-entendants ont de meilleures performances que le groupe de surdités anciennes à partir de 1kHz et au-delà ($p<0,05$). Cette différence apparaît aussi pour le groupe de surdités récentes, mais à partir de 707 Hz et au-delà ($p<0,01$).

La figure 3b représente l'audiogramme moyen des 2 groupes, aux différentes fréquences testées. La perte moyenne dans les fréquences 250-710 Hz est de 65 dB HL pour le groupe qui a une durée de surdité inférieure à 25 ans et 62 dB HL pour le groupe qui a une durée de surdité supérieure à 25 ans. Dans la gamme

1000-4000 Hz, le seuil est de 107 dB HL versus 108 dB HL. Une analyse statistique par test de student ne montre aucune différence significative de seuils entre les 2 groupes ($p>0,05$).

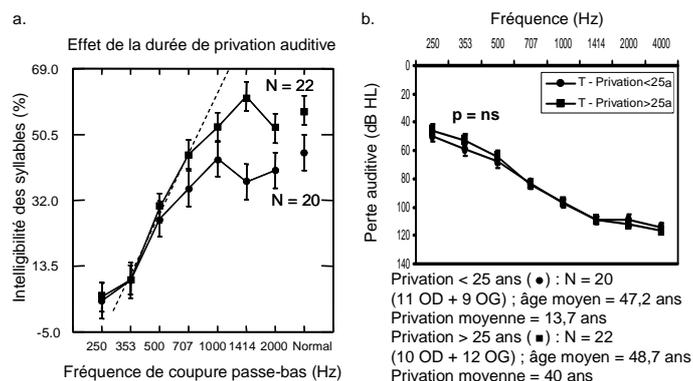


Fig. 3a. Pourcentage moyen d'intelligibilité des syllabes en fonction de la bande passante du signal. Les patients qui ont une surdité qui date de plus de 25 ans (N = 22 oreilles) comprennent significativement mieux que ceux dont la surdité est apparue depuis moins de 25 ans (N = 20 oreilles). La droite en pointillés représente le modèle calculé à partir des résultats du normo-entendant (N = 20). La barre d'erreur représente l'erreur standard.

Fig. 3b. Audiogramme moyen des 2 groupes (seuil de perception T). Il n'apparaît pas de différence entre les seuils de perception des deux groupes (test t par population : $p > 0,05$ pour chaque fréquence) qui permet d'expliquer les différences de performances.

III.4) Effet de l'étiologie

Les malentendants ont été séparés en 3 groupes en fonction de la cause la surdité dans les hautes fréquences : le premier groupe comporte 10 oreilles qui ont une surdité précoce (congénitale ou apparue avant l'âge de 4 ans). Le second groupe est constitué de 24 oreilles ayant une surdité évolutive et le troisième groupe comporte 8 oreilles qui ont eu une surdité brusque.

Nous avons étudié l'effet de l'étiologie sur les performances des patients. La figure 4a montre le score moyen d'intelligibilité des syllabes en fonction de Fc, pour les 3 groupes de patients et pour le groupe de normo-entendants (ligne en pointillés). Une RM ANOVA a montré un effet significatif du facteur « fréquence de coupure » ($F=74,8$; $p<0,001$), un effet significatif du facteur « étiologie » ($F=5,7$; $p<0,01$) et une interaction significative entre ces deux facteurs ($F=2,7$; $p<0,01$). Une analyse post-hoc révèle que le groupe de surdités congénitales comprend significativement mieux que les deux autres groupes. ($p<0,05$). Un test Kruskal-Wallis montre que les patients sourds congénitaux sont meilleurs que les deux autres groupes à partir d'une Fc passe-bas de 1kHz et au-delà ($p<0,05$). En dessous de cette fréquence, les scores sont similaires entre les 3 groupes. Pour le groupe de surdités congénitales, l'intelligibilité augmente à partir de 250 Hz et atteint un plafond vers 1414 Hz, tandis que pour les autres groupes, la saturation commence vers 1000 Hz.

Le groupe de normo-entendants a été comparé à chaque groupe de malentendants en fonction de leur étiologie. Une RM ANOVA révèle des résultats similaires à ceux obtenus en considérant toutes les oreilles malentendantes ensemble. Un test Mann-Whitney révèle que seul le groupe de surdités congénitales et évolutives ont de meilleures performances que le normo-entendant, pour les conditions de passe-bas à 250 et 353 Hz ($p < 0,05$). Au contraire, ces différences ne sont pas observées pour le groupe de surdités brusques. De plus, les normo-entendants ont de meilleures performances que les sourds congénitaux à partir de $F_c = 1414$ Hz et au-delà. Cette différence est reportée chez le groupe de surdités brusques à partir de 1 kHz et au-delà et pour le groupe de surdités évolutives à partir de 707 Hz et au-delà.

La figure 4b représente l'audiogramme moyen des différents groupes d'oreilles testées. Un test de student a été réalisé et il n'apparaît aucune différence de seuils d'audition entre les trois groupes. Dans les basses fréquences (250-710 Hz) la perte moyenne est de 63 dB HL pour le groupe de surdités précoces et progressives et de 66 dB HL pour le groupe de surdités brusques. Dans les hautes fréquences (1000-4000 Hz), la perte moyenne est de 104 dB HL pour les surdités congénitales, 108 dB HL pour les surdités évolutives et 112 dB HL pour les surdités brusques.

IV. DISCUSSION

Deux phénomènes se manifestent chez les sourds partiels. Au niveau périphérique il y a une dégradation des cellules sensorielles tandis qu'au niveau central une réorganisation neurale s'établit, de telle sorte que les malentendants sont capables d'utiliser l'information basse fréquence aussi efficacement que les normo-entendants, voire mieux dans certains cas. Cela confirme les suppositions de Thai-Van [10] et met en évidence que les patients n'utilisent qu'une petite partie de l'information à laquelle ils ont encore accès, pour comprendre.

Il est bien établi que suite à une déafférentation, une réorganisation des cartes tonotopiques se produit au niveau central. Cette plasticité permet aux patients d'améliorer leurs capacités à traiter les sons de basse fréquence [9]. Notre étude supporte ces précédents résultats et suggère aussi que ce phénomène serait temps-dépendant. C'est-à-dire que les patients avec des longues durées de privation ou des surdités précoces ont développé des capacités supra-normales pour l'utilisation des indices basse fréquence, malgré une cochlée endommagée. Ces capacités surprenantes ont toutefois une contrepartie : la réhabilitation des hautes fréquences

par un implant cochléaire ou un implant EAS risque d'être très difficile. Cela suppose que ces appareils de haute technologie ne peuvent pas être proposés à tous les patients et qu'il est capital de développer de meilleurs outils diagnostiques, afin de mieux cibler la technique de réhabilitation adaptée à chaque patient [14].

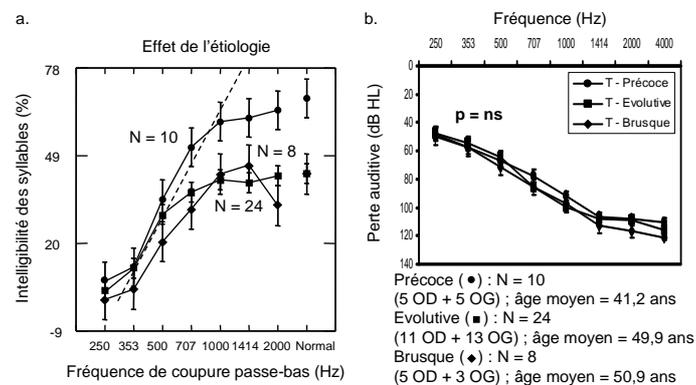


Fig. 4a. Pourcentage moyen d'intelligibilité des syllabes en fonction de la bande passante du signal. Les patients sourds précoces (N = 10 oreilles) comprennent significativement mieux que les patients qui ont une surdité évolutive (N = 24 oreilles) et que ceux qui sont devenus sourds suite à une surdité brusque (N = 8 oreilles). La droite en pointillés représente le modèle calculé à partir des résultats du normo-entendant (N = 20). La barre d'erreur représente l'erreur standard. Fig. 4b. Audiogramme moyen des 3 groupes (seuil de perception T). Les différences de performances ne peuvent être expliquées par des différences entre les seuils de perception (test t par population : $p > 0,05$ pour chaque fréquence).

REFERENCES

- [1] Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran D, Stewart M. Perceptual correlates of massive cortical reorganization. *Science* 1992; 258: 1159-1160.
- [2] Cohen LG, Celnik P, Pascual-Leone A, Corwell B, Falz L, Dambrosia J, Honda M, Sadato N, Gerloff C, Catalá MD, Hallett M. *Nature* 1997; 389(6647): 180-183.
- [3] Lee DS, Lee JS, Oh SH, Kim SK, Kim JW, Chung JK, Lee MC, Kim CS. Cross-modal plasticity and cochlear implants. *Nature* 2001; 409:149-150.
- [4] Robertson D, Irvine DR. Plasticity of frequency organization in auditory cortex of guinea pigs with partial unilateral deafness. *J Comp Neurol* 1989; 282(3): 456-471.
- [5] Thai-Van H, Micheyl C, Norena A, Collet L. Local improvement in auditory frequency discrimination is associated with hearing-loss slope in subjects with cochlear damage. *Brain* 2002; 125(Pt 3): 524-537.
- [6] Moore BCJ, Huss M, Vickers DA, Glasberg BR, Alcántara JI. A test for the diagnosis of dead regions in the cochlea. *Br J Audiol* 2000; 34(4): 205-224.
- [7] Moore BCJ. Dead regions in the cochlea: conceptual foundations, diagnosis, and clinical applications. *Ear Hear* 2004; 25(2): 98-116.
- [8] Moore BCJ, Vinay SN. Enhanced discrimination of low-frequency sounds for subjects with high-frequency dead regions. *Brain* 2009; 132(Pt 2): 524-536.
- [9] Vestergaard MD. Benefit from amplification of high frequencies in hearing impaired: aspects of cochlear dead regions and auditory acclimatization. Technical University of Denmark, Ørsted-DTU Acoustic Technology, DK-2800 Lyngby, 2004.
- [10] Thai-Van H, Micheyl C, Norena A, Veuillet E, Gabriel D, Collet L. Enhanced frequency discrimination in hearing-impaired individuals: a review of perceptual correlates of central neural plasticity induced by cochlear damage. *Hear Res* 2007; 233(1-2): 14-22.
- [11] Silman S, Gelfand SA, Silverman CA. Late-onset auditory deprivation: effects of monaural versus binaural hearing aids. *J Acous Soc Am* 1984; 76(5): 1357-1362.
- [12] Gelfand SA, Silman S, Ross L. Long-term effects of monaural, binaural and no amplification in subjects with bilateral hearing loss. *Scand Audiol* 1987; 16(4): 201-207.
- [13] Blamey P et al. Factors affecting auditory performance of postlinguistically deaf adults using cochlear implants. *Audiol Neurootol* 1996; 1(5): 293-306.
- [14] Avan P, Giraudet F, Gilain L, Chazal J, Büki B, Mom T. Outils diagnostiques électrophysiologiques en pré-appareillage. Vers un diagnostic plus fin des surdités neurosensorielles. *Sciences et Technologies pour le Handicap*, n° spécial Aide technique pour la réhabilitation de la surdité 2010 (sous presse).

Détection automatique des indices caractéristiques d'un Potentiel Evoqués Auditif en réponse à un son de parole par une utilisation de la méthode de détection de forme

A. Jeanvoine^{1,2}, C. Richard^{1,3}, A. Moulin^{1,2}, E. Perrin^{2,4}, R. Laboissière^{2,5}, Thai-Van^{1,2}, C. Berger-vachon^{1,2}

1 : Laboratoire Neurosciences Sensorielles, Comportement et Cognition, UMR 5020, H.E.H., 5 place d'Arsonval, 69437 Lyon cedex 03

2 : Université Claude Bernard Lyon1, 43 Bd du 11 Novembre 1918, 69100 Villeurbanne

3 : Service d'ORL et de chirurgie cervico-faciale, CHU de Saint Etienne, Hôpital Nord, 42055 Saint Etienne cedex 02

4 : CREATIS-LRMN, CNRS INSA UCBL UMR 5220 INSERM U630, bâtiment 308, CPE Lyon, 43 Bd du 11 Novembre 1918, 69622 Villeurbanne cedex

5 : INSERM U864, Espace et Action, 16 Avenue Doyen Lépine, 69676 Bron cedex
arnaudjeanvoine@yahoo.fr

Résumé : - Un Potentiel Evoqué Auditif en réponse à un Son de Parole (PEASP) est formé de deux parties distinctes : la réponse impulsionnelle (ou Onset Response, OR) et la réponse soutenue en fréquence (ou Frequency Following Response, FFR). Dans l'état actuel des connaissances, nous ne pouvons pas caractériser précisément les paramètres pertinents du PEASP (amplitudes, durées et latences). L'analyse actuelle étant effectuée visuellement, et donc observateur-dépendante, l'objectif de ce travail est la mise au point d'une méthode de détection automatisée des différentes caractéristiques de la réponse PEASP, avec une application clinique future. - La mise au point d'une méthode automatisée nécessite tout d'abord la création d'un modèle mimant les caractéristiques des différentes parties du PEASP. Ainsi l'OR est caractérisée par une variation bipolaire rapide et est modélisée au moyen de trois fonctions linéaires différentes. La FFR est modélisée par un ensemble de sinusoides, correspondant aux fréquences fondamentale et harmoniques. - La comparaison de ce modèle type avec la réponse, sur une fenêtre glissant sur l'ensemble de la réponse, permet de déterminer les points de plus forte corrélation entre le modèle et la réponse, identifiant par là même, les indices au sein de la réponse, de manière objective.

I. INTRODUCTION

Les potentiels évoqués auditifs précoces, en réponse à des stimuli acoustiques de type clics, constituent une technique électrophysiologique d'exploration des voies auditives centrales, bien codifiée, et couramment employée en pratique clinique. L'utilisation récente de son de parole de type « consonne + voyelle » a l'avantage d'être plus « écologiquement » valide, et d'explorer, de manière plus fine, la perception de sons de parole le long des voies auditives. En revanche, les potentiels évoqués auditifs obtenus en réponse à ces sons de parole (PEASP), n'ont pas encore fait l'objet d'une validation et de codifications objectives, préalables à toute utilisation clinique. Les réponses de type PEASP sont recueillies au niveau de 3 électrodes de surface placées sur le scalp du sujet, en réponse à la syllabe « /ba/ » (fig 2). La forme typique du PEASP se compose de deux parties (fig. 1) : une réponse impulsionnelle, ou Onset Response (OR), qui est similaire à l'onde V des PEAP évoqués par clics et une réponse soutenue en fréquence ou Frequency Following Response (FFR) qui suit la périodicité de la voyelle du stimulus [1][2][3]. La latence, durée et amplitude de la FFR, reflètent certains aspects du traitement des sons de parole au niveau du tronc cérébral, et en particulier, le degré de synchronisation des voies auditives sur la périodicité du stimulus (pour une revue des applications cliniques [4][5][6]). Le but de ce travail est de caractériser, de manière objective, les paramètres des réponses de type PEASP, afin de déterminer les indices qui seront pertinents pour une utilisation clinique future.

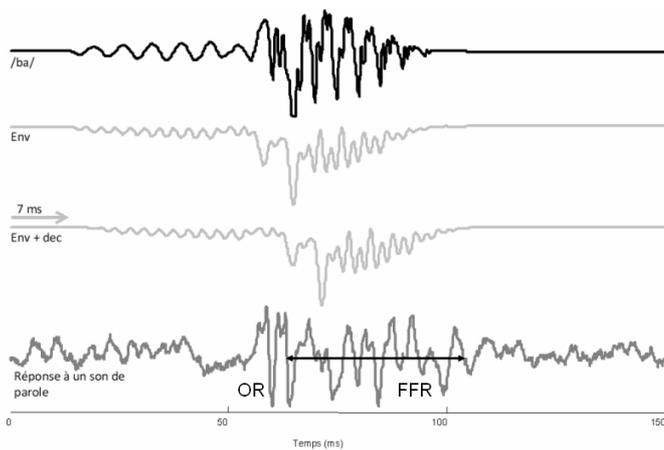


Figure 1 : Potentiel Evoqué Auditif en réponse à un son de parole (Speech ABR).

II. MATERIEL ET METHODE

A. Méthode de recueil de PEASP

Le PEASP que nous avons étudié est une réponse électrophysiologique en réponse à un stimulus /ba/, présenté binauralement. Le matériel de recueil se compose de (fig. 2) [7][8]:

- Une chaîne de stimulation composée d'un ordinateur portable et d'une carte son externe, dont l'un des canaux est, après amplification, connecté aux écouteurs de type insert, insérés au niveau du conduit auditif externe du sujet, un autre canal étant connecté au trigger.

- Une chaîne de recueil, composée de 3 électrodes de surface, positionnées sur le scalp du sujet, au niveau du vertex (électrode « + »), du front (masse), et de chaque mastoïde (électrode « - ») (fig. 2). La mesure du signal, de l'ordre du micro-volt, s'effectue par la différence de potentiel entre l'électrode « + » et l'électrode « - », par rapport à la masse commune de la tête. Le signal des électrodes est amplifié (boîte tétière) avant d'être recueilli par un appareil couramment utilisé pour le recueil des PEAP : le Centor USB, qui assure le moyennage des réponses, synchronisées sur le stimulus.

- Du fait de la longueur du stimulus (>50 ms), de son occurrence simultanée au recueil, et de sa similitude avec la réponse de type PEASP, (fig. 1), le recueil nécessite une isolation dans une cage de Faraday stricte reliée à la masse au niveau des inserts (éléments de la chaîne de stimulation qui permet la transduction électrique/acoustique), ainsi que l'utilisation d'écouteurs de type d'inserts plutôt que de type casque (Akhoun et coll. [7]), permettant d'isoler le plus possible les électrodes de la transduction electro-acoustique des écouteurs. Un moyennage de plus de 2000 traces en polarité alternée est habituellement nécessaire, avec une intensité de stimulation variant de 50 à 80 dB HL selon les équipes (Richard et al. [4]). La fréquence

d'échantillonnage est celle maximale admise par le Centor USB (13,3 kHz).

- Malgré ces précautions, il est parfois difficile d'obtenir des enregistrements peu bruités, surtout en milieu hospitalier, où les sources électromagnétiques interférentes peuvent être nombreuses, d'où l'intérêt de développer des méthodes permettant d'extraire et de quantifier les réponses de manière plus objective, que la méthode visuelle actuellement employée.

B. Caractéristiques du PEASP

Le PEAP se compose de l'OR, qui est une réponse impulsionnelle ressemblant fortement à l'onde V des PEAP classiques, et qui est suivie de la réponse soutenue en fréquence (FFR). Cette réponse de type FFR est d'énergie quasi-constante, et présente la même enveloppe que celle du stimulus, avec un décalage. La figure 1 montre les traces temporelles du stimulus /ba/, de son enveloppe, de cette même enveloppe décalée de 7 ms, et de la réponse de type PEASP. Ce décalage, ou latence de la FFR, a été obtenu en corrélant l'enveloppe inversée du stimulus traité par un filtrage passe-bas au dessous de 500 Hz d'ordre un, avec la réponse du type FFR [9][10][11].

La transformée de Fourier du signal sur la partie FFR (fig. 3), montre des pics correspondant à la fréquence du fondamental (F0), ainsi que des premières harmoniques (2F0), de manière similaire au spectre de la voyelle. L'amplitude de ces pics donne une image de la qualité de synchronisation des voies auditives périphériques, sur la périodicité du stimulus et pourrait donc refléter la qualité du traitement des signaux de parole au niveau du tronc cérébral [12]. Identifier, de manière objective, la latence et la durée de la FFR, permettrait donc une meilleure objectivation de la qualité de cette synchronisation, calculée sur la durée de la FFR uniquement.

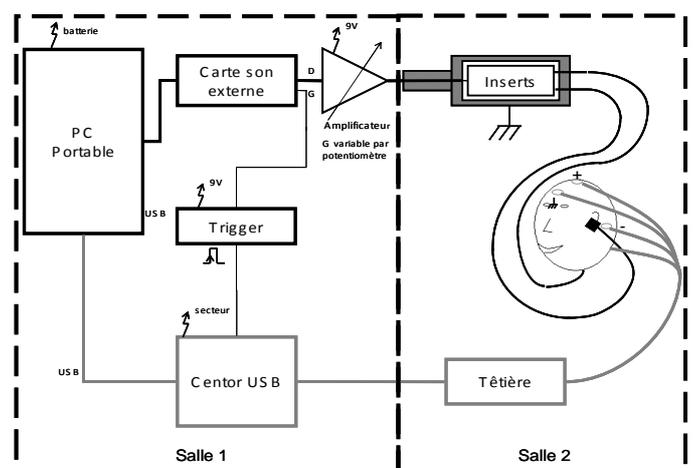


Figure 2 : Chaîne de recueil du PEASP

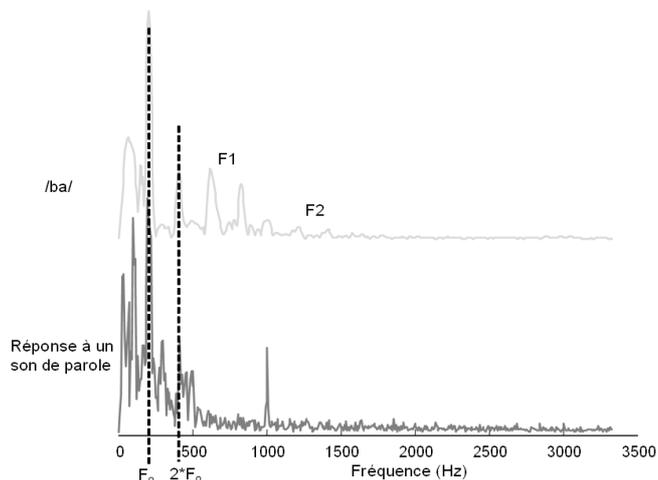


Figure 3 : Spectre de la réponse et du stimulus /ba/.

C. Modélisation d'un PEAPSP type.

Pour identifier les paramètres (OR et FFR) au sein de la réponse recueillie, nous proposons un modèle imitant ces indices. La comparaison de ce modèle type avec la réponse, sur une fenêtre glissant sur l'ensemble de la réponse, permet de déterminer les points de plus forte corrélation entre le modèle et la réponse, identifiant par là même, les indices au sein de la réponse, de manière objective.

L'OR a été modélisée par la concaténation, dans le temps, de 3 segments linéaires correspondant aux temps de montée, descente et montée respectivement, sur une durée très courte (1 ms). La fig. 4 présente le modèle de l'OR, superposé sur une OR réelle moyennée sur 15 sujets. (La durée de l'OR étant très réduite par rapport à la fréquence d'échantillonnage, avec un rapport signal sur bruit de l'ordre de 6 dB, la méthode de la dérivée car elle permet de connaître le coefficient directeur à chaque instant de la courbe et donc d'identifier l'OR par un coefficient négatif élevé. Le problème est que si la trace recueillie est bruitée, alors la dérivée ne donnera pas le lieu de l'OR n'est pas pertinente pour isoler cette OR.)

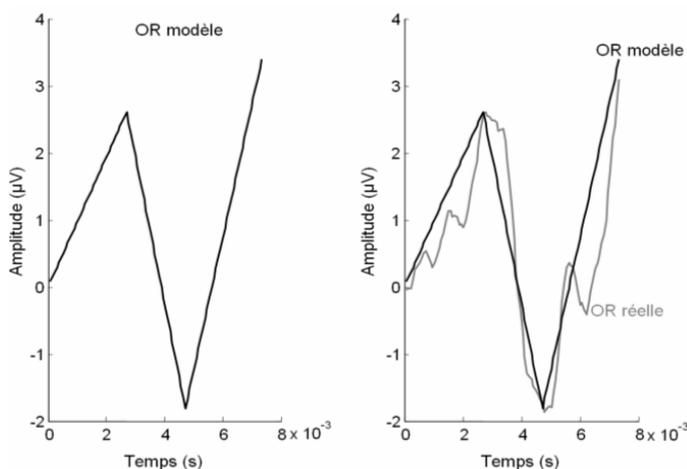


Figure 4 : Modèle de l'OR (gauche) et modèle + réelle (droite)

La FFR est une onde stationnaire qui suit la périodicité de la voyelle de type « phase locking ». Nous l'avons donc modélisée par un ensemble d'une ou plusieurs sinusoïdes, dont l'une correspond au pic fréquentiel de plus haute amplitude retrouvé sur la réponse de type FFR, par une transformée de Fourier. La fréquence de ce pic correspond à la fréquence fondamentale de la voyelle (F_0 , fig. 3). Il est possible d'ajouter des harmoniques d'ordre n , avec une amplitude A/n (correspondant à une hyperbole que l'on peut « observer » sur la figure 3), A étant l'amplitude de F_0 , avec n généralement inférieur à 3, étant donné que la réponse est filtrée passe-bas en dessous de 500 Hz. Dans l'exemple présenté fig. 3, $F_0=206$ Hz, $2*F_0=412$ Hz. La FFR modélisée correspondante est présentée fig. 5. Le nombre de périodes est un compromis entre une durée longue (7-8 cycles), avec une sensibilité moindre au bruit, au détriment de la précision temporelle, et une durée courte (2 cycles), permettant une plus grande précision temporelle, mais au détriment d'une plus grande sensibilité au bruit. Le modèle sinusoïdal de la FFR est pondéré par une fenêtre de Hanning, pour éviter, lors de la corrélation, les effets de bord.

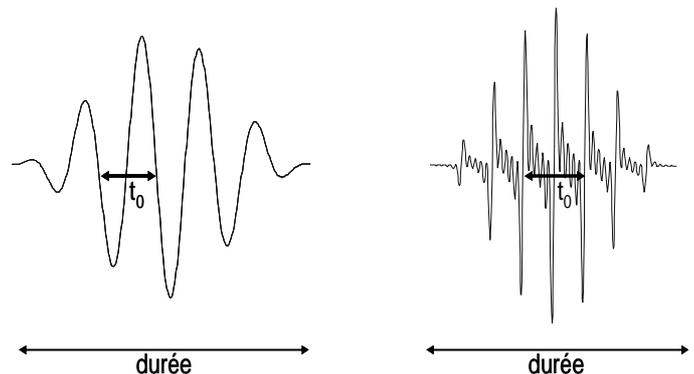


Figure 5 : Modèle sinusoïdal de FFR, à gauche avec une seule harmonique et à droite avec quatre harmoniques, correspondant à la FFR présentée fig. 1 et 3.

D. Méthode de détection

Le principe de la détection de forme s'inspire de la méthode des ondelettes, c'est-à-dire qu'une corrélation est calculée entre le modèle proposé, et le signal recueilli, sur une fenêtre glissante. Le signal est, au préalable, filtré par un banc de filtres passe-bandes de type Butterworth d'ordre un et de largeur de bande de trois fois la plus petite fréquence que l'on peut mesurer sur le recueil du signal (fréquence d'échantillonnage/nombre de points de recueil dans la fenêtre). Ceci nous permet de quantifier la corrélation entre le modèle et le signal, de manière indépendante pour chaque bande fréquentielle du signal, et de le visualiser sous forme d'un diagramme temps/fréquence.

III. RESULTATS ET DISCUSSIONS

La modélisation présentée a été effectuée sur la réponse PEASP moyenne obtenue chez 15 sujets normo-entendants, en réponse à un stimulus /ba/ de 45 dB HL d'intensité, et de 100 ms de long, avec un moyennage de 2400 réponses et une fréquence d'échantillonnage de 13,3 kHz, sur une fenêtre de recueil de 150 ms. Le PEASP étudié est celui qui a été présenté fig. 1 et 3. La précision fréquentielle des recueils est de 6 Hz, et les calculs de corrélations ont été effectués sur 18 Hz, du fait du nombre limité de points.

La fig. 6 montre le résultat obtenu sur un modèle de l'OR. L'OR est difficile à distinguer, dans la réponse, du fait de sa brièveté (elle a donc un nombre de points très faible). En revanche, le fait qu'il s'agisse de la première onde à localiser, et qu'elle soit de grande énergie, permet de la repérer sous forme d'une ligne de corrélation présente sur l'ensemble des fréquences du signal.

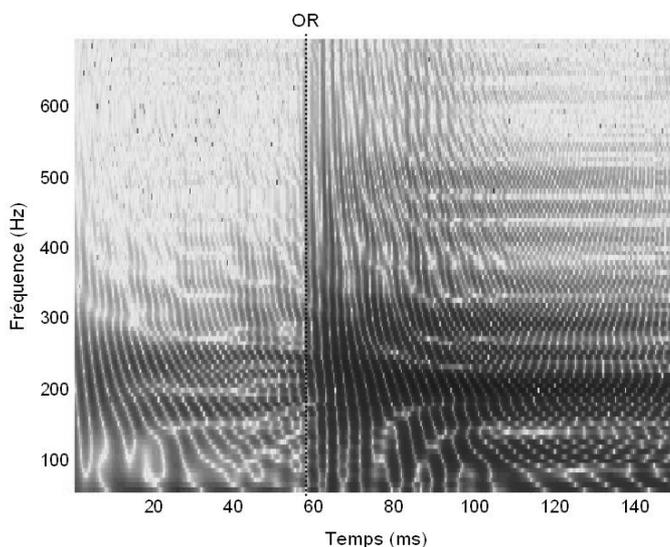


Figure 6 : Détection de l'OR

La figure 7 montre le résultat, en utilisant un modèle sinusoïdal de FFR, composé de F0 et de deux harmoniques, sur une durée de 7 cycles (fig. 7 a), et sur une durée de 2 cycles (fig. 7 b). Les 2 modèles permettent d'identifier le début de la FFR, par une augmentation du nombre de fréquences montrant de fortes corrélations entre modèle et signal. En revanche, la durée de la FFR est surtout visible sur le modèle à 7 cycles, montrant des corrélations constantes sur une même bande de fréquences, avant de se réduire à la fréquence du fondamental.

Cette approche montre qu'il est possible, à partir d'un modèle simple, de déterminer objectivement les latences de l'OR et de la FFR d'un PEASP, ainsi que la durée de la FFR, et par conséquent son amplitude. Ce travail,

effectué sur des données moyennées, et donc, avec un bon rapport signal/bruit, demande à être élargi à des données plus artéfactées. Cependant, en utilisant différents niveaux de seuil de corrélation, nous pensons qu'il est possible de s'adapter à différents rapports signal/bruit lors du recueil de PEASP, et donc, d'obtenir des paramètres objectifs sur des données recueillies individuellement pour chaque sujet.

Le PEASP permet alors de trouver le seuil et la qualité des voies auditives de chaque personne

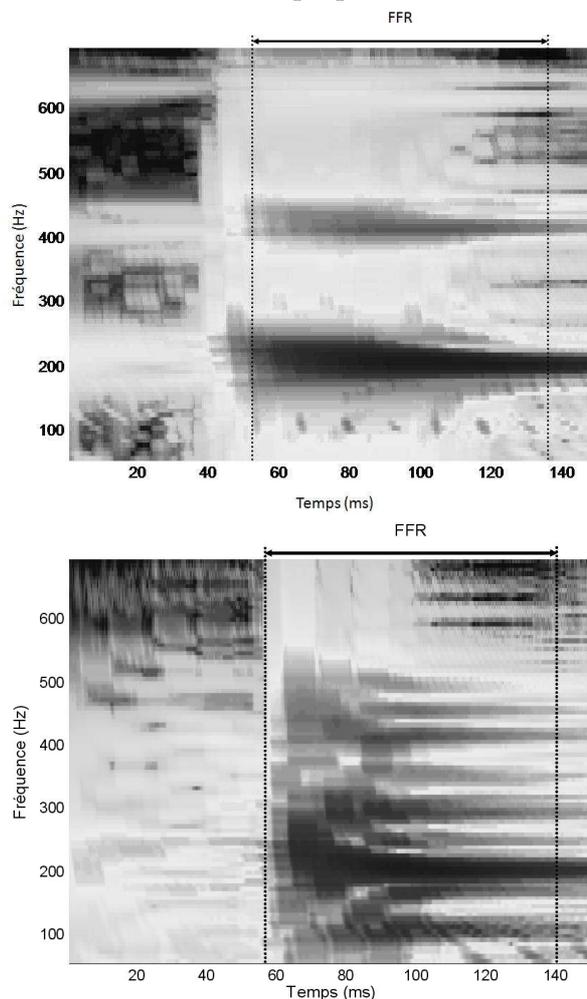


Figure 7 : Détection de la FFR avec 7 oscillations pour le graphique haut et 2 oscillations pour le graphique du bas

IV. CONCLUSION

Les PEASP représentent une technique intéressante et d'avenir d'exploration du codage des signaux de parole par les voies auditives du tronc cérébral. La modélisation mathématique permet d'objectiver les paramètres des réponses, pertinents pour le neurophysiologiste. A plus long terme, nous espérons que ceci permettra au clinicien, de comparer des données individuelles à des valeurs normatives, de manière « observateur-indépendantes ».

V. BIBLIOGRAPHIE

- [1] C.L. Faingold, D.M. Caspary. «Frequency-following responses in primary auditory and reticular formation structures». *Electroencephalogr Clinical Neurophysiol*, 1979; 47: 12_20
- [2] J.W. Hall. «Auditory brainstem frequency following responses to waveform envelope periodicity». *Science*, 1979; 205: 1297_1299
- [3] N. Russo, T.G. Nicol, G. Musacchia, N. Kraus. «Brainstem responses to speech syllables». *Clinical Neurophysiol*, 2004; 115: 2021_2030
- [4] C. Richard, A. Moulin, A. Jeanvoine, I. Akhoun, E. Veuillet, L. Collet, H. Thai-Van. «Exploration électrophysiologique des voies auditives sous-corticales chez l'Humain : du clic au son de parole». (communication personnelle). *Neurophysiologie Clinique*
- [5] K.L. Johnson, T.G. Nicol, N. Kraus. «Brain stem response to speech: a biological marker of auditory processing». *Ear Hear*, 2005; 26: 424_434.
- [6] E. Skoe, N. Kraus. «Auditory brain stem response to complex sound : a tutorial». *Ear Hear*, 2010; 31: 1_23
- [7] I. Akhoun, A. Moulin, A. Jeanvoine, M. Ménard, F. Buret, C. Vollaire, R. Scorretti, E. Veuillet, C. Berger-Vachon, L. Collet, H. Thai-Van. «Speech auditory brainstem response (speech ABR) characteristics depending on recording conditions, and hearing status an experimental parametric study», *Journal of Neuroscience Methods*, 2008; 175: 196_205.
- [8] J.T. Marsh, F.G. Worden, J.C. Smith. «Auditory frequency-following response: neural or artefact?». *Science*, 1970; 169: 1222_1223
- [9] I. Akhoun, S. Gallégo, A. Moulin, M. Ménard, E. Veuillet, C. Berger-Vachon, L. Collet, H. Thai-Van. «The temporal relationship between speech auditory brainstem responses and the acoustic pattern of the phoneme /ba/ in normal-hearing adults». *Clinical Neurophysiol*, 2008; 119: 922_933.
- [10] S.J. Aiken, T.W. Picton. «Envelope following responses to natural vowels». *Audiol Neurotol*, 2006; 11: 213_232
- [11] D. A. Abrams, T. Nicol, S.G. Zecker, N. Kraus. «Auditory Brainstem Timing Predicts Cerebral Asymmetry for Speech». *Journal of Neuroscience*, 2006; 26(43): 11131_11137
- [12] J. Hornikel, E. Skoe, N. Kraus. «Subcortical laterality of speech», *Audiol Neurotol*, 2009; 14: 198_207.

Session 2 : Handicap perceptif : transmodalité, multimodalité

Présidents de session : Alain PRUSKI, Mohand SLIMANE

Tête parlante codeuse en LPC pour les sourds et les malentendants

M. ZBAKH, H. DAASSI-GNABA, J. LOPEZ KRAHE
Laboratoire Technologies, Handicaps, Interfaces et Multimodalités,
EA 4004 CHART, Université Paris8
2 rue de la Liberté, 93526 Saint Denis Cedex, France
hela.daassi@univ-paris8.fr

Résumé : Notre travail porte sur le développement d'une interface homme machine permettant d'augmenter l'autonomie des sourds et malentendants. Notre principal objectif consiste à intégrer la modalité du Langage Parlé Complété (LPC) dans une tête parlante 3D audiovisuelle, nommée Greta [1].

Cette tête parlante Greta est capable, à partir d'une chaîne phonétique, de générer un signal audio synthétique et les mouvements correspondants des lèvres. Afin de supprimer d'éventuelles ambiguïtés inhérentes à la lecture sur les lèvres, ce système peut être couplé par la vision des mouvements de la main de Greta reproduisant ainsi les gestes du LPC. De ce fait, nous avons développé un module des codes (LPC) puis nous avons implémenté ce module dans la plate forme Greta. Les résultats sont prometteurs et montrent clairement un apport d'information de la parole codée en LPC.

Mots clés : Tête parlante Greta, Langage Parlé Complété (LPC), animation 3D, sourds et malentendants.

I. INTRODUCTION

La lecture labiale est une technique qui permet de comprendre ce que dit une personne en lisant sur ses lèvres. Le LPC (Langage Parlé Complété) hérité du Cued Speech (CS) [2] complète parfaitement la lecture labiale. Cela donne une perception visuelle précise de la parole : la main du locuteur, placée près du visage complète le mouvement des lèvres, permettant ainsi de lever l'ambiguïté existant entre plusieurs phonèmes correspondant au même mouvement des lèvres. En Français cinq positions de la main sont utilisées pour coder les voyelles et huit formes de main sont utilisées pour les consonnes (Fig .1). La combinaison d'une

configuration et d'une position code une syllabe de type Consonne-Voyelle CV [3] [4].

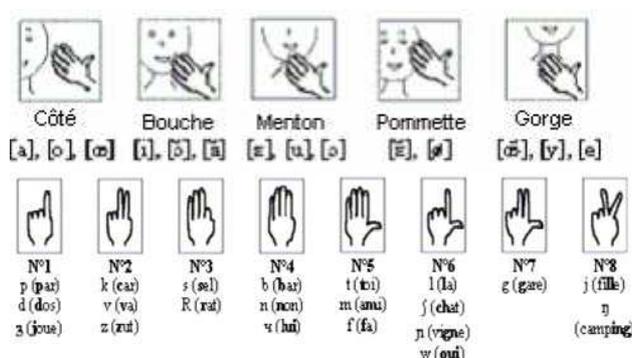


Fig .1 : Liste des positions et des configurations manuelles du code LPC (issue de [3]).

Il convient de préciser que le LPC est un système de codage associé au langage parlé très différente de la Langue de Signes (LS), langue pratiquée habituellement pour communiquer par les personnes sourdes. La LS dispose d'une grammaire, un vocabulaire, une syntaxe spécifique. Une structure de linguistique particulière très différente de langues parlées, d'où la difficulté d'un traitement automatisé (traduction automatique, par exemple).

Le travail présenté dans cette communication entre dans le cadre de la réalisation d'un système combiné : reconnaissance de la parole, reconnaissance des émotions et tête parlante [5]. Ce système a pour rôle de reconnaître les phonèmes prononcés par le locuteur et son état émotionnel afin d'animer, sur un écran informatique, une tête parlante située devant la personne sourde ou malentendante. Cette tête de synthèse [6] [7] [8], dans notre cas nommée Greta [1] produit des expressions faciales et des mouvements de lèvres. Ce système peut être amélioré par la vision des mouvements de la main de Greta reproduisant ainsi

les gestes du LPC. C'est la raison pour laquelle nous avons développé un module des codes LPC puis nous avons implémenté ce module dans la plate forme Greta.

Nous décrivons l'architecture et la structure de Greta avec une description de l'interface homme machine spécifique qui a été développée pour le codage en LPC. Nous finirons avec une présentation et interprétation des résultats obtenus. Des conclusions et perspectives clôturent notre communication.

II. LA TETE PARLANTE

A. Description de l'architecture de Greta

Greta est un système multimodal capable de communiquer verbalement et non verbalement (Fig .2). Ainsi, il peut générer un comportement visuel et expressif. Ce système est divisé en deux grands modules : le premier module s'intéresse au visage. La forme, la texture et les expressions du visage sont généralement commandées par le bitstream contenant des exemples des ensembles FDP (Facial Definition Parameter) paramètres de définition faciaux, et FAP (Facial Animation Parameter) paramètres de l'animation faciaux qui gèrent les mouvements du visage. Le deuxième module contient tous les fichiers qui interviennent dans le contrôle des gestes du corps dans ce cas là, il s'agit BAP (Body Animation Parameter) [9].



Fig .2 : Greta : visage (les lèvres) et corps (les mains).

Dans cette étude, nous nous sommes concentrés sur l'animation des mouvements des lèvres pour les expressions faciales, et les mouvements de la main pour le comportement gestuel.

B. Le choix de Greta

Les Agents Conversationnels Animés (ACAs) sont particulièrement intéressants dans le contexte d'études expérimentales sur la perception de comportements émotionnels multimodaux, parce qu'on peut contrôler leurs signaux comportementaux et même leurs modalités.

Il est important de pouvoir associer des émotions à l'expression du visage. Ceci est une demande des personnes qui regardent ce type d'avatars. Un visage sans expression devient rapidement ennuyeux et peut annuler tout un travail de recherche de perfection dans le système de codage.

Notre choix pour Greta était basé sur le fait que cette tête parlante, en plus des gestes et des mouvements des lèvres, peut s'exprimer par des émotions et des expressions faciales. Ces dernières sont appelées par des mots clés selon l'état émotionnel du locuteur (« Joy », « Fear », « Anger »...) [9] (Fig .3).

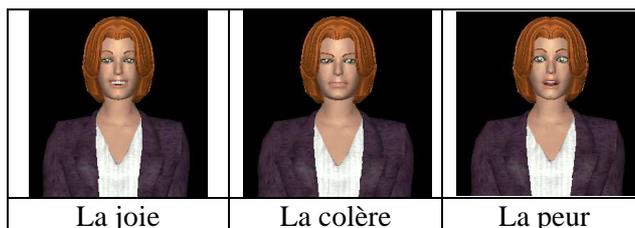


Fig .3 : Expressions faciales de Greta pour différentes émotions.

III. GRETA CODEUSE EN LPC

Nous avons développé une interface pour le codage des gestes du LPC. Cette interface nous a permis de créer les huit configurations du LPC pour coder les consonnes, ainsi les cinq positions pour coder les voyelles [3].

Pour le développement de notre interface, nous avons utilisé la main droite de Greta comme une main dominante (Fig .4.1). Ce choix était basé sur le fait que la majorité des personnes sont droitiers.

Cette interface appelle des fichiers contenant tous les paramètres de configurations. La figure 4.2 montre un exemple de structure d'un fichier qui correspond à la configuration N°5 (Fig .4.1). Ce fichier texte contient trois colonnes qui correspondent aux coordonnées (X, Y et Z) des points. Ces derniers définissent les gestes LPC de la main dans l'espace. Il s'agit de vingt points :

- le **poignet** est présenté par un seul point (pris comme origines);
- Le **pouce** est codé par trois points;
- L'**index, le majeur, l'annulaire et l'articulaire** sont présentés par quatre points;



Fig .4.1 : Points de contrôle de la main droite (conf. N° 5).

	X	Y	Z
r_wrist	0.00	0.00	0.00
r_thumb1	-14.00	2.00	-2.00
r_thumb2	-7.00	0.00	0.00
r_thumb3	-16.00	0.00	0.00
r_index0	0.00	0.00	0.00
r_index1	2.00	0.00	-2.00
r_index2	0.00	0.00	0.00
r_index3	0.00	0.00	0.00
r_middle0	0.00	0.00	0.00
r_middle1	-2.00	0.00	-5.00
r_middle2	0.00	0.00	0.00
r_middle3	0.00	0.00	0.00
r_ring0	0.00	0.00	0.00
r_ring1	-7.00	0.00	-7.00
r_ring2	0.00	0.00	0.00
r_ring3	0.00	0.00	0.00
r_pinky0	0.00	0.00	0.00
r_pinky1	-11.00	0.00	-9.00
r_pinky2	0.00	0.00	0.00
r_pinky3	0.00	0.00	0.00

Fig .4.2 : Exemple de structure de fichier pour (la conf. N° 5).

Après la création des fichiers de configurations et l'affectation des valeurs de positions dans le code de Greta, nous avons obtenu les résultats illustrés par la figure 5.

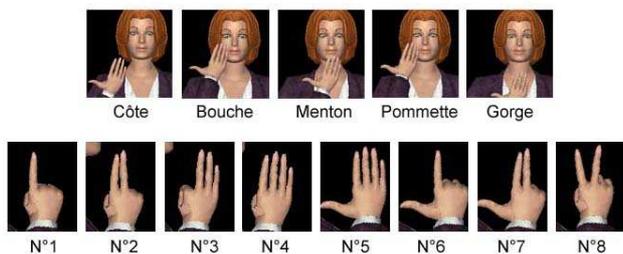


Fig .5 : Liste des positions et des configurations manuelles du code LPC (main droite de Greta).

Comme indiqué précédemment (section 1), dans le LPC, chaque configuration doit être combinée à une position. Cette combinaison code une syllabe de type Consonne-Voyelle CV. Nous avons créé les quarante combinaisons de type Configuration-Position du LPC, qui correspondent aux syllabes (CV) de la langue française. Ceci a pour but de simplifier et accélérer l'affectation de chaque syllabe au geste du LPC correspondant.

Le rôle essentiel de cette interface est l'enregistrement des gestes du LPC, afin de les exécuter au moment de l'animation de Greta (cf. Fig .6).

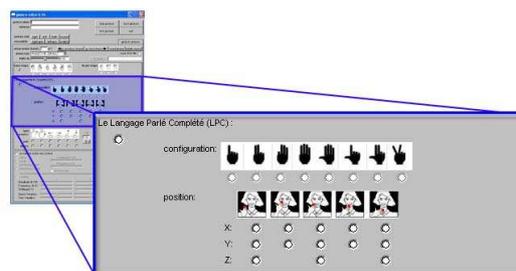


Fig .6 : Nouvelle interface de Greta contenant des gestes du LPC.

IV. INTERPRETATION ET DISCUSSION DES RESULTATS

A. Gestes du LPC

Généralement, Greta utilise un fichier XML [9] pour exécuter les gestes. Dans notre cas, il s'agit de gestes spécifiques (du LPC) qui ont été enregistrés par notre interface (Fig .6), décrite dans la section précédente.

Il y a deux méthodes d'utilisation du fichier XML : la première consiste à citer tous les gestes du LPC dans l'ordre de l'exécution et la deuxième consiste à mentionner le contenu linguistique de la phrase à prononcer.

Dans le test présenté ici, nous avons utilisé la première méthode. Nous avons choisi la phrase "Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...". Le fichier XML utilisé est composé d'une succession des balises « gesture ». Ces balises contiennent les codes du LPC qui correspondent aux syllabes de la phrase choisie. Soit le code suivant qui présente un extrait de ce fichier XML. Il s'agit d'une balise « gesture » qui contient le nom du geste à exécuter, le moment du démarrage et la durée de l'exécution.

```

...
<gesture id="g2" start="1.3" end="0.50" stroke="0.2">
  <description level="1" type="gretaml">
    <reference>LPC=Conf6Cote</reference>
    <intensity>1.00</intensity>
    <FLD.value>0.00</FLD.value>
    <PWR.value>0.00</PWR.value>
    <REP.value>0.00</REP.value>
    <SPC.value>0.00</SPC.value>
    <TMP.value>0.00</TMP.value>
  </description>
</gesture>
...

```

Cette partie du code correspond au geste « Conf6Cote » : c'est la configuration N°6 associée à la position Côté (Fig .5). Ce geste commence après 1,3 seconde du lancement de l'animation et dure 0,5 seconde. Dans cet exemple, ce geste « Conf6Cote » code la syllabe « la ».

Nous notons que ce test a été effectué sans synthèse vocale : sans animation des mouvements des lèvres de Geta.

Les résultats, les gestes du LPC générés par Greta pour coder toutes les syllabes de la phrase choisie, sont présentés sur la figure 7.

Afin d'avoir une comparaison objective, la même phrase a été prononcée par une animatrice [10]. Cette dernière parle et effectue simultanément les gestes du LPC.

Le but de cette comparaison est de vérifier la clarification des gestes du LPC générés par Greta et la compatibilité de ces gestes avec ceux de l'animatrice.

Animatrice	Greta
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	

	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	
	
Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...	

Fig .7 : Comparaison entre les gestes du Greta et ceux de l'animatrice.

D'après la figure 7, nous avons comparé deux paramètres : le premier paramètre est le degré de ressemblance entre les configurations de Greta et celles de l'animatrice. Le deuxième paramètre est le temps de l'exécution de ces configurations. Les résultats montrent qu'avec la méthode proposée dans cette section, Greta ne présente pas une différence des gestes du LPC par rapport à ceux effectués par l'animatrice, soit au niveau de ressemblance, soit au niveau de temps (Fig .7).

Le fichier XML organise la création des gestes d'une manière efficace. Cette organisation est due à la temporisation de chaque configuration, ainsi sa durée de l'exécution. Cette méthode demande toujours une intervention de l'administrateur. La création du fichier XML et l'affectation des valeurs se font manuellement, ce qui complique la gestion de ces fichiers et limite le champ de l'exploitation.

B. Gestes du LPC et mouvements des lèvres

Dans ce test, nous avons essayé de résoudre la difficulté de la gestion des fichiers XML par l'utilisation de la deuxième méthode, mentionnée dans la section 4.1.

En effet le contenu est remplacé par la phrase textuelle au lieu des balises des gestes. La phrase prononcée par Greta est la même : "*Elle a un piano à pile, et plus de pile d'ailleurs...*". Ce test a été accompagné par une synthèse vocale française nommée WinEuler [11].

Durant ce test, Greta est devenue plus « autonome ». L'animation des gestes du LPC est effectuée par une traduction phonème-geste de la phrase restituée.

En effet, la synthèse vocale crée un fichier phonétique qui contient tous les phonèmes de la phrase textuelle. Cette synthèse vocale segmente la phrase textuelle en phonèmes avec un symbole spécifique pour chaque phonème. Après la création de ce fichier, Greta extrait la liste des phonèmes à l'aide de la fonction « GestureLPC » que nous avons développée. Le rôle de cette fonction est de parcourir le contenu du fichier pour attribuer chaque phonème au geste correspondant. Chaque phonème correspond à une configuration ou à une position du LPC.

La fonction « GestureLPC » crée un vecteur de configurations qui correspond exactement à la liste des phonèmes générée par la synthèse vocale. Au moment de l'animation, l'application Greta lance la synthèse vocale et l'exécution des gestes du LPC. Cette démonstration est effectuée en 3 étapes : la première concerne la création du fichier phonétique par la synthèse vocale de Greta, la deuxième consiste à l'élaboration de la liste des gestes du LPC à partir du fichier phonétique et la dernière correspond à l'exécution de la synthèse vocale et des gestes du LPC en même temps. Les résultats montrent une génération de la synthèse vocale accompagnée par les expressions gestuelles (codage du LPC). Dans cette méthode la gestion de l'animation s'effectue automatiquement grâce à la fonction « GestureLPC ».

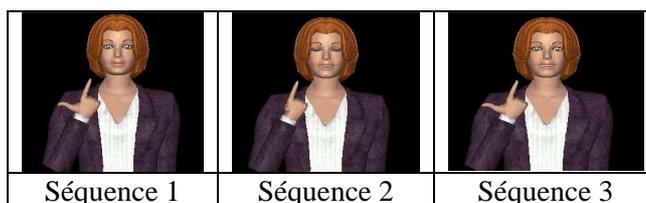


Fig .8 : Démonstration des gestes du LPC avec les mouvements des lèvres.

Durant ce test, Greta est devenue tête parlante codeuse en LPC (Fig .8). Nous avons constaté que les résultats obtenus complètent ceux de la section 4.1. Il y a les mouvements des lèvres accompagnés par le codage du LPC. La création d'une liste des configurations et des positions à partir du fichier phonétique nous a conduit à travailler sur la synchronisation entre les mouvements des lèvres et les gestes du LPC. Vu que la fonction « GestureLPC » ne fusionne pas les configurations avec leurs positions. Par la suite, Greta anime séparément les configurations et les positions. C'est pour cela que notre future tâche est de composer des clés de genre configuration/position pour coder les syllabes de la langue française.

C. Gestes du LPC, mouvements des lèvres et expressions faciales

Des éléments complémentaires ont été ajoutés dans l'animation afin d'améliorer la présentation de la tête parlante. Nous parlons des expressions faciales.

Dans ce test, la tête parlante anime les gestes du LPC combinés avec les mouvements des lèvres et les émotions. La phrase que nous avons considérée, dans ce test, est "*La partie belotte dura toute la journée.*". Nous présentons sur la figure 9 les expressions faciales de Greta (codeuse en LPC) qui correspondent aux émotions : joie, colère et peur.

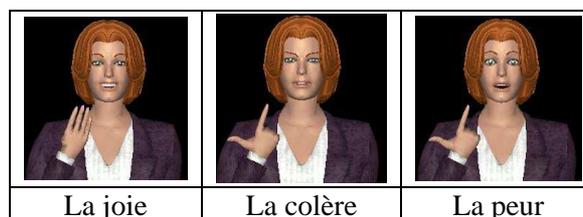


Fig .9 : Expressions faciales de Greta codeuse en LPC pour différentes émotions.

A travers les résultats illustrés dans la figure 9, nous avons remarqué que la combinaison des gestes

du LPC avec les mouvements des lèvres et les expressions faciales donnent une vue plus animée de la tête parlante Greta.

Cette interface animée Greta codeuse en LPC complète maintenant le système combiné [5] : reconnaissance de la parole, reconnaissance des émotions à partir d'un signal audio pour animer une tête parlante dédiée aux personnes sourdes et malentendantes. Puisque les utilisateurs de ce système exigent non seulement le contenu linguistique de la parole mais aussi l'état émotionnel du locuteur. Ceci s'explique par le fait que les émotions jouent un rôle fondamental pour l'identification du contexte de la parole.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans ce papier nous avons présenté trois versions de la tête parlante Greta : une première version respecte le codage du LPC concernant les configurations et les positions, ainsi, la rapidité de l'animation. Cette version n'applique pas la synthèse vocale : La tête parlante effectue les gestes du LPC mais sans aucun mouvements des lèvres. La deuxième version est plus utile. La tête parlante peut prononcer la synthèse de la parole avec la possibilité d'ajouter les gestes du LPC. La troisième version fusionne trois éléments : les gestes du LPC, la parole et les expressions faciales. Dans cette dernière version nous avons remarqué le rôle important des émotions par rapport aux deux autres versions.

Nos perspectives d'avenir seront concentrées sur notre outil du codage LPC et sur la synchronisation de la synthèse vocale. C'est pour cela, nous sommes en train d'intégrer un algorithme de programmation dynamique, proche de **Levenshtein Distance** [12] [13], pour assurer la mise en correspondance du codage syllabique adapté à celui du LPC.

Nous avons remarqué que l'articulation des phonèmes devrait être plus claire pour la lecture labiale. Un futur travail sera concentré sur l'optimisation des mouvements des lèvres. Afin de rendre cette articulation plus réelle, nous proposons alors de travailler directement sur les syllabes. Dans ce type de développement, le codage du LPC permet également de mieux compléter la lecture labiale.

VI. REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier tous les membres du laboratoire LTCI de Télécom ParisTech et

particulièrement Mme Catherine Pelachaud et M Radek Niewiadomski.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] C. Pelachaud, V. Carofiglio, B. De Carolis, F. De Rosis, and I. Poggi, "Embodied contextual agent in information delivering application", *First International Joint Conference on Autonomous Agent and Multiagent System*, pp. 758 -765, 2002.
- [2] R.O. Cornett, "Cued Speech", *American Annals of the Deaf*, Vol. 112, pp. 3-13, 1967.
- [3] V. Attina, D. Beautemps, M. A. Cathiard, and M. Odisio, "A pilot study of temporal organization in cued speech production of French syllables: rules for Cued Speech synthesizer", *Speech Communication*, Vol. 44, pp. 197-214, 2004.
- [4] N. Aboutabit, D. Beautemps, and L. Besacier, "Hand and Lips desynchronization analysis in French Cued Speech: Automatic segmentation of Hand flow", *ICASSP*, 2006.
- [5] H. Daassi-Gnaba, and J. Lopez Krahe, "Universal combined system: speech recognition, emotion recognition and talking head for deaf and hard of hearing people", *AAATE*, pp. 503-508, 2009.
- [6] I. Williams, "ALLAO, un système d'apprentissage et d'évaluation de la lecture labiale à partir d'un vidéodisque interactif", *Bulletin d'Audiophonologie*, Vol. 3, n° 5, pp. 89-614, 1987.
- [7] L. Revèret, G. Bailly, and P. Badin, "MOTHER: a new generation of talking heads providing a flexible articulatory control for video-realistic speech animation", *ICSLP*, pp. 755-758, 2000.
- [8] G. Gibert, "Conception et évaluation d'un système de synthèse 3D de Langue française Parlée Complétée (LPC) à partir du texte", *thèse de doctorat de l'Institut National Polytechnique*, Grenoble, France, 2006.
- [9] S. Pasquariello , and C. Pelachaud, "Greta A simple facial Animation Engine", *6th Online World Conference on Soft Computing in Industrial Applications, Session on Soft Computing for Intelligent 3D Agents*, 2001.
- [10] Association nationale pour la promotion et le développement de la Langue française Parlée Complétée, [consulté le 25 septembre 2009]. Disponible sur : <http://www.alpc.asso.fr/code01-c.htm>
- [11] The EULER Project, [consulté le 25 septembre 2009]. Disponible sur : <http://tcts.fpms.ac.be/synthesis/euler/>
- [12] V. I. levenshtein, "Binary Codes Capable of Correcting Deletions, Insertions and Reversals", *Soviet Physics Doklady*, 10, February 1966.
- [13] R. Lowrance, and R. A. Wagner. "An extension of the string-to-string correction problem". *Journal of the ACM*, pp. 177-183, April 1975.

Système Bimodal pour la reconnaissance automatique des émotions

F. ABDAT, C. MAAOUI et A. PRUSKI

Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales Université de Metz

{abdat,maooui,pruski@univ-metz.fr}

Résumé--- Cet article présente une approche de la reconnaissance automatique des émotions à partir d'un système bimodal basé sur les expressions faciales et les signaux physiologiques. Afin de fusionner les informations issues des deux modalités, nous avons testé deux approches, la première basée sur l'information mutuelle qui permet la sélection des informations pertinentes et une deuxième basée sur l'analyse en composantes principales qui permet la transformation de données dans un autre espace. Les résultats obtenus en fusionnant les deux modalités sont meilleurs par rapport à l'utilisation séparée de chaque modalité.

Mots clés--- Expressions faciales, Signaux physiologiques, Fusion des caractéristiques, ACP, Information mutuelle, Handicap cognitif.

1 Introduction

Une bonne gestion des relations sociales nécessite l'acceptation d'une interaction avec autrui et une capacité à percevoir ses intentions et ses désirs. La conduite d'un dialogue nécessite souvent l'estimation de ses capacités propres qui met en jeu une évaluation des performances personnelles et de l'estime de soi. Pour certaines personnes la perception d'autrui peut présenter un caractère pathologique qui peut conduire à des situations d'angoisses paralysantes ou inhibitrices plus ou moins importantes conduisant à des comportements d'évitement systématiques ce qui engendre un fort handicap [9]. Ces personnes souffrent de phobie sociale, d'anxiété sociale ou de trouble de la personnalité évitante. Les caractéristiques habituelles associées à ces pathologies comprennent une hypersensibilité à la critique, à une évaluation négative ou au rejet, une faible estime de soi ou des sentiments d'infériorité. Une méthode thérapeutique qui consiste à immerger la personne dans un environnement virtuel a montré que les progrès réalisés par la personne sont équivalents à ceux d'une immersion en environnement réel. Dans ce papier, nous contribuons au contrôle de l'état émotionnel d'un patient dans un système de thérapie cognitivo-comportementale pour le traitement de la phobie sociale par utilisation des techniques de réalité virtuelle.

L'état émotionnel des humains peut être obtenu à partir d'un large éventail d'indices comportementaux et des signaux qui sont disponibles par le biais d'une expression ou d'une présentation visuelle, auditive et physiologique. L'état émotionnel établie à travers l'expression visuelle ou auditive permet des configurations non intrusives mais sont généralement très sensibles à la qualité de la vidéo ou audio.

L'état émotionnel à travers la représentation physiologique est estimé par la modulation de l'activité du système nerveux autonome (SNA). L'estimation peut être très fiable [11,20] et est moins sensible à la qualité des émotions que celles

extraites des modalités auditives et visuelles [14]. La principale limitation est liée à l'intrusion des dispositifs de détection.

Dans ce travail, nous nous concentrons sur la combinaison des mesures physiologiques et des expressions faciales pour la reconnaissance des émotions. Plusieurs avantages peuvent être attendus lors de la combinaison des capteurs physiologiques et les expressions faciales. Tout d'abord, une expression faciale est une manifestation visible de l'état émotionnel, de l'activité cognitive, de l'intention, de la personnalité et de la psychopathologie d'une personne. Dans [13], Mehrabian a mis en évidence le fait que 55 % du message émotionnel est communiqué par l'expression faciale alors que 7 % seulement par le canal linguistique et 38% par le paralangage. Ainsi, les expressions faciales jouent un rôle important dans la communication humaine et en interaction homme-machine. Mais, l'utilisateur peut consciemment ou inconsciemment, cacher ses émotions détectées par des canaux extérieurs. D'un autre côté, les capteurs physiologiques nous permettent de recueillir en permanence des informations sur l'état émotionnel de l'utilisateur alors que l'analyse des émotions du visage doit être détectée lorsque les expressions montrent un changement et que la personne est devant la caméra. Ainsi, il est difficile pour les utilisateurs de manipuler librement les capteurs physiologiques par rapport aux expressions faciales ou à la voix. Enfin, une analyse basée sur les signaux physiologiques et sur les expressions faciales permet de lever les ambiguïtés et de compenser les erreurs.

Ce papier est organisé comme suit : la section 2 présente un état de l'art sur les méthodes de fusion pour la reconnaissance des émotions. L'extraction des caractéristiques pour les deux modalités est expliquée dans la section 3. Une vue détaillée sur les méthodes de la fusion des caractéristiques utilisées est présentée dans la section 4 et la section 5 explique le protocole d'induction. La section 6 présente l'implémentation des méthodes de fusion avec les résultats expérimentaux obtenus suivie par une conclusion générale.

2 Etat de l'art sur la fusion des données pour la reconnaissance des émotions

Un grand nombre de systèmes bimodaux de reconnaissance des émotions proposés dans la littérature visent à reconnaître les émotions à partir de la fusion audio-visuelle [4,12,7,23]. Zeng et al. ont fait un état de l'art récent qui résume les travaux existants pour l'audio-visuel [22]. D'autres travaux se concentrent sur la fusion de la parole et des signaux physiologiques [8].

A l'heure actuelle peu de travaux concernent la fusion des données faciales et les données physiologiques. Bailonson et

al. [2] ont utilisé les signaux physiologiques et les expressions faciales pour la reconnaissance de deux émotions l'amusement et la tristesse. Les auteurs ont utilisé la méthode du CHI2 afin d'évaluer la contribution de chaque caractéristique. Le classifieur utilisé est le perceptron multicouche. Pour la base globale, ils se sont focalisés sur l'effet du sexe pour l'expression de l'émotion, ils ont trouvé que les femmes expriment l'amusement mieux que les hommes avec un taux de 95% par rapport à 93%. Par contre les hommes expriment la tristesse mieux que les femmes avec un taux de 85% par rapport à 84% avec leur système bimodal.

3 Extraction des caractéristiques

3.1 Expressions faciales

Notre système d'analyse des expressions faciales repose sur trois étapes dont la première est la localisation du visage avec les descripteurs de HAAR [21]. La deuxième étape consiste à extraire automatiquement des points faciaux en se basant sur notre modèle anthropométrique et sur la méthode de Shi et Thomasi [18]. Afin de suivre ces points détectés, nous avons utilisé l'algorithme pyramidal de Lucas-Kanade. La modélisation des expressions faciales s'appuie sur la variation de 21 distances par rapport à l'état neutre (figure 1) [1].

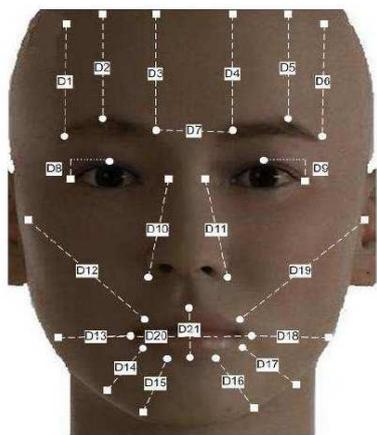


Figure 1. Caractérisation des expressions faciales: distances euclidiennes.

3.2 Signaux physiologiques

Concernant la reconnaissance des émotions à partir des signaux physiologiques, nous avons utilisé cinq capteurs, la pression sanguine volumique (BVP), l'activité électromyographique (EMG), la conductance de la peau (SC), la respiration (RESP) et la température du doigt (SKT).

Pour chaque signal physiologique, nous avons calculé 6 paramètres caractéristiques: la moyenne temporelle, l'écart type, la dérivée première, la dérivée première normalisée, la dérivée seconde et la dérivée seconde normalisée, définis dans [16]. En utilisant ces paramètres, nous obtenons un vecteur caractéristique X de 30 valeurs pour chaque échantillon:

$$X = [\mu_{bvp} \sigma_{bvp} \delta_{bvp} \bar{\delta}_{bvp} \gamma_{bvp} \bar{\gamma}_{bvp} \mu_{emg} \sigma_{emg} \delta_{emg} \bar{\delta}_{emg} \gamma_{emg} \bar{\gamma}_{emg} \mu_{sc} \sigma_{sc} \delta_{sc} \bar{\delta}_{sc} \gamma_{sc} \bar{\gamma}_{sc} \mu_{skt} \sigma_{skt} \delta_{skt} \bar{\delta}_{skt} \gamma_{skt} \bar{\gamma}_{skt} \mu_{resp} \sigma_{resp} \delta_{resp} \bar{\delta}_{resp} \gamma_{resp} \bar{\gamma}_{resp}]$$

4 Fusion des caractéristiques

Après la phase d'extraction des caractéristiques, la chaîne de traitement est poursuivie par une phase de réduction de dimension de ces descripteurs (caractéristiques) supposés de grande dimension et/ou redondants. Théoriquement, l'augmentation du nombre des descripteurs pourra améliorer les performances du système. Néanmoins, en pratique, l'utilisation d'un grand nombre de descripteurs, en plus du problème de complexité engendré par la dimension élevée de l'espace de représentation des données, peut en fait aboutir à une baisse des performances [6].

Les méthodes de fusion de caractéristiques utilisées peuvent être divisées en deux classes :

- les méthodes d'extraction (feature extraction) ;
- les méthodes de sélection (feature selection).

Nous présentons dans cette section deux méthodes classiques de fusion: l'une basée sur l'analyse en composantes principales pour la transformation des données et l'autre basée sur l'information mutuelle pour la sélection des attributs pertinents.

4.1 Méthode d'analyse en composantes principales (ACP)

En effet, la sélection de paramètres est considérée ici comme un problème de réduction de dimension de l'espace des formes E^n . Cette réduction est réalisée par la recherche de l'espace optimal E^m , où va s'effectuer la classification, mais surtout par celle de la transformation à appliquer aux vecteurs forme avant la classification [15].

Les transformations utilisées pour cette réduction sont linéaires. Ainsi, les nouveaux paramètres sont toujours des combinaisons linéaires des mesures initiales.

4.2 Méthode de sélection basée sur l'information mutuelle

Sélectionner le descripteur x_i le plus lié à une classe C peut se faire en maximisant leur information mutuelle IM. Généralement, cette information est basée sur la notion d'entropie H qui est la quantité d'information contenue dans une source d'information $X=(x_1, \dots, x_n)$ ayant tous une probabilité p_i d'être réalisée. Plus les p_i sont équiprobables, plus son entropie $H(X)$ est grande [5].

La procédure de sélection des variables qui seront utilisées dans le système de reconnaissance des émotions, parmi les p variables disponibles, est alors la suivante :

1. Minimisez la redondance:

$$\min W_I, \quad W_I = \frac{1}{|S|^2} \sum_{i,j \in S} IM(i,j)$$

S est l'ensemble des caractéristiques, IM(i,j) est l'information mutuelle entre les caractéristiques i et j.

2. Maximiser la pertinence:

$$\max V_I, \quad V_I = \frac{1}{|S|^2} \sum_{i \in S} IM(h, i)$$

h est la classe correspondante (émotion)

3. Combiner entre la minimisation de la redondance et la maximisation de la pertinence revient à maximiser:

$$\max (V-W)$$

5 Protocole d'induction des émotions

Il est indispensable d'obtenir une base de données de signaux physiologiques et des expressions faciales émotionnelles représentant des états émotionnels spécifiques. Afin d'acquérir une base de données dans laquelle l'influence de l'état émotionnel a été fidèlement reflétée, nous avons développé un ensemble de protocoles élaborés pour l'induction de l'émotion. Nous avons utilisé le système international de l'images affective (*international affective picture system IAPS*), développé par Lang et al. [10], et adopté par de nombreuses études de psycho-physiologiques impliquant une réaction émotionnelle.

Nous avons enregistré dans notre laboratoire une base de données constituée de 10 sujets (8 hommes et 2 femmes) du deuxième et troisième cycle universitaire.

Notons que dans ce travail, deux états émotifs (positif et négatif) ont été étudiés. Les mesures ont été effectuées durant quatre jours différents pour chaque participant. La figure 2 montre des exemples d'expressions faciales pour 3 cas.

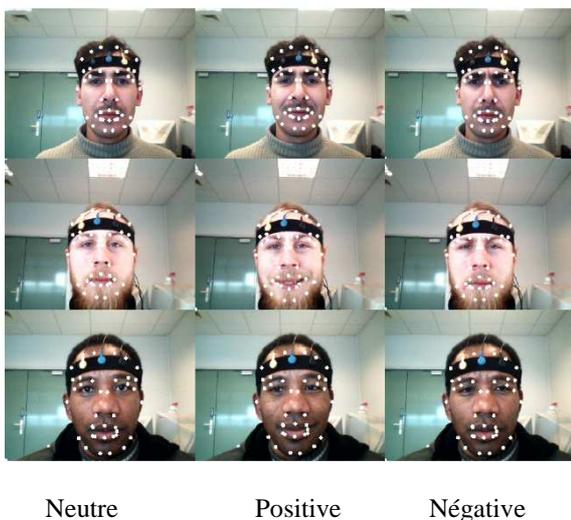


Figure 2. Exemples des expressions faciales : neutre, positive, négative

Nous avons testé notre approche en utilisant une webcam standard avec des conditions d'éclairage et de fond réelles.

Les signaux physiologiques ont été acquis en utilisant le système PROCOMP Infiniti [17]. Le taux d'échantillonnage a été fixé à 256 échantillons par seconde pour tous les canaux. L'amplification et le filtrage appropriés ont été effectués. La durée d'une session d'expériences est d'environ 5 min. Les sujets ont été priés d'être aussi détendus que possible pendant cette période. Par la suite, un stimulus émotionnel a été projeté pendant l'acquisition des deux modalités: signaux physiologiques et expressions faciales.

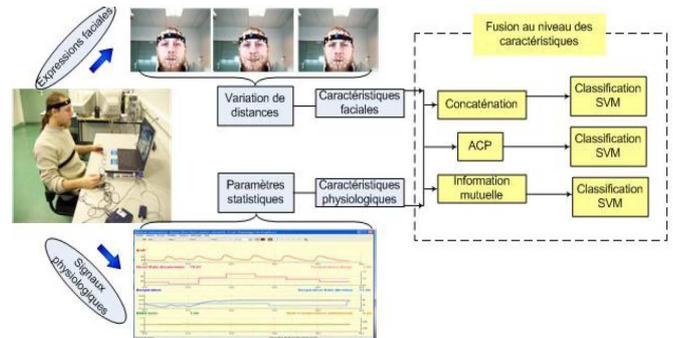


Figure 3. Architecture d'un système bimodal avec la fusion des caractéristiques

La figure 3 montre le schéma de notre système bimodal avec les différentes méthodes de fusion des caractéristiques utilisées.

6 Implémentation et discussion

Après l'extraction des paramètres caractéristiques décrits dans la section III, nous avons utilisé un classifieur statistique supervisé SVM (Séparateur à Vaste Marge) pour faire la correspondance entre les paramètres calculés et les émotions correspondantes. L'implémentation de la méthode des SVM est basée sur la bibliothèque libSVM [3]. Le noyau utilisé est la fonction de base radiale (RBF) donnée par:

$$K(x, x_i) = \exp\left(-\frac{\|x - x_i\|}{\sigma}\right)$$

Les paramètres du SVM sont calculés en utilisant la méthode de la validation croisée qui permet d'acquérir une certaine robustesse dans le choix des paramètres.

Nous avons procédé à la classification des données en considérant deux facteurs:

1. Les données à classer: selon sujets-dépendants ou sujets-indépendants:

(a) Dans le cas **dépendant**, la reconnaissance des émotions est évaluée sur des corpus de test pour des sujets qui appartiennent au corpus d'apprentissage;

(b) Dans le cas **indépendant**, les résultats de la reconnaissance des émotions sont évalués sur des données de test pour des sujets qui ne participent pas au corpus d'apprentissage.

Base 1	Exp (%)	Phy (%)	Con(%)	IM (%)	ACP (%)
1	62.3	64.1	51.46	68.21	64.1
2	55.09	57.7	53.75	57.8	72.1
3	63.7	49.95	46.32	77.71	78.3
4	65.02	46.45	77.41	62.59	68.82
5	44.9	40.95	53.77	52.39	51.71
6	51.95	54.15	39.73	49.92	54.15
7	55.06	42.87	62.58	80.68	67.96
8	68.79	49.8	62.72	73.46	49.8
9	74.7	41.39	69.4	62.79	67.79
10	44.1	47.32	47.8	50.32	54.1
Tout	54.29	49.74	53.78	52.81	55.22

a: Acquisition durant 4 jours

Base2	Exp (%)	Phy (%)	Con(%)	IM (%)	ACP (%)
1	88,62	100	99,95	99,90	100
2	66,90	99,85	99,85	99,86	99,76
3	48,71	99,95	94,23	67,48	99,48
4	53,86	100	98,76	100	100
5	65,90	100	100	100	100
6	33,86	83,33	85,14	83,33	83,33
7	52,86	99,76	99,57	99,67	99,90
8	58,38	99,95	81,76	98,14	100
9	62,33	40,09	64	67,23	66,85
10	25,99	33,33	20,71	52,43	53,71
Tout	68,62	91,13	77,04	91,51	98,19

b: Acquisition pendant un seul jour

TAB. I Les résultats de la fusion dans le cas dépendant.

2. L'acquisition: les données acquises pendant plusieurs jours permettent de construire un ensemble plus vaste par rapport à celles acquises pendant un seul jour. Pour voir l'impact de la durée des acquisitions nous avons construit deux bases de données:

(a) **Base1:** l'acquisition du corpus d'apprentissage et du corpus test est réalisée durant 4 jours;

(b) **Base2:** l'acquisition du corpus d'apprentissage et du corpus test est réalisée durant le même jour.

6.1 Résultats de la reconnaissance d'émotions du système uni-modal

Les deux premières colonnes des tableaux I-a et I-b représentent les taux de la classification des expressions faciales (Exp) et des signaux physiologiques (Phy) séparément pour la base 1 et la base 2.

Nous remarquons que les meilleurs taux de reconnaissance pour les sujets 1, 2, 6 et 10 de la base 1 sont obtenus en utilisant les signaux physiologiques. Par contre, les meilleurs taux de reconnaissance pour les sujets 3, 4, 5, 7, 8 et 9 sont obtenus en utilisant les expressions faciales.

Pour la base 2, les meilleurs résultats sont obtenus avec les signaux physiologiques pour les 10 sujets. Ces résultats ne révèlent pas une conclusion qui permet de généraliser la meilleure modalité à utiliser pour la reconnaissance des émotions, pour cela nous avons fusionné les deux modalités.

Il est raisonnable d'espérer que certaines caractéristiques des émotions peuvent être obtenues par l'utilisation de l'une des caractéristiques physiologiques ou faciales, par exemple (EMG des caractéristiques physiologiques, les sourcils des caractéristiques faciales). Cette information redondante est très précieuse pour améliorer la performance du système de reconnaissance des émotions lorsque les caractéristiques de l'une des deux modalités sont perdues ou de mauvaise qualité. Par exemple dans le cas d'une personne avec des cheveux sur le front ou des lunettes, ses expressions du visage seront extraites avec un niveau d'erreur élevé. Dans ce cas, les caractéristiques physiologiques (EMG) peuvent être utilisées pour surmonter la limitation de l'information visuelle.

6.2 Résultats de la reconnaissance d'émotions du système bimodal

La fusion des caractéristiques pour la reconnaissance des émotions est une phase primordiale qui permet de sélectionner un ensemble pertinent répondant à la cohérence entre les deux modalités et assure une homogénéisation entre les données.

	Exp (%)	Phy (%)	Con(%)	IM (%)	ACP(%)
Base1	59,19	54,54	48,58	49,92	49,92
Base2	80,24	50	50	99,33	53,6

TAB. II Les Résultats De La Fusion Dans Le Cas Indépendant.

Résultats de la concaténation (Con)

La concaténation des données est une méthode simple, toutes les caractéristiques des expressions faciales et des signaux physiologiques ont été utilisées sans aucun tri et aucune transformation. Les taux de la classification pour cette méthode sont présentés dans les troisièmes colonnes des tableaux I-a et I-b pour la base 1 et la base 2 respectivement. Nous constatons que les taux de reconnaissance sont généralement inférieurs aux résultats de chaque modalité pour les deux bases.

La concaténation des caractéristiques des deux modalités n'a pas amélioré les performances du système.

(A)	positif	négatif	(B)	positif	négatif
positif	78.9%	21.1%	positif	78.9%	21.1%
négatif	21.1%	78.9%	négatif	21.1%	78.9%

TAB. III

Matrice de confusion pour pour base 1 : a- personne 3 avec l'acp (5 composantes), B-cas indépendant avec l'acp (5 composantes)

Résultats de l'information mutuelle (IM)

Parmi les 21 caractéristiques du visage et les 30 caractéristiques physiologiques, nous souhaitons identifier celles qui contribuent le plus à la classification des émotions. Nous appliquons l'information mutuelle IM pour identifier le

sous-ensemble le plus important qui permet de faire la distinction entre les différentes émotions.

L'algorithme de l'IM trie les éléments selon leur pertinence. Les résultats de l'algorithme de sélection suggèrent que les six caractéristiques importantes pour la base 1 sont:

1. La dérivée première normalisée du signal BVP;
2. La dérivée seconde normalisée du signal BVP;
3. La dérivée première normalisée du signal EMG;
4. La dérivée seconde normalisée du signal EMG;
5. La dérivée première normalisée du signal SC;
6. La dérivée seconde normalisée du signal SC.

En se basant sur les résultats de la sélection des caractéristiques bimodales, nous avons choisi les six premières caractéristiques. Concernant la base 2, la méthode de l'IM a donné une sélection différente pour chaque personne.

Les quatrième et cinquième colonnes des tableaux I-a et I-b pour la base 1 et la base 2 présentent les taux de classification obtenus avec l'IM. Globalement, les performances obtenues avec l'IM sont meilleures par rapport aux résultats obtenus avec les systèmes uni-modaux et par rapport à la concaténation. Cette amélioration est due à la pertinence des caractéristiques sélectionnées avec cette méthode.

Concernant la base 2, La méthode de l'IM a donnée une sélection différente pour chaque personne.

Résultats de l'ACP

Nous appliquons l'ACP pour trouver une transformation des 51 caractéristiques dans un autre espace plus réduit. La cinquième colonne des tableaux I-a et I-b montrent les résultats obtenus avec la méthode de l'ACP. Les résultats de la base 2 sont bien meilleurs par rapport à la base 1 dû au fait que les données acquises durant plusieurs jours ont plus de dispersion par rapport aux données acquises durant un seul jour. Globalement, l'ACP a amélioré les performances du système par rapport à l'IM.

Résultats dans le cas indépendant

Le tableau II montre les résultats de la reconnaissance dans le cas indépendant pour les deux bases.

Lorsque les données de nombreux sujets ont été traitées, on a eu du mal à trouver un modèle global importants parce que la physiologie peut varier avec la façon dont chacun interprète chaque émotion. Ekman et ses collègues reconnaissent qu'un étiquetage simple des émotions comme la joie et la colère peut avoir des interprétations différentes entre les individus d'une même culture[16].

6.3 Matrice de confusion

Les tableaux III-a et III-b représentent les matrices de confusion pour sujet 3 (cas dépendant) et pour les 10 sujets (cas indépendant) respectivement pour la base 1.

Pour une seule personne (cas dépendant), la distinction entre les classes est très bonne avec un taux qui dépasse 78%,

mais dans le cas de tous les sujets (indépendant) il y a une mauvaise distinction entre les classes, nous pouvons expliquer cela par la domination d'une seule émotion sur le participant.

6.4 Résultat de l'auto-évaluation

Les images utilisées comme inducteur dans notre système sont classées comme étant positive ou négative selon les résultats d'IAPS. Une étape d'auto évaluation a été demandée à tous les sujets pour avoir un meilleur classement pour les images IAPS. Nous avons recalculé les taux de reconnaissance de la base 1 avec le nouveau classement des images.

Le tableau IV montre les résultats dans le cas dépendant avec toutes les méthodes citées précédemment. Globalement, les taux obtenus sont meilleurs par rapport aux résultats du premier classement (tableau I-a).

	Exp (%)	Phy (%)	Con(%)	IM (%)	ACP (%)
1	55.68	65.01	50.877	65.01	65.01
2	61.42	54.74	52.963	54.85	75.60
3	76.83	76.828	67.822	76.83	76.828
4	80,34	72.78	70.58	76.95	73.619
5	82.44	82.44	82.688	82.44	86.80
6	40,98	56.91	37.50	56.91	56.91
7	64,52	38.36	46.665	79.00	65.22
8	73.06	54.83	62.589	67.34	79.95
9	68,36	48.42	69.34	57.63	66.55
10	40,31	73.47	15.81	73.49	73.48

TAB. IV

Les résultats de la fusion dans le cas dépendant pour base 1 Avec l'auto évaluation.

7 Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté un système bimodal pour la reconnaissance des émotions à partir des expressions faciales et des signaux physiologiques.

Le vecteur de variation des distances par rapport à l'état neutre a été utilisé comme un descripteur de l'expression faciale et 30 valeurs statistiques pour les signaux physiologiques.

La reconnaissance des émotions à partir des expressions faciales ou à partir des signaux physiologiques donne des performances proches. Pour améliorer les résultats du système uni-modal, nous avons utilisé la concaténation des caractéristiques des deux modalités qui n'a pas amélioré les résultats des deux bases utilisées. Pour une meilleure fusion des caractéristiques, nous avons utilisé l'ACP afin de transformer les caractéristiques et l'information mutuelle pour sélectionner le meilleur sous-ensemble. L'analyse en composantes principales a donnée de meilleurs résultats par rapport à la sélection avec l'information mutuelle. Les résultats obtenus en fusionnant les deux modalités sont meilleurs par rapport à l'utilisation séparée de chaque modalité.

Le facteur principal qui a influé sur les résultats de la reconnaissance des émotions est bien l'induction. Les

participants ont constaté que l'utilisation des images IAPS n'est pas un bon inducteur. Il est nécessaire de trouver un meilleur inducteur afin d'avoir des données exactes pour le traitement. L'évocation d'un état émotionnel peut être réalisée en utilisant les 3 systèmes sensoriels principaux: visuel, auditif et kinesthésique pour augmenter le sentiment de présence.

Lorsque le nombre de participants est petit, il est difficile de vérifier l'exactitude et la pertinence des données et des résultats présentés.

Pendant notre étude, au niveau de l'induction, on a eu le problème de l'accoutumance qui réduit les réactions dues à la présentation répétée d'un même stimulus. Il existe deux types d'accoutumance:

1. à court terme: se produit au cours d'une session d'évaluation unique;

2. à long terme: se produit sur les paramètres multiples sur une période de quelques jours ou quelques semaines.

L'accoutumance est plus rapide lorsqu'un stimulus est présenté fréquemment. L'accoutumance a ses effets les plus marquants vers la fin de toute étude et doit être pris en considération dans l'évaluation de toutes les données recueillies lors d'une étude psychophysologique [19].

Pour surmonter le problème de l'inducteur, nous avons l'intention d'ajouter d'autres inducteurs comme la musique et les films.

Références

- [1] F. ABDAT, C.MAAOUI et A.PRUSKI : Reconnaissance d'expressions faciales en temps réel à partir d'une séquence vidéo. Sciences et Technologies pour le Handicap, Edition Hermès, 2009.
- [2] J. BAILONSON, E. PONTIKAKISB, I. MAUSSC, J. GROSSD, M. JABONE, C. HUTCHERSOND, C. NASSA et O. JOHNF : Real-time classification of evoked emotions using facial feature tracking and physiological responses. International Human Computer Studies, 66:303-317, 2008.
- [3] C.C. CHANG et C.J. LIN : Libsvm : library for support vector machines. 2001.
- [4] L. S. CHEN et T. S. HUANG : Emotional expressions in audiovisual human computer interaction. ICME-2000, pages 423-426, 2000.
- [5] T. COVER et J. THOMAS : Elements of information theory. Wiley Series in Telecommunications New York, 1991.
- [6] R. O. DUDA et P. E. HART : Pattern classification and scene analysis. John Willey-Sons New York, NY, 1973.
- [7] M. GURBAN : Multimodal Feature Extraction and Fusion for Audiovisuel Speech Recognition. thèse doctorale en informatique, communications et information, Ecole polytechnique fédérale de lausanne Suisse, 2009.
- [8] J. KIM, E. ANDRÉ, M. REHM, T. VOGT et J. WAGNER : Integrating information from speech and physiological signals to achieve emotional sensitivity. In Interspeech 2005- Eurospeech, pages 809-812, Lisbon, Portugal, 4-8 September, 2005.
- [9] E. KLINGER, P. LÉGERON, S. ROY, I. CHEMIN, F. LAUER et P. NUGUES: Virtual reality exposure in the treatment of social phobia. Health Technology and Informatics, 99, 2004.
- [10] P. LANG, M. BRADLEY et B. CUTHBERT : International affective picture system (iaps): Digitized photographs, instruction manual and affective ratings. Technical report A-6 University of Florida, 2005.
- [11] C.L. LISETTI et F. NASOZ : Using noninvasive wearable computers to recognize human emotions from physiological signals. Journal on applied Signal Processing, pages 1672-1687, 2004.
- [12] S. LUCEY et T. CHEN : Improved audio visual speaker recognition via the use of a hybrid combination strategy. International Conference of Audio and Video-Based Person Authentication , Guildford (UK), 2003.
- [13] A. MEHRABIAN : Communication without words. Psychology Today, 2.4:53-56, 1968.
- [14] M. PALEARI, R. BENMOKHTAR et B. HUET : Evidence theory-based multimodal emotion recognition. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2009 ,(Eds.): MMM 2009, LNCS 5371, 2009.
- [15] K. PEARSON : On lines and planes of closest fit to systems of points in space. In Philosophical Magazine, 2:559-572, 1901.
- [16] R. W. PICARD, E. VYZAS et J. HEALEY : Toward machine emotional intelligence: analysis of affective physiological state. IEEE Transaction Pattern Analysis, 23:1175-1191, 2001.
- [17] PROCOMP : www.thoughttechnology.com/proinf.htm.
- [18] J. SHI et C. TOMASI : Good features to track. IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition Seattle, CVPR'94, 1994.
- [19] M. SIGMAN et L. CAPPS : Children with autism: A developmental perspective. Cambridge, Mass.: Harvard Univ. Press, 1997.
- [20] O. VILLON et C.L. LISETTI : Toward building adaptive users psychophysiological maps of emotions using bio-sensors. Proceedings of KI, 2006.
- [21] P. VIOLA et M. J. JONES : Rapid Object Detection using a Boosted Cascade of Simple Features. IEEE CVPR, 2001. The paper is available online at <http://www.ai.mit.edu/people/viola/>.
- [22] Zhihong Z., Maja P., Glenn I. R. et T. S. HUANG : A survey of affect recognition methods: Audio, visual, and spontaneous expressions. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 31(1):39-58, 2009.
- [23] Z. ZENG, J. TU, B. PIANFETTI, M. LIU, T. ZHANG, Z. ZHANG, T. S. HUANG et S. LEVINSON : Audio-visual affect recognition through multi-stream fused hmm for hci. In CVPR '05: Proceedings of the 2005 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'05) - Volume 2, pages 967-972, Washington, DC, USA, 2005. IEEE Computer Society.

Systeme de diffusion contrólée d'odeur pour la stimulation neurosensorielle

H. Sambemana, M. Siadat, M. Lumbreras
Groupe Capteurs - LASC/Université Paul Verlaine - Metz
siadat@univ-metz.fr

Résumé : Des études cliniques récentes mettent en évidence les effets bénéfiques de l'inhalation de certaines huiles essentielles sur des handicaps mentaux ou psychosociaux. Pour permettre l'évaluation quantitative des stimulations neurosensorielles ainsi provoquées, il est nécessaire de pouvoir réaliser une caractérisation analytique et un dosage exact des substances actives inhalées par le patient. C'est pourquoi notre étude concerne la conception et la réalisation d'un système « diffuseur-détecteur gazeux » capable de générer, ainsi que de contrôler, une quantité d'huile essentielle spécifique dans l'atmosphère d'une salle d'expérimentation. La détection des substances volatilisées est obtenue à l'aide d'un réseau de capteurs chimiques de gaz. La diffusion des huiles est basée sur de l'air bullant dans l'huile essentielle liquide, de façon à ne pas détériorer sa composition.

Nous avons créé et étudié des atmosphères dans une gamme de concentrations sélectionnées, en utilisant des huiles essentielles de pin, d'orange et de lavande. Notre système s'est révélé capable de contrôler de faibles concentrations d'odeur.

Mots clés : handicap mental, odeur, nez électronique, huile essentielle.

I. PREAMBULE

Le handicap mental plus ou moins profond ainsi que le handicap qualifié de « psychosocial » affectent de plus en plus nos populations, à tout âge. Au niveau psychosocial, ces formes de handicap sont acquises durant la vie et liées à des maladies (phobies, stress, ...) ou des traumatismes ou tout simplement au vieillissement (maladies d'Alzheimer, de Parkinson,...). Ces désordres

nerveux, tels que les états de très haute excitabilité, l'anxiété, le stress, aussi bien que la réduction des capacités due à l'âge, mettent en difficulté l'intégration et l'exécution des tâches les plus simples du quotidien, et se révèlent être des problèmes ayant d'importantes conséquences.

Bien que la médecine fasse des progrès en matière de diagnostic prénatal, tous les ans près de 6.000 enfants naissent avec un handicap mental. Par exemple, l'autisme présente une pathologie handicapante altérant l'évolution de l'enfant et son intégration dans la société. D'autres handicaps tels que la trisomie, le poly-handicap, le X-Fragile... entraînent une véritable difficulté d'adaptation, d'intégration et de réalisation des tâches les plus communément simples.

En conclusion, on estime aujourd'hui en France à 650.000 les personnes en situation de handicap mental. Ce problème est aggravé par l'allongement de la durée de vie et de l'augmentation du nombre de personnes âgées dans nos sociétés. C'est pourquoi la prise en compte des différents handicaps mentaux et psychosociaux et l'interrogation sur l'amélioration de leur prise en charge est devenue une question cruciale pour notre société.

Depuis quelques années, des hypothèses de plus en plus nombreuses évoquent l'intérêt des stimulations neurosensorielles grâce à des huiles essentielles et leur impact sur l'amélioration de certaines formes de handicaps mentaux et psychosociaux tels que l'autisme et la phobie socioprofessionnelle. Ainsi, des investigations ont été récemment menées afin d'évaluer les effets stimulants ou calmants d'une variété d'huiles essentielles après inhalation. Ces études concernent aussi bien l'aspect neurophysiologique que comportemental, sur des animaux ou des humains [1]. Par exemple, J. Lehner et al (2005) ont montré l'impact des huiles essentielles d'orange et de lavande sur l'anxiété et l'humeur des patients attendant un traitement dentaire [2]. M. Hardy et al (1995) ont étudié l'effet par inhalation du principal composé de l'huile essentielle de lavande sur des patients souffrant de l'insomnie [3]. L. Jackie et al (2006) ont testé l'effet de cinq odeurs sur des patients présentant des

problèmes de laryngospasme [4]. Cependant aucune étude n'a tenu compte de la concentration des huiles dans l'air inhalé, et, surtout, de la quantité de substances actives absorbées. Par conséquent ces investigations ne se basent que sur des observations cliniques et, selon la littérature, aucun travail méthodologique et expérimental n'a été effectué pour démontrer les effets réels de ces huiles essentielles et les mécanismes de base sur les handicaps mentaux. Les rares observations relevées à ce jour ne portent que sur les effets bénéfiques probables de leur inhalation. D'ailleurs l'industrie en a fait un marketing commercial à défaut de pouvoir démontrer les effets de manière expérimentale.

En effet, d'un point de vue « biologique », il est difficile de quantifier directement les doses de substances volatiles bioactives inhalées, alors que les modes d'administrations orales, intraveineuses ou intramusculaires restent bien connues. C'est pourquoi seule la corrélation de la nature et des quantités de « substance diffusée » avec les effets observés chez les patients permettra une validation scientifique des hypothèses énoncées. Pour cela, il est nécessaire de mener des expériences dans une enceinte où les paramètres physiques et chimiques sont très soigneusement contrôlés.

Nous proposons une réponse à cet aspect du problème par la mise en place d'une enceinte à ambiance conditionnée, dans laquelle sont diffusées de manière contrôlée des essences naturelles. L'enceinte sera utilisée pour étudier les effets neurosensoriels sur les comportements hyper-anxieux et phobiques des sujets qui y seront placés (animaux dans une première étape pour la validation scientifique), en fonction de la nature, de la structure et de la concentration des essences naturelles diffusées.

II. EXPERIENCE ET METHODE

Pour la phase initiale de cette étude (conception du capteur-diffuseur), nous avons établi un schéma de fonctionnement. Dans un premier temps, ce schéma, présenté sur la figure 1, comporte trois parties essentielles.

Notre système a deux fonctions parallèles : la génération d'une concentration donnée d'huile essentielle dans une enceinte fermée, et la discrimination des différentes concentrations utilisées. Il se compose d'un système multicapteurs de gaz intelligent (nez électronique) [4] pour la quantification et d'une unité de diffusion de l'huile essentielle.

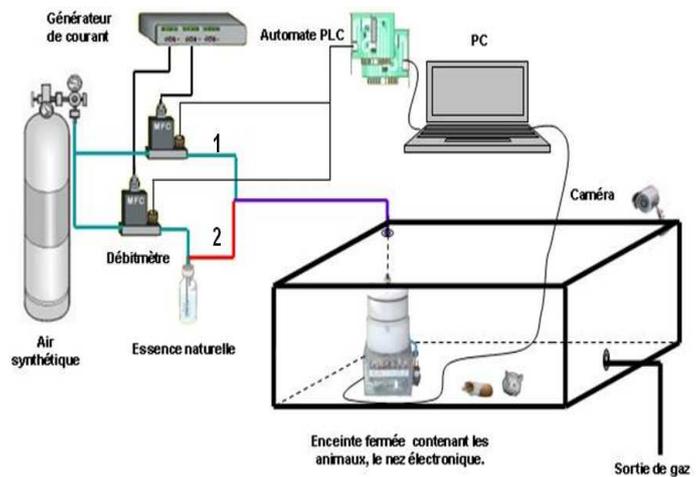


Fig. 1 : Schéma fonctionnel du système « capteur-diffuseur »

Les capteurs composant le nez électronique sont des capteurs à oxydes métalliques commerciaux (Figaro et FIS) de très grande robustesse [5]. Nous avons sélectionné huit capteurs pour leurs propriétés de détection de substances aromatiques ou volatiles (TGS 816, 880, 882, 2600, 2602, 2620, et SP-AQ1, SP-MWO). Le système de diffusion utilise une double ligne d'air pur (1 et 2). L'air de la ligne 1 bulle dans une bouteille contenant l'huile essentielle liquide. A la sortie, l'air chargé de molécules appartenant à l'huile essentielle (HE) est mélangé à l'air pur de la ligne 2. En changeant le rapport des flux de ces deux lignes, nous pouvons changer la concentration envoyée. Afin de ne pas perturber la réponse des capteurs, le flux total est conservé identique et égal à 100ml/min.

Nous présentons ici la caractérisation effectuée avec l'huile essentielle de pin. La gamme de concentrations choisies pour l'huile de pin est de 1 à 15% (1, 3, 5, 7, 10, 13,15%). Parallèlement à ces études systématiques, nous avons soumis les mélanges gazeux à un panel humain (Tableau 1) avec la possibilité de donner des notes de 0 (aucune odeur) à 10 (odeur très forte, voire insupportable). Les résultats indiquent que le 1% n'est pas détecté ; cependant nous l'avons inclus dans notre étude sachant que des odeurs non détectables peuvent aussi avoir des effets [6]. La concentration la plus haute (15%) a causé des gênes à l'inhalation. Nous en avons conclu que cette concentration ne pourrait pas être utilisée pour des expérimentations animales ou humaines.

		[C] Pin	1%	3%	5%	7%	10%	13%	15%
Echelle de perception olfactive	Person 1	0	2	4	7	7	7	7	7
	Person 2	0	2	3	5	6	8	7	7
	Person 3	0	2	3	4	7	7	8	8
	Person 4	0	3	4	5	7	6	7	7
	Person 5	0	3	4	5	7	7	8	8

Tab.1 : Résultats du jury d'odeurs

III. RESULTATS

La première étape de notre travail a été d'établir la procédure d'exposition des capteurs aux atmosphères gazeuses, et la régénération de ces capteurs entre chaque exposition afin de chasser les molécules déposées sur leur surface et les ramener à leur état initial. Nous avons étudié différents protocoles afin de choisir la meilleure combinaison (exposition-régénération), quelle que soit la valeur de la concentration étudiée. La seconde étape a concerné la caractérisation des capteurs sous la gamme complète des concentrations, afin de mettre en relief leur reproductibilité, et leur sensibilité.

A. Description du protocole de mesure

Il est bien connu que les capteurs à oxydes métalliques sont sujets à des dérives plus ou moins importantes après leur exposition au gaz [7]. Pour une utilisation longue durée, il est donc important de définir une phase de régénération suffisante afin de revenir aux propriétés initiales des capteurs avant de lancer une autre mesure. Nous avons essayé différents temps de mesure et de régénération, ainsi que des modifications de température de chauffe du capteur durant la phase de régénération, dans le but d'obtenir la meilleure régénération possible dans le temps minimal. Finalement, pour la procédure de caractérisation des capteurs, la combinaison de 10 minutes d'exposition gazeuse suivie de 20 minutes de régénération sous air pur, s'est révélée le meilleur choix pour la gamme de concentrations choisie.

Cette procédure nous permet d'effectuer des mesures répétitives donnant une base d'apprentissage fiable nécessaire à la démarche de reconnaissance des concentrations par le nez électronique.

B. Sensibilité et reproductibilité des capteurs

Nous avons étudié le comportement et la reproductibilité des capteurs en fonction de la concentration en huile essentielle. Les mesures obtenues

représentent la tension aux bornes des capteurs qui change selon la concentration envoyée. La figure 2 montre la réponse temporelle du capteur FIS (SP-MWO) en fonction de toute la gamme de concentration. Sur toutes les courbes, on peut observer au début de la courbe, une valeur initiale de la réponse jusqu'à environ $t=60$ secondes. Ceci correspond au délai pour que l'atmosphère chargée d'HE arrive au niveau des capteurs. Cette valeur est commune pour toutes les concentrations, puisqu'elle correspond à la valeur initiale sous air du capteur. On peut aussi observer que le capteur SP-MWO présente dans tous les cas une bonne sensibilité, en particulier pour les plus faibles.

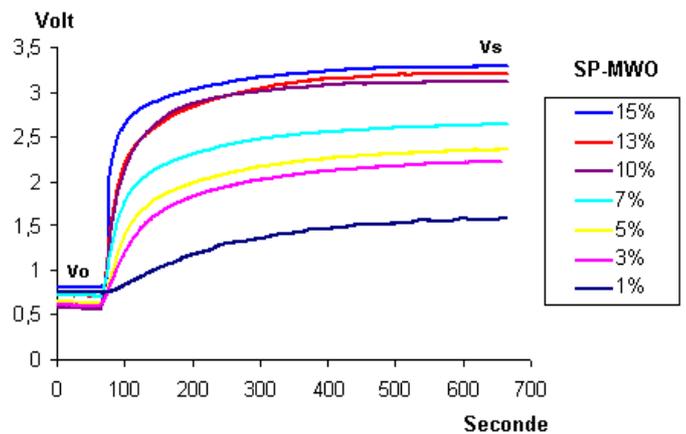


Fig. 2 : Réponse du capteur SP-MWO aux différentes concentrations de pin

Sur cette figure, la superposition des réponses temporelles pour 10, 13, et 15% indique la saturation du capteur.

On retrouve le même comportement, mais plus ou moins rapide et avec une sensibilité égale ou moins élevée pour les autres capteurs. Nous pouvons observer cette différence sur la figure 3 sur laquelle sont représentées les réponses temporelles des huit capteurs à une concentration fixée : 5% de pin. On voit bien que le capteur SP-MWO est le plus rapide avec la réponse la plus importante. Les capteurs TGS 2600, 2620 et SP-AQ1 ont aussi une réponse notable, mais moins rapide. Quant aux capteurs TGS 880, 882, 816, leur réponse est plus faible et moins rapide. Seul le capteur TGS 2602 n'a pas de réponse exploitable, car il présente une saturation trop importante dès les faibles concentrations.

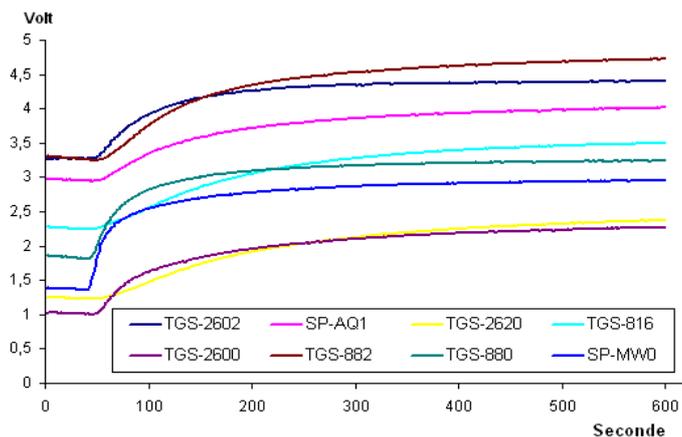


Fig. 3 : Réponses des huit capteurs à 5% de pin

Nous avons ensuite étudié la répétitivité de la réponse des capteurs, en programmant plusieurs fois le cycle « exposition-régénération ». Nous pouvons voir les mesures effectuées pour les concentrations 2% et 7% sur la figure 4. On peut observer une augmentation notable de l'amplitude entre les deux concentrations. Tous les capteurs, à part le TGS 2602, présentent des résultats similaires, et donc offrent un bon retour à la ligne de base, quelle que soit la concentration étudiée.

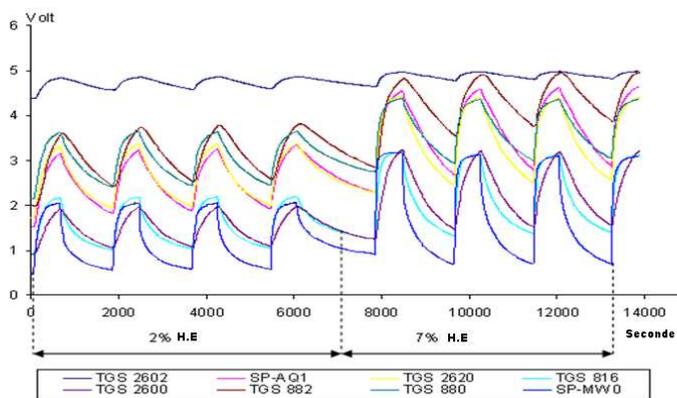


Fig. 4 : Test de reproductibilité ; réponses répétitives à 2% et 7% de pin

Nous avons ensuite normalisé les réponses des capteurs sous une forme relative : V_0/V_S (V_S : tension stabilisée après l'exposition au gaz, et V_0 : tension initiale après la régénération). La variation du logarithme décimal de la réponse relative de tous les capteurs en fonction de la concentration est présentée sur la figure 5. Tous les capteurs présentent deux comportements suivant la concentration en HE. Le premier comportement, à basse concentration (1 à 3%), se traduit par une variation linéaire de $\log(V_0/V_S)$. Le second, aux concentrations

plus élevées, n'a pas d'allure modélisable mais on note une plus grande augmentation de l'amplitude. A partir de 13% on voit bien la saturation de la réponse des capteurs.

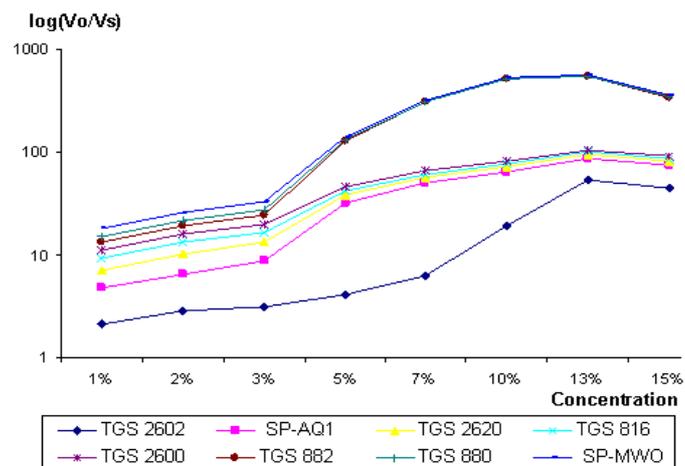


Fig. 5 : Sensibilité des capteurs en fonction de la concentration de l'huile de pin

Ensuite nous avons voulu vérifier si les capteurs étaient capables de détecter un brusque changement de concentration. Nous les avons ainsi soumis à différentes concentrations successives sans phase de régénération. Nous présentons (figure 6) les réponses des capteurs FIS SP-AQ1 et SP-MW0. Sur les courbes de réponses temporelles des capteurs, les changements de concentration sont bien suivis par tous les capteurs.

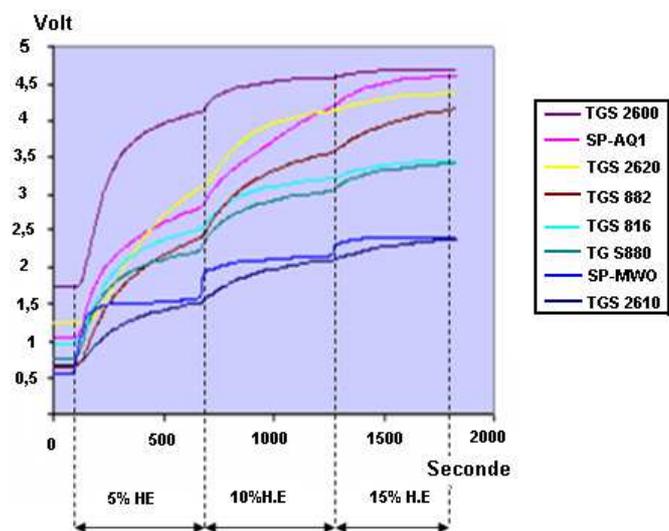


Fig. 6 : Réponse des capteurs en fonction de la variation de la concentration

Toutes les mesures de caractérisation ont été répétées au moins dix fois chacune. L'erreur relative calculée est

de l'ordre de 0.5%, due à la bonne stabilité des capteurs. Ces résultats confirment la possibilité d'identification fiable de la concentration d'huile essentielle de pin diffusée dans une atmosphère d'air pur en utilisant le réseau de capteurs choisis.

IV. CONCLUSION

Cette étude montre bien que notre système de diffusion-détection est capable de générer et de détecter des quantités d'huiles essentielles diffusées dans de l'air pur ainsi que de suivre leur variation. Nous pouvons facilement différencier plusieurs niveaux de concentration, dans une gamme de concentrations choisie, avec une bonne reproductibilité. La réponse de tous les capteurs augmente d'une manière notable avec la concentration imposée. Nous pouvons donc définir des conditions expérimentales fiables permettant la validation des effets bénéfiques des stimulations neurosensorielles dues à l'inhalation d'huiles essentielles.

Actuellement, nous poursuivons cette étude avec d'autres huiles essentielles (lavande, orange). En même temps, nous voulons contrôler l'uniformité de la diffusion dans l'enceinte d'expérimentation, afin de passer à une étape d'expérimentation réellement scientifique de l'effet des huiles essentielles sur des sujets vivants.

V. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Heuberger E. and al, "Transdermal absorption of (-) - Linalool induces autonomic desactivation but has no impact on ratings of well-being in Humans". *Neuropsychopharmacology* (2004), pp. 1925-1932.
- [2] Lehrner J. and al, "Ambient odor of orange in a dental office reduces anxiety and improves mood in female patients". *Physiological & Behavior* 71 (2000), pp. 83-86.
- [3] Hardy M. and al, "Replacement of drug treatment par insominia by ambient odour". *Lancet* 346: 701.
- [4] Jackie L. and al, "Odor Provocation Test for Laryngeal Hypersensitivity". *Jounal of Voice*, (2006), Vol 22, No. 3, pp. 333-338.
- [5] Sambemana H., M. Siadat, M. Lumbreras, 'Gas sensor characterization at low concentrations of natural oils. *AIP Conference Proceedings*, 2009, 1137:511-4
- [6] Pardo M. and Sberveglieri G., "Electronic Olfactory Systems Based on Metal Oxide Semiconductor Sensor Arrays". *MRS Bulletin*, vol. 29, No. 10, oct. 2004.

- [7] Fuchs S., Siadat M., Lumbreras M., 'Evaluation of unpleasent odour with a portable electronic nose. *Materials Science and Engineering C*, 2008, 28:949-53
- [8] Wolkoff P., Nielsen G.D., "Organic compounds in indoor air – their relevance for perceived indoor air quality?". *Atmos. Environ.*, Vol. 35 (2001), pp. 4407-4417.

Localisation multimodale dans le contexte d'un système de télévigilance médicale

Toufik GUETTARI¹, Paulo A. C. AGUILAR^{1,2}, Jerome BOUDY¹, Hamid MEDJAHED^{1,2},

Dan ISTRATE², Jean-Louis BALDINGER¹, Imad BELFEKI¹

Telecom Management Sud Paris¹ – Evry, Esigetel² – Fontainebleau

{toufik.guettari, paulo.cavalcante, hamid.medjahed, jerome.boudy, imad.belfeki, jean-louis.baldinger}@it-sudparis.eu
{dan.istrate, hamid.medjahed}@esigetel.fr

Résumé : Cet article présente un système de localisation basée sur la combinaison de deux modules : SHPT (*Smart Home Person Tracking*), composé par un réseau de capteurs infrarouge, et APT (*Audio Person Tracking*), qui utilisent des microphones capables d'estimer la direction (azimut) de la source sonore. Cette combinaison augmente la précision de localisation par rapport à l'utilisation de chaque système séparément. Le logiciel de localisation (LA Module) est un outil important qui nous permet d'intégrer les deux systèmes, de visualiser les positions en temps réel, d'enregistrer les données, d'évaluer les profils de déplacement et de détecter certaines situations de détresse de la personne (certains types de chutes). Les résultats de mise en œuvre montrent une bonne adaptation aux environnements de type Smart Home et une robustesse de détection.

Mots-clés : Télévigilance médicale, Combinaison multimodale, Localisation.

I. INTRODUCTION

Dès lors qu'avec le temps les personnes âgées deviennent de moins en moins autonomes et plus exposées à des risques d'accidents domestiques, notamment dans certains lieux de vie de grande taille, il n'est pas toujours rassurant pour l'utilisateur de ne détecter que ses situations de détresse mais il est aussi crucial de le localiser dans son lieu de vie. Cela correspond justement au problème de la télévigilance médicale au service des personnes dépendantes [1-4]. Cette information peut être utilisée pour l'ADL (*Activity of Daily Life*) [5,6], spécialement pour surveiller leurs activités pendant un ou plusieurs jours. Cela donne la possibilité de mesurer la fréquence d'utilisation des différentes pièces de l'habitat par le patient et d'informer le service médical en cas d'urgence, notamment en cas de chute ou de changements brutaux de ses paramètres vitaux.

Des recherches sur les systèmes de localisation ont été largement développées, en particulier dans le domaine de la robotique, basée sur plusieurs approches, telles que les signaux multi-capteurs (son, vidéo et laser) [7-8], traitement des signaux sonores [9] et / ou de l'image [10], les méthodes bayésiennes [11] et les modèles de Markov [12].

Dans cet article, nous présentons une plateforme de localisation de la personne dans son habitat, basée sur la combinaison de capteurs de mouvements infrarouge commercialement disponibles et de microphones installés dans son lieu de vie. Cette combinaison multimodale est fondée sur un système expert qui permet une utilisation efficace de ces capteurs et les de pallier à des défauts potentiels de fonctionnement d'une ou plusieurs modalités. Afin d'améliorer la précision de localisation, nous avons développé une plateforme évolutive où nous pouvons ajouter d'autres modalités afin d'obtenir la meilleure décision possible, en introduisant par exemple des modalités supplémentaires basées sur le traitement de la vision et de l'accélérométrie.

La Section II décrit chaque modalité de localisation utilisée dans la plateforme, la Section III présente la méthodologie proposée et la description des algorithmes et la Section IV fournit des résultats expérimentaux obtenus à ce jour. La Section V conclut et donne des perspectives sur ces travaux de recherche.

Ce travail est soutenu par la Commission Européenne dans le cadre du programme FP7/2007-2011 dans le projet CompanionAble (convention de subvention n° 216487) [17].

II. MODALITES DE LOCALISATION

Notre système de localisation s'intègre dans un système de télévigilance médicale existant qui permet de déclencher des alarmes en cas de situation de détresse de patient à domicile [3][6][14].

En effet notre système de localisation est basé sur la combinaison de deux modalités : le module SHPT (*Smart*

Home Person Tracking) et le module APT (Audio Person Tracking).

Le système SHPT est composé de capteurs de mouvement infrarouge (IR) installés au lieu de vie de la personne [14] et le système APT est constitué des microphones AKG® qui estiment la direction (l'azimut) de la source sonore [13].

A. Module SHPT : Capteur de mouvement Infrarouge

Le système SHPT utilise un ensemble de capteurs de mouvement IR [Legrand®] distribués dans les pièces de la maison [14]. Ce système permet de déterminer dans quelle pièce (Room ID) se trouve la personne et précisément dans quelle zone (Area ID) de la pièce, comme l'illustre la Fig. 1.

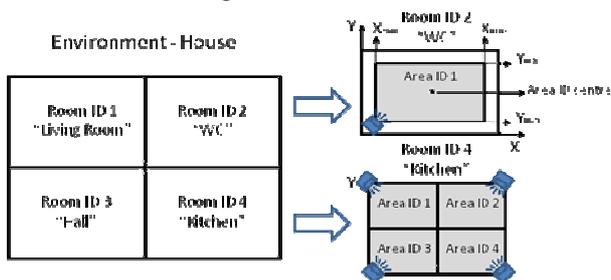


Fig. 1 : Système SHPT : Room ID et Area ID.

Le lieu de vie de la personne regroupe plusieurs Room ID (salon, chambre, cuisine...) qui sont composés d'un ou plusieurs Area ID. Chaque capteur IR détermine un Area ID formé par une surface rectangulaire défini par X_{min} , X_{max} et Y_{min} , Y_{max} . Plus la zone de détection couverte par un capteur IR est large, moins on aura de précision pour localiser la personne dans son habitat. Par conséquent plus nous utilisons un grand nombre de capteurs IR, plus les Area ID sont petits et plus la précision de localisation augmente. A chaque Area ID détecté, la position de la personne est estimée par les coordonnées du centre de l'Area ID (Area ID centre, Fig. 1).

Le système SHPT est caractérisé par sa fiabilité de détection de mouvements. En revanche, il présente une faible précision dans le cas où un seul capteur IR est utilisé par pièce, ce qui est souvent le cas dans la plupart des habitations. Pour affiner la localisation, nous proposons sa combinaison avec le système APT.

B. Module APT : Capteur sonore intelligent

Le système APT est composé de microphones capables d'estimer la direction (azimut) des sources sonores. Cette technologie est basée sur un nouveau concept appelé CMT (coincident microphone technology) développée par la société AKG® [13].

Dans ce système, la précision de localisation peut être influencée par des échos et des réflexions occasionnés par la géométrie de la maison. Un autre inconvénient est que, pour la détection de l'azimut, la personne doit parler ou émettre un son. Cependant, la combinaison avec le système SHPT décrit précédemment, augmente la performance de localisation, comme cela est montré dans la suite.

III. METHODOLOGIE

La combinaison des systèmes SHPT et APT nous permet de localiser la personne de manière plus précise en augmentant le maillage grâce à la création de Sub Area ID acoustiques tout en conservant par défaut la fiabilité des positions obtenues par le système SHPT seul.

En effet, nous considérons le système SHPT comme la référence en raison de sa fiabilité de détection et le système APT comme modalité secondaire car son fonctionnement dépend de l'occurrence des événements sonores pour l'estimation de l'azimut. Dans les conditions idéales, le système SHPT détermine l'Area ID dans laquelle la personne se trouve et le système APT affine sa localisation comme le montre la Fig. 2.

Dans le schéma de la Fig. 2, le microphone est placé au milieu de la pièce et divise l'Area ID détecté par le capteur IR (zone rouge ou sombre) en Sub Area ID (zone jaune ou claire) à partir de l'azimut estimé. Dans ce cas la personne est localisée dans le Sub Area ID n°2 pour $\varphi \in [0, 90^\circ]$. A chaque zone détectée (Area ID ou Sub Area ID), la position de la personne est estimée par les coordonnées (x, y) du centre de la zone.

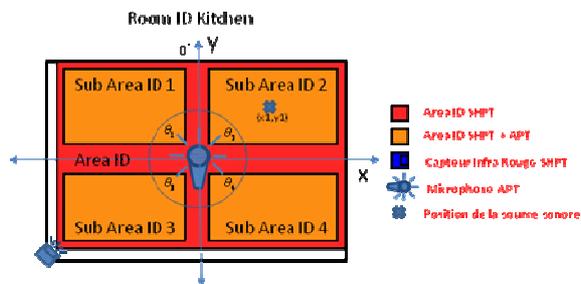


Fig. 2 : Combinaison des systèmes SHPT et APT.

Les surfaces définies par les Sub Area ID de la Fig. 2 sont suffisantes pour une bonne localisation dans une pièce de la maison. Cependant, nous pouvons augmenter encore plus la précision du maillage des Sub Area ID en subdivisant l'Area ID en un nombre plus important de Sub Area ID (par exemple 6, 8, 12...). Pour des habitats de grande surface, comme les halls ou les couloirs de maisons de retraite, nous pouvons aussi utiliser un couple

de microphones pour localiser la personne par triangulation.

Dans le cas de bruits ou de non-événements sonores nous ne considérons que le système SHPT pour localiser la personne (Area ID considérée par défaut). La discrimination entre la parole et un son autre (bruit de vaisselle, claquement de porte,...) est en effet effectuée par un module existant de reconnaissance de son et de parole (Anason [16]).

Dans le cas de problèmes de sensibilité et non-détection des mouvements de la personne par les capteurs IR, c'est le module APT qui nous permet d'estimer sa position.

IV. RESULTATS DES EXPERIMENTATIONS

Dans le cadre du projet CompanionAble, notre système est implémenté dans un environnement Smart Home situé à Eindhoven où sont installées différentes modalités de télévigilance. La plateforme d'installation est composée de 12 capteurs de mouvement IR [Legrand®] et 2 microphones CMT [AKG®] disposés dans la configuration montrée en Fig. 3.

Dans le schéma de la Fig. 3, nous avons 12 Area ID (zone rouge ou sombre) définis par des capteurs IR et 10 Sub-Area ID (zone jaune ou claire) déterminés à partir de l'estimation de la direction de la source sonore par le microphone. Chaque capteur IR couvre une distance maximale de 12 mètres avec un angle d'ouverture de 90°.

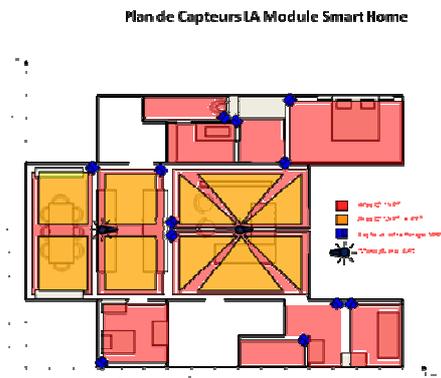


Fig. 3 : Plan d'installation du système de localisation dans les pièces de Smart Home.

Les expérimentations ont été réalisées dans la salle de séjour de Smart Home à Eindhoven comme le montre la Fig. 4. Dans ce scénario, une personne réalise un parcours (ligne pointillée) dans la salle de séjour. Nous avons échantillonné 7 positions (points A à G) du chemin suivi par le testeur et calculé l'erreur quadratique entre les positions théoriques (cercles noirs) et les positions estimées par le système SHPT seul et la combinaison SHPT-APT (croix), comme indiqué dans le Tableau 1.

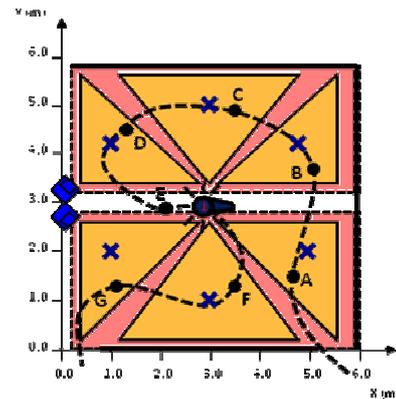


Fig. 4. Scénario de localisation réalisé au salon de Smart Home Eindhoven.

le Tableau 1 montre que la combinaison des deux modalités augmente la précision de l'estimation de la position. En moyenne, la distance mesurée entre les positions estimées et réelles est réduite de 1,45 m à 0,67 m correspondant à une amélioration de 54%.

TABLEAU I
RESULTATS DES EXPERIMENTATIONS

Position (x,y) réel	Position (x,y) Estimée SHPT	Distance Euclidienne Mesurée SHPT	Position (x,y) Estimée SHPT+APT	Distance Euclidienne Mesurée SHPT+APT
A(5.0 , 1.5)	(3.0 , 1.0)	2.0616	(5.0 , 2.0)	0.5000
B(5.0 , 3.5)	(3.0 , 5.0)	2.5000	(5.0 , 4.0)	0.5000
C(3.5 , 5)	(3.0 , 5.0)	0.5000	(3.0 , 5.0)	0.5000
D(1.5 , 4.5)	(3.0 , 5.0)	1.5811	(1.0 , 4.0)	0.7071
E(2.0 , 3.0)	(3.0 , 3.0)	1	(3.0 , 3.0)	1
F(3.5 , 1.0)	(3.0 , 1.0)	0.5000	(3.0 , 1.0)	0.5000
G(1.0 , 1.0)	(3.0 , 1.0)	2	(1.0 , 2.0)	1
Erreur moyenne		1.4490		0.6724

Le logiciel de localisation s'appelle LA (Localisation Abstraction) Module. Ce logiciel possède une interface graphique utilisateur qui permet de visualiser en temps réel la position de la personne dans son lieu de vie comme le montre la Fig. 5. Les positions sont enregistrées dans la base de données et associées à l'activité de la personne, mesurée à partir du nombre d'excitations de capteurs par minute, ceci permettant de définir un profil moyen d'activité de la personne (ADL). Ce profil de déplacement est calculé afin de détecter les situations potentielles de pré-détresse (ruptures de profils).



Fig. 5 : Interface du logiciel de localisation (LA Module).

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

La combinaison des modules SHPT et APT mis en œuvre dans un environnement de type Smart Home nous permet de localiser la personne de manière efficace et plus fiable. Cependant, la précision de localisation fournie à l'aide du système APT peut être influencée par des échos et des réflexions occasionnés par la géométrie des pièces de la maison. Un autre inconvénient de ce système est la dépendance de son fonctionnement à l'occurrence d'événements sonores pour estimer l'azimut.

L'intégration des deux systèmes est possible grâce au logiciel de localisation (module LA) qui nous permet aussi de visualiser les positions en temps réel, d'enregistrer les données, d'évaluer les profils de déplacement, de mesurer l'activité et de détecter certaines situations de détresse de la personne. Les résultats d'implémentation montrent une bonne adaptation dans les environnements de type Smart Home et une robustesse dans la détection des déplacements.

Dans les travaux futurs, nous proposons la combinaison avec d'autres modalités comme VPT (*Video Person Tracking*) [18], BAW (*Behaviour analysis of the wearable*) et l'utilisation de techniques de fusion multimodales [15] permettant d'augmenter encore la précision et la robustesse du système.

VI. REMERCIEMENTS

Nous remercions le partenaire Smart Home du projet CompanionAble pour la mise à disposition de son appartement intelligent à Eindhoven que nous a permis d'effectuer ces expérimentations.

VII. BIBLIOGRAPHIE

[1] D. Istrate, E. Castelli, M. Vacher, L. Besacier, J. F. Serignat, "Information Extraction from Sound for Medical

Telemonitoring", IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 10, no. 2, april 2006.

- [2] J. Boudy, F. Delavault, M. Muller, I. Farin, R. V. Andréão, S. Torres-Müller, A. Serra, D. Gaiti, F. Rocaries, C. Dietrich, A. Lacombe, F. Steenkeste, M. Schaff, M. Baer, A. Ozguler, and S. Vaysse, "Telemedicine for elderly patient at home: the TelePat project". In International Conference on Smart Homes and Health Telematics. Belfast, Northern Ireland, 2006.
- [3] W. Soudiene, D. Istrate, H. Medjahed, J. Boudy, J. L. Baldinger, I. Belfeki, and J. F. Delavault, "Multi-modal platform for in-home healthcare monitoring (emutem)", in International Conference on Health Informatics (HEALTHINF 2009), Porto, Portugal, January 2009, pp. 381–386.
- [4] Rialle V, Lamy J. B, Noury N, Bajolle L., "Telemonitoring of patients at home: a software agent approach", Comput Meth Prog Bio, (2003), 257-268.
- [5] G. LeBellego, N. Noury, G. Virone, M. Mousseau, and J. Demongeot, "A Model for the Measurement of Patient Activity in a Hospital Suite", IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine, vol. 10, n°1, January 2006.
- [6] H. Medjahed, D. Istrate, J. Boudy and B. Dorizzi, "Human Activities of Daily Living Recognition Using Fuzzy Logic For Elderly Home Monitoring", FUZZ-IEEE 2009, ISBN 978-1-4244-3597-5, pp. 2001-2006, 20-24 August 2009, Jeju Island, Korea.
- [7] J. Fritsch, M. Kleinhagenbrock, S. Lang, G. A. Fink, and G. Sagerer. "Audiovisual person tracking with a mobile robot". In Proc. Int. Conf. on Intelligent Autonomous Systems, pages 898–906. IOS Press, 2004.
- [8] Böhme, H.-J., et al., "An approach to multi-modal human-machine interaction for intelligent service robots". Robotics and Autonomous Systems, 2003. 44(1): p. 83-96.
- [9] J.-M. Valin, F. Michaud, J. Rouat, and D. Létourneau, "Robust sound source localization using a microphone array on a mobile robot," in Proceedings International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2003.
- [10] S. Shiry, Y. Nakata, T. Takamori, M. Hattori, "Human Detection and Localization at Indoor Environment by Home Robot", IEEE SMC Conference, Nashville, USA, Oct. 2000.
- [11] W. Burgard, D. Fox, D. Hennig, and T. Schmidt. "Estimating the absolute position of a mobile robot using position probability grids". In Proceedings of the Thirteenth National Conference on Artificial Intelligence, Menlo Park, August 1996. AAAI, AAAI Press/MIT Press.
- [12] D. Fox, W. Burgard, and S. Thrun. "Markov localization for mobile robots in dynamic environments". Journal of Artificial Intelligence Research, 11:391–427, 1999.
- [13] K. Freiberger "Development and Evaluation of Source Localization Algorithms for Coincident Microphone Arrays" Diploma Thesis, Institute of Electronic Music and Acoustics (IEM), Univeristy of Music and Performing Arts Graz, Austria.
- [14] F. Steenkeste, H. Bocquet, M. Chan, B. Vellas. "Remote monitoring system for elders in a geriatric hospital".

Promoting Independence & Quality of Life for older persons: an international conference on aging Arlington 2 – 4 December 1999 (USA).

- [15] T.Guettari, H.Medjahed, J.Boudy, D.Istrate, I.Belfeki , J.L.Baldinger, “Etude de différentes Approches de Fusion. Une Application à la Télévigilance Médicale”, Congrès SFTAG’09, 18-20 Novembre 2009, Troyes, France.
- [16] D. Istrate, E. Castelli, “Information extraction from sound for medical telemonitoring”, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 10, no. 2, pp. 264-274, April 2006.
- [17] <http://www.companionable.net/>
- [18] Z. Zhang, “A flexible new technique for camera calibration”. Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions, 22(11):1330–1334, 2000.

Session 3 : Robotique d'assistance au déplacement, à la préhension, à la rééducation

Présidents de session : Etienne COLLE, Guy BOURIS

Raisonnement à partir de scénarios pour l'assistance au déplacement

Baptiste Cablé

Institut Charles Delaunay

Université de technologie de Troyes

12 rue Marie Curie

B.P. 2060, 10 010 Troyes Cedex

Email: baptiste.cable@utt.fr

Jean-Marc Nigro

Institut Charles Delaunay

Email: nigro@utt.fr

Sophie Lorette

Institut Charles Delaunay

Email: sophie.lorette@utt.fr

Yann Barloy

Institut Charles Delaunay

Email: yann.barloy@utt.fr

Résumé—Les travaux présentés s'inscrivent dans le cadre de l'assistance à la conduite en fauteuil roulant. Le projet VAHM (véhicule autonome pour handicapé moteur) a proposé, il y a quelques années, une solution semi-automatisée pour commander un fauteuil roulant à l'aide d'un seul bouton. Le fauteuil est équipé de capteurs lui permettant d'éviter les obstacles. Cependant, à chaque changement de direction, l'utilisateur doit patienter pour activer le bouton à un moment précis, ce qui est contraignant. Nous détaillerons une technique d'intelligence artificielle pour mémoriser les déplacements effectués de manière à proposer automatiquement, à partir de l'expérience acquise, la direction à venir. Notre solution, inspirée du raisonnement à partir de cas, s'adapte aux évolutions de l'environnement ainsi qu'aux changements d'habitudes de l'utilisateur. Ce papier présente l'aspect théorique de la solution puis décrit les expérimentations et les résultats.

I. INTRODUCTION

Nos recherches s'inscrivent dans le cadre de l'assistance au déplacement des personnes fortement handicapées. Le projet VAHM propose un fauteuil qui nécessite de n'agir que sur un seul bouton pour se diriger. Cependant, parcourir un trajet usuel peut amener l'utilisateur à entrer un grand nombre de commandes, et ce de manière précise. Cette démarche étant contraignante, nous proposons d'intégrer au système une méthode d'intelligence artificielle qui assiste l'utilisateur dans le déplacement du fauteuil en prenant, à sa place, les décisions les plus probables. Ainsi, l'utilisateur n'intervient que si l'application a mal prédit la direction à suivre.

Cette solution s'appuie sur une méthode de raisonnement à partir de scénario que nous avons conçue en nous inspirant du raisonnement à partir de cas. Elle construit, sous forme d'un ensemble de scénarios, un modèle du système en mémorisant les scénarios. Son but est ensuite de se servir de ces connaissances pour prédire l'action à effectuer en fonction de l'état observé et du début du scénario.

La section II est consacrée à une présentation du contexte de la reconnaissance et l'anticipation de situations dynamiques ainsi qu'à une introduction au projet VAHM. La section III décrit la solution proposée pour anticiper les situations dynamiques. La section IV présente l'application de notre solution au fauteuil VAHM et commente les résultats obtenus. Nous terminons par une conclusion débouchant sur les perspectives de travaux futurs.

II. CONTEXTE

A. Représentation et anticipation de scénarios

Plusieurs outils sont couramment utilisés pour décrire et manipuler les scénarios. Parmi les plus utilisés en modélisation, on trouve les réseaux de Petri (RdP) [1]. Un RdP est un graphe orienté comprenant un ensemble de places et de transitions reliées par des arcs. Le déplacement de jetons de places en places modélise l'évolution de l'état du système. Le RdP est un outil mathématique très précieux pour modéliser visuellement le déroulement d'un scénario, cependant il n'a pas été conçu dans le but d'anticiper. De plus, l'apprentissage et la mise à jour des RdP sont complexes. Nous n'utiliserons pas cet outil dans nos travaux.

Les réseaux bayésiens dynamiques (RBD, incluant modèles de Markov Cachés) sont une extension des réseaux bayésiens statiques [2]. Ils permettent de modéliser des distributions de probabilité sur des ensembles semi-infinis de variables aléatoires (U_t , X_t , Y_t) représentant les variables d'entrée, les états cachés et les sorties d'un modèle d'état [3]. Les RBDs généralisent les filtres de Kalman et les chaînes de Markov (cachées et hiérarchiques). Leur utilisation permet de faire de la surveillance et de la prédiction de l'état futur du système dynamique. Leur utilisation est complexe et nécessite beaucoup de connaissances de la part du concepteur mais ils pourraient partiellement répondre à notre problématique.

Le raisonnement à partir de cas (RàpC, figure 1) est une méthode d'intelligence artificielle dont l'idée générale est de chercher à résoudre un problème en adaptant des solutions de problèmes résolus précédemment [4]. Ce raisonnement est basé sur l'expérience.

Parmi ces méthodes, les deux qui nous intéressent et auxquelles nous comparons nos travaux sont les RBDs et le RàpC.

B. VAHM

Le projet VAHM (Véhicule autonome pour Handicapés Moteurs) [5] s'inscrit dans la problématique plus générale des fauteuils roulants intelligents [6], [7]. Il a pour but de proposer aux personnes ayant un handicap physique lourd de se déplacer facilement. L'interface est composée d'un bouton

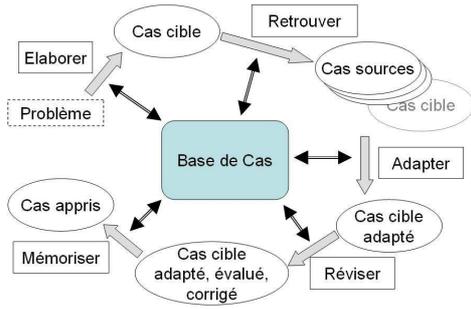


Fig. 1. Schéma du raisonnement à partir de cas

et d'un cadran indiquant successivement huit directions de déplacement. Lorsque l'utilisateur veut suivre une direction, il doit attendre qu'elle s'affiche sur le cadran et presser le bouton à ce moment. Lorsqu'il relâche le bouton, le fauteuil s'arrête et il faut choisir une nouvelle direction. Ce système présente l'avantage de ne nécessiter qu'un seul type d'action de la part de l'utilisateur, mais a l'inconvénient d'être lent et fastidieux. C'est pourquoi le fauteuil doit se déplacer de la manière la plus autonome possible. Pour cela, il est équipé de capteurs qui collectent des données sur son environnement et d'agents réactifs qui lui permettent des comportements simples (longer les murs, éviter les obstacles, etc.). Lors de ce projet, un simulateur a été développé. Celui-ci permet de remplacer les expérimentations avec un véritable fauteuil roulant par des expérimentations informatiques, plus rapides, donnant des résultats sensiblement proches.

L'objectif de notre recherche est de doter le fauteuil d'un système qui reconnaît les différents trajets effectués régulièrement de manière à reproduire automatiquement la fin du trajet, mais sans avoir recours à la cartographie. Différentes versions de ce système ont déjà été conçues : dans l'article [8], une approche à base de métaconnaissance et de système à base de règles est proposée. En considérant la succession des comportements simples du fauteuil, le système crée des classes de trajets. Lors d'un nouveau trajet, il détermine si ce trajet correspond à une classe existante ou s'il est nécessaire de créer une nouvelle classe (ou d'en modifier une existante). Lors de sa thèse, A. Aich étudie deux autres approches. La première s'appuie sur les réseaux de Petri mais ne donne pas de résultats suffisants. En effet, l'apprentissage est complexe et les données brutes étudiées sont insuffisantes. La deuxième, SAPED [9], basée sur le raisonnement à partir de cas, est plus performante et permet un meilleur apprentissage des nouveaux trajets. Le travail est cette fois-ci appliqué à des segments de trajets qui sont mis bout-à-bout pour créer un trajet. Bien que des progrès importants soient réalisés en terme de reconnaissance de trajet, cette solution ne permet qu'une autonomie du fauteuil en fin de trajet (le début est consacré à la reconnaissance).

III. ANTICIPATION À PARTIR DE SCÉNARIOS

Cette section présente le principe de la méthode de raisonnement à partir de scénarios que nous avons imaginé. Quelque soit le domaine d'application (VAHM ou autre) notre solution

assiste l'utilisateur. L'application est capable de déclencher des actions mais l'utilisateur peut le contredire et reste maître du système.

A. Vocabulaire

Un *état* est une situation statique dans laquelle se trouve le système à un instant ponctuel. Pour une voiture, un état pourrait par exemple être "dépassement en cours" et pour une porte automatique cela pourrait être "fermée".

Une *action* correspond à un évènement concernant le système et qui modifie généralement son état. Exemples : pour une voiture, "tourner à droite", et pour une porte automatique, "ouverture".

Un *scénario* est une séquence ordonnée de couples (état, action) du système. Pour une porte automatique, cela pourrait être "(passant détecté, ouverture de la porte) ; (porte ouverte et présence détectée, maintenir la porte ouverte) ; (porte ouverte et plus de présence, fermer la porte)". Au travers de cet exemple, on s'aperçoit qu'avec ce type de représentation, certains couples (état, action) ne sont pas indispensables au bon déroulement du scénario mais ils permettent seulement de le reconnaître avec plus de certitude. Il s'agit ici du deuxième couple, où aucune action n'est réellement effectuée. Il permet tout de même de différencier ce scénario de celui où personne ne traverse la porte. De tels couples sont dits *passifs* : l'action consiste en "aucune action". Par opposition, on appelle couples *actifs* tous les autres couples, c'est à dire ceux où une action a réellement lieu et qui sont indispensables à la reproduction du scénario.

Le *scénario courant* (SC) est le scénario observable qui est en train de se dérouler.

Un *scénario source* (SS) est un scénario connu de notre système dont le début correspond au début observé du scénario courant. Il peut y avoir plusieurs scénarios source à la fois.

Le *score* d'un scénario est une grandeur qui donne une indication sur sa probabilité d'être reproduit. Plus un scénario est souvent et récemment reproduit, plus son score est élevé. Attention, le score n'est pas une valeur de probabilité ; c'est une grandeur qui, une fois comparée aux scores des autres scénarios, permet de déterminer le plus probable. Le score est utilisé lors de la prédiction pour déterminer la direction à suivre la plus probable. Il est mis à jour à la fin du déroulement de chaque scénario. Au moment du choix de la prédiction, le score d'une action est calculé. Il découle directement des scores des scénarios proposant cette action : c'est la somme de ces scores.

B. L'algorithme de raisonnement à partir de scénarios

L'algorithme crée un modèle du système sur lequel il s'appuie pour raisonner. L'objectif du modèle est de représenter l'ensemble des scénarios de déroulement possibles du système afin d'anticiper les actions à venir. Toutes les actions possibles sont connues. Cependant, les scénarios et les actions sont initialement inconnus ; ils sont appris en ligne. L'application modélise donc le système par :

- l'ensemble des états, \mathcal{E} , non exhaustif, initialement vide.

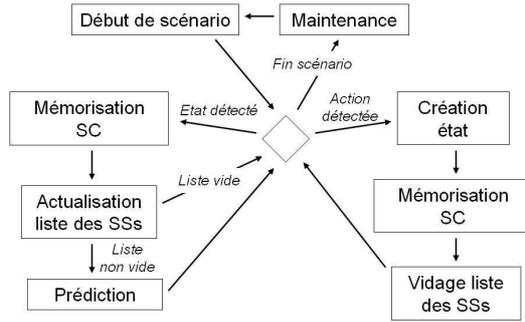


Fig. 2. L'algorithme

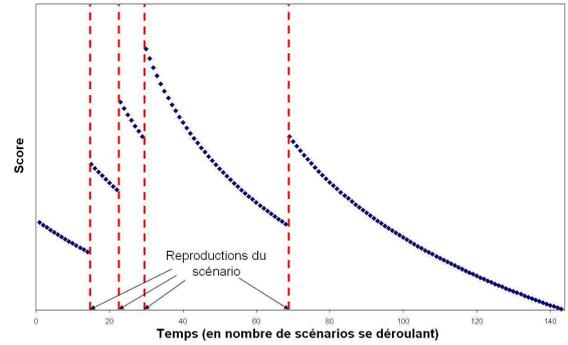


Fig. 3. Loi utilisée pour l'évolution des scores

- l'ensemble des actions, \mathcal{A} , fixé.
- l'ensemble des scénarios, \mathcal{S} , non exhaustif, initialement vide.

Les états e_i de \mathcal{E} ainsi que les actions a_i de \mathcal{A} sont des symboles. Un scénario de longueur n est un n -uplet de couples (e_i, a_i) . Par exemple, le scénario s_4 , de longueur 8, est de la forme : $s_4 = ((e_{4,1}, a_{4,1}), (e_{4,2}, a_{4,2}), \dots, (e_{4,8}, a_{4,8}))$.

Le fonctionnement de l'algorithme est résumé sur la figure 2. Lorsqu'un nouveau SC débute et qu'aucun état n'a été observé, tous les scénarios de \mathcal{S} sont des SSs car leur début correspond au début du SC. Ils sont donc tous ajoutés à \mathcal{L} , la liste des scénarios source. Dès l'observation du premier état et ensuite à chaque nouvel état (côté gauche sur le schéma), chaque scénario de \mathcal{L} est contrôlé pour vérifier qu'il possède le dernier couple (e_i, a_i) observé du SC. Si ce n'est pas le cas, ce SS est exclu de \mathcal{L} .

A chaque nouvel état, avant que l'action ne soit déclenchée par l'utilisateur, l'anticipation consiste à prédire, comme action à effectuer, celle qui est la plus probable. Pour ce faire, un score est attribué à chaque action possible en fonction des scores des SSs correspondant. Si une action est prédite, elle est exécutée à moins d'être contredite par l'utilisateur.

Comme tous les états ne sont pas initialement connus, il peut arriver qu'une action soit déclenchée sans que l'état associé n'ait été reconnu (car non appris). Cette possibilité est envisagée sur la partie droite du schéma : une action est détectée. A ce moment, l'état associé à l'action est appris pour que le scénario puisse être reconnu par la suite. Le scénario est forcément nouveau sinon l'état en question aurait déjà été appris car indispensable à la description du scénario (couple actif, cf. III-A). La liste des scénarios source est donc vidée. Plus aucune anticipation ne sera faite jusqu'à la fin du scénario.

C. Les scores

A la fin du scénario, la phase de maintenance se déroule. Son but est d'assurer la cohérence des connaissances du système. Lors de cette phase, les scores sont mis à jours.

1) *Evolution des scores*: La prédiction de l'action à effectuer est une des finalités de notre algorithme. Le calcul du score des actions possibles est donc un point clé. Le score d'une action possible est la somme des scores de tous les SSs

proposant cette action. Il faut donc que le score de chaque SS reflète la probabilité du scénario d'être reproduit. Nous avons choisi de faire évoluer les scores des scénarios de manière à ce que deux éléments soient pris en compte : le nombre de reproductions du scénario et leur caractère récent. De plus, ce score doit pouvoir tomber à zéro, ce qui correspond à un oubli du scénario car il n'est pas suffisamment utilisé. Pour terminer, il faut que sommer plusieurs scores donne un résultat reflétant la probabilité de l'union de ces scénarios. Une loi mathématique convenable, pour tenir compte de ces éléments, est la suivante :

- à chaque utilisation d'un scénario, son score est augmenté de manière affine.
- à chaque non-utilisation, son score est diminué de manière logarithmique (évolution en $-\ln(x)$).

2) *Interprétation de la valeur des scores*: Un exemple de loi de ce type est présenté sur la figure 3. Ce graphique indique la valeur du score d'un scénario en fonction du temps. Le temps est compté en nombre de scénarios se déroulant. Le score est augmenté à chaque fois que le scénario en question se déroule (lignes pointillées sur le graphique) et il est diminué lorsque tout autre scénario se déroule. La courbe obtenue confirme que plus le score d'un scénario est faible, plus son score décroît lentement, mais que quelque soit son score, une utilisation le fait toujours autant augmenter. Ainsi, comme souhaité, plus un scénario est reproduit ou plus son utilisation est récente, plus son score est grand. Le graphique de la figure 4 compare l'évolution du score de deux scénarios dont le score est initialement égal. Le scénario 1 est reproduit le premier et son score devient supérieur à celui du scénario 2 aussi longtemps qu'aucun des deux ne sera utilisé. Cependant, de fait, il décroît plus rapidement. Ainsi, quand le scénario 2 est à son tour reproduit, son score augmente et devient le plus important. Nous avons là le résultat souhaité : pour deux scores initialement identiques, pour une reproduction de chacun des scénarios, celui qui a été reproduit le plus récemment obtient un meilleur score.

La loi de croissance, suite arithmétique, est de la forme $u_{n+1} = u_n + a$, avec a , réel, le paramètre qui détermine la vitesse de croissance. La loi de décroissance, logarithmique, est de la forme $v_{n+1} = \log_{(1-a)} [(1-a)^{v_n} + b]$, où b est le

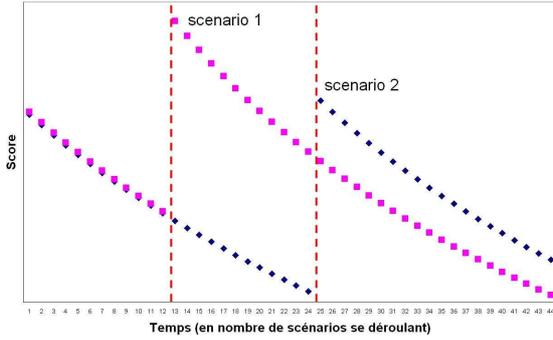


Fig. 4. Evolution de deux scores initialement identiques

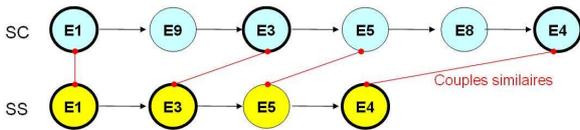


Fig. 5. Décalage entre le SC et un SS

paramètre qui détermine la vitesse de décroissance. Lorsque le score d'un scénario tombe à zéro car il n'est pas suffisamment souvent utilisé, il est enlevé de \mathcal{S} (l'ensemble des scénarios du système). Il est comme "oublié" par le système, ce qui permet d'une part d'éviter de proposer des prédictions obsolètes et d'autre part de renouveler automatiquement le modèle du système lorsque les scénarios habituellement effectués changent.

D. Décalage

La conséquence de l'ajout d'états est que certains SS ne correspondent plus au SC alors qu'en réalité, le même scénario de déroule. En effet, reprenons l'exemple de la porte automatique (cf. III-A) et supposons qu'il s'agisse du début de l'exécution de l'algorithme. L'action "ouverture de la porte" est détectée. L'état associé est donc appris. Lorsqu'ensuite la porte est ouverte et que le passant la traverse, il n'y a pas d'action de la part du système. L'état n'est donc pas appris. A la fin du scénario, l'algorithme aura appris "(passant détecté, ouverture de la porte) ; (porte ouverte et plus de présence, fermer la porte)" et effectivement, cela suffit à reproduire le scénario par la suite uniquement grâce à l'observation des états. Si plus tard, pour un autre scénario, l'état "porte ouverte et présence détectée" est associé à une action et donc appris, lorsque notre premier scénario (celui à 2 couples) se déroule de nouveau, le SS ne correspond pas au SC. En effet, le deuxième état du SC est "porte ouverte et présence détectée" (qui peut désormais être reconnu) alors que le SS attend d'observer "porte ouverte et plus de présence". Pourtant, le scénario réel est exactement le même. Cela est problématique pour notre système car le SS serait exclu à tort de \mathcal{L} et ne participerait donc pas à la prédiction alors qu'il est le bon scénario.

En résumé, des couples passifs peuvent manquer dans les SSs pour correspondre aux SCs, bien que ces SSs soient justes. Pour remédier à ce problème, un décalage (fig. 5) est toléré

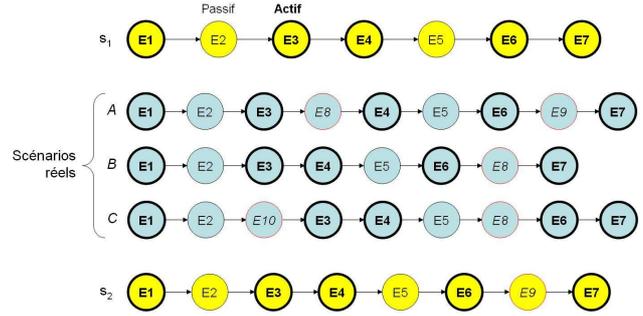


Fig. 6. Plusieurs scénarios réels pour un seul appris (s_1).

entre les SSs et le SC. Un SS auquel il ne manque que des couples passifs ne peut pas être supprimé de \mathcal{L} . Ainsi, il participe toujours aux prédictions.

E. Nouveaux scénarios

A la fin de chaque scénario, lors de la maintenance, les scores sont mis à jour et le SC appris, s'il est nouveau. S'il reste un SS à la fin du scénario, cela signifie qu'il correspond au SC. Cependant, il peut y avoir un certain décalage entre les deux (couples passifs manquants). Si c'est le cas, son score n'est pas augmenté et le nouveau scénario est appris. Ainsi, le décalage permet aux SS qui ne sont pas à jour de participer à la prédiction, mais sans considérer qu'ils sont exactement corrects.

Plutôt que de mettre à jour un ancien scénario valide, le choix est donc fait d'en apprendre un nouveau. Durant une période de transition, deux scénarios de \mathcal{S} correspondent au même déroulement du système et les deux influenceront dans le même sens pour la prédiction. Cependant, celui qui est à jour verra son score augmenter à chaque reproduction tandis que le score de l'ancien diminuera constamment. Durant cette période, la somme des scores sera quasiment égale au score qu'aurait eu le scénario ancien s'il avait été mis à jour, du fait des lois mathématiques choisies. Après un moment, seul celui qui est à jour perdurera. L'intérêt de cette méthode est multiple. Tout d'abord, il est plus simple d'enregistrer un second scénario que de chercher à en mettre un jour. Ensuite, cela évite d'éventuelles mises à jour abusives ; un même scénario peut correspondre à plusieurs situations dynamiques légèrement différentes ; elles peuvent être différenciées en ajoutant des couples passifs dans les moments caractéristiques, si bien qu'ajouter le couple au scénario peut être vrai pour une des situations mais faux pour les autres. En créant un nouveau scénario, l'ancien perdure et peut toujours être activé. Dans le cas d'un scénario qui correspondait à plusieurs situations dynamiques, l'une d'entre elles se retrouve précisée par le nouveau scénario mais les anciennes sont toujours représentées par l'ancien (fig. 6).

Dans cet exemple, s_1 correspond aux trois scénarios (A, B et C). Si l'état E_9 est appris et que le scénario A se déroule à nouveau, s_1 participera aux prédictions mais il aura à la fin un décalage (d'un couple). Aucun SS existant ne restera en fin de

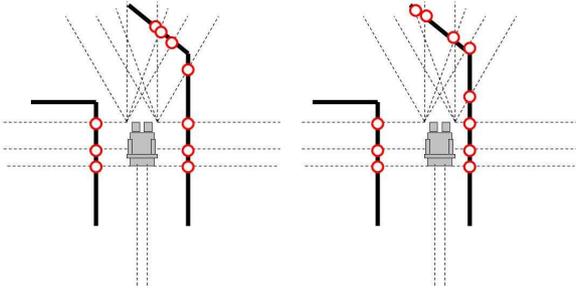


Fig. 7. Deux états équivalents

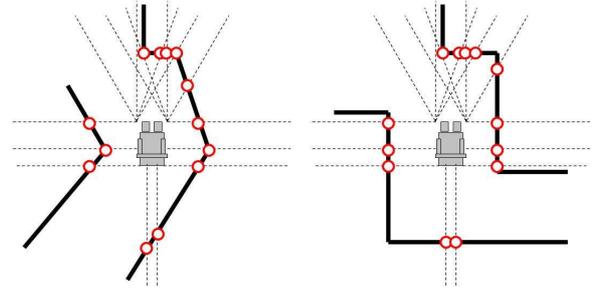


Fig. 8. Deux états différents

scénario et s_2 sera donc appris. Cependant, s_2 ne correspond pas à B ni à C . Il est donc justifié de conserver s_1 .

IV. APPLICATION À VAHM

L'algorithme a été appliqué au projet VAHM (cf. II-B), en prenant pour scénarios les trajets effectués. Les trajets sont délimités par des arrêts longs. Le fauteuil dans son environnement est un système qui satisfait les conditions nécessaires pour se voir appliquer notre algorithme : ce système peut être discrétisé, les scénarios sont censés se reproduire régulièrement, la fin d'un scénario dépend du début et une assistance peut être proposée à l'utilisateur en pilotant automatiquement le fauteuil.

Dans cette application, un état correspond à une situation statique du système. Il décrit l'endroit auquel se trouve le fauteuil. Une action correspond à une direction à prendre (ou à un arrêt). L'action est habituellement effectuée par l'utilisateur. Le scénario est un trajet, qui se trouve donc décrit par une succession de couples (endroit, action). C'est d'ailleurs la méthode que nous, humains, utilisons pour expliquer à une personne comment trouver son chemin : "En partant de l'endroit X, tu vas tout droit. Quand tu auras un couloir sur ta droite, tu continues tout droit, puis deuxième porte à gauche.", ce qui sous-entend qu'à la première, il ne faut rien faire (couple passif).

Grâce à notre algorithme, le fauteuil peut prédire la direction qu'il va falloir choisir et l'utilisateur n'intervient que si cette prédiction est mauvaise. Sinon, le fauteuil se déplace de manière autonome. De fait, l'utilisateur aura beaucoup moins d'actions à effectuer, ce qui est très intéressant car ces actions lui sont coûteuses (cf. II-B).

A. Approches testées

La difficulté de l'adaptation de notre algorithme à une application réside dans la représentation et la reconnaissance des états. En effet, c'est le seul élément qui soit dépendant de l'application et il demande l'intervention d'un expert. Il faut trouver une structure qui permette de mémoriser les états mais surtout de déterminer efficacement si le système se trouve dans un état connu, et si oui, lequel.

Pour le projet VAHM, cela a consisté à trouver comment représenter efficacement l'environnement proche du fauteuil.

Une description et une reconnaissance trop précises sont mauvaises car l'état ne se reproduira presque jamais à l'identique. Les états ne seront donc jamais considérés reconnus et les scénarios se multiplieront sans être jamais reproduits. Inversement, des états trop vagues seront reconnus n'importe quand, ce qui rend impossible le bon fonctionnement du système.

Notre première idée, la plus intuitive, a été de représenter un état par un 16-uplet dont chaque valeur est la grandeur retournée par un des capteurs ultrasons entourant le fauteuil (le fauteuil est équipé de 16 capteurs de distance qui sont son seul moyen de percevoir l'environnement). Cependant, pour estimer si lors d'un état, on peut considérer qu'un état proche (déjà appris) est reconnu, il faut calculer la distance entre les deux 16-uplets. Quelle distance mathématique utiliser? Celles qui donnent les moins mauvais résultats sont la distance de Tchebychev (∞ -distance) et la distance euclidienne, mais des états peuvent tout de même être reconnus alors qu'ils sont très différents, ou inversement. Sur l'exemple d'état de la figure 7, les deux états seraient considérés différents car les valeurs des capteurs pour l'état de droite seraient à droite du fauteuil trop faibles et à gauche trop élevées. Inversement, dans le cas de la figure 8, les deux seraient considérés identiques car les valeurs des capteurs sont sensiblement proches.

Nous avons donc envisagé d'autres approches, toujours basées sur des n -uplets, mais quelque soit leur dimension et la manière dont ils sont calculés, la reconnaissance des états est médiocre.

Nous avons ensuite développé une méthode géométrique de description d'états, comme une cartographie très locale. Cependant, la reconnaissance d'états nécessite de comparer les états appris avec l'état courant à chaque instant, ce qui est coûteux en calculs et donc contraire à la volonté de simplicité donnée dans notre problématique.

La solution finalement choisie est à base de règles. Un état est représenté par un ensemble de règles simples dont les conditions portent sur les grandeurs des capteurs. Lors de la création de l'état, les règles sont créées aléatoirement selon un modèle prédéfini, de manière à décrire l'endroit. La reconnaissance de l'état consiste à valider un nombre suffisant de ces règles pour considérer que l'état est reconnu. Les règles visent à déterminer l'orientation des murs, la convexité de la pièce, à combiner des grandeurs, etc. Ainsi, les deux exemples (fig. 7 et fig. 8) ne posent plus de problèmes.

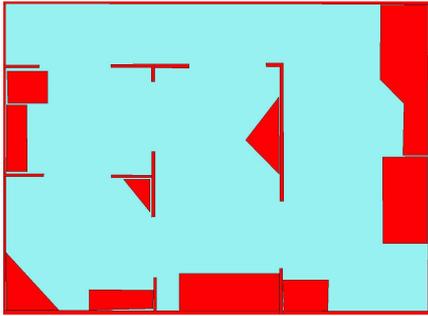


Fig. 9. Environnement d'expérimentation

B. Résultats expérimentaux

Les résultats obtenus lors des expérimentations avec le simulateur sont globalement bons, mais sont très difficilement quantifiables. La réduction du nombre de commandes à saisir par l'utilisateur dépend de nombreux paramètres : aspect et dimensions du lieu de vie, bonne utilisation de l'outil, fréquence de reproduction des trajets, nombre de trajets différents, etc. Afin de pouvoir donner des résultats numériques, nous avons fait une série d'expérimentations dans l'environnement présenté sur la figure 9.

Pour cette expérimentation, nous faisons une utilisation "normale" du fauteuil en reproduisant les trajets qui pourraient réellement être faits par un utilisateur sur une période de plusieurs jours. L'environnement n'évolue pas mais les habitudes de l'utilisateur ne sont pas forcément constantes. Chaque journée n'est pas identique. Bien qu'aucun trajet ni aucun état ne soit connu au départ, nous ne cherchons pas spécialement à éduquer le fauteuil mais simplement à faire les trajets comme dans la vie quotidienne. Le nombre de trajets différents envisagés ici est de 15. Les paramètres a et b des lois de croissance et décroissance sont respectivement fixés à 0,5 et 0,02. Ces valeurs traduisent une adaptation plutôt rapide du système à l'environnement. Un trajet parcouru une seule fois est oublié au bout de 25 trajets. Nous étudions la proportion de commandes à entrer par l'utilisateur par rapport au nombre total de commandes (manuelles + automatiques) en fonction du nombre de trajets.

Les résultats obtenus (fig. 10) confirment l'efficacité de la solution. Au départ, aucune commande automatique n'est proposée. La totalité des commandes est donc entrée par l'utilisateur. Plus le fauteuil acquiert d'expérience, moins l'utilisateur est sollicité. Au bout de 75 trajets, on arrive à une proportion évoluant autour de 75% de commandes manuelles, ce qui est très satisfaisant. Cependant, l'environnement est statique et l'utilisateur ne commet pas d'erreurs. On est donc dans les conditions optimales.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Nous avons proposé et testé sur simulateur un algorithme capable d'assister l'utilisateur d'un fauteuil roulant automatique en prédisant les directions à suivre. Les trajets parcourus sont appris sous forme de scénarios dont chaque état correspond

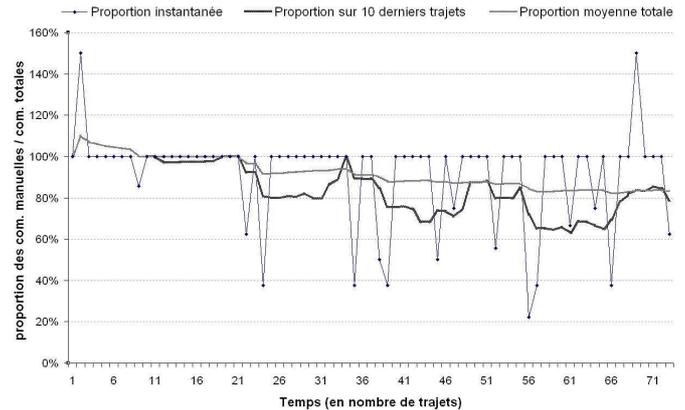


Fig. 10. Proportion instantanée et globale de commandes manuelles à affectuer avec notre solution par rapport au nombre total de commandes sans notre solution, en fonction du temps (exprimé en nombre de trajets parcourus). Les deux solutions comparées le sont sans fonctionnalité d'évitement d'obstacles.

à un environnement local du fauteuil. L'algorithme utilisé effectue en continu la maintenance de ses connaissances afin de pouvoir déterminer à tout moment le scénario le plus probable. Les états et scénarios sont appris, ce qui confère une grande autonomie au fauteuil : il s'adapte lui-même à son environnement, à l'utilisateur et aussi aux changements d'habitudes de l'utilisateur.

Les résultats obtenus sont très satisfaisants mais les conditions expérimentales étaient optimales et simulées sur informatique. Nos prochains objectifs sont d'une part d'expérimenter notre solution sur un véritable fauteuil et d'autre part d'étudier le comportement du système en le faisant piloter par un utilisateur novice ne connaissant pas le principe de l'algorithme. Cela permettra d'améliorer ce dernier pour le rendre plus polyvalent et moins sensible aux erreurs de manipulation.

REFERENCES

- [1] J. L. Peterson, "Petri nets," *ACM Comput. Surv.*, vol. 9, no. 3, pp. 223–252, 1977.
- [2] N. Friedman and D. Koller, "Being bayesian about network structure. a bayesian approach to structure discovery in bayesian networks," *Machine Learning*, vol. 50, no. 1-2, pp. 95–125, 2003.
- [3] C. E. Manfredotti, "Modeling and inference with relational dynamic bayesian networks," in *Canadian Conference on AI*, 2009, pp. 287–290.
- [4] L. McGinty and D. C. Wilson, Eds., *Case-Based Reasoning Research and Development, 8th International Conference on Case-Based Reasoning, ICCBR 2009, Seattle, WA, USA, July 20-23, 2009, Proceedings*, ser. Lecture Notes in Computer Science, vol. 5650. Springer, 2009.
- [5] A. Pruski and O. Habert, "Obstacle avoidance module for the vahm-2 wheelchair," in *AAATE*, 1999.
- [6] O. Horn and M. Kreutner, "Smart wheelchair perception using odometry, ultrasound sensors, and camera," *Robotica*, vol. 27, no. 2, pp. 303–310, 2009.
- [7] S. P. Parikh, V. G. Jr., V. Kumar, and J. O. Jr., "Integrating human inputs with autonomous behaviors on an intelligent wheelchair platform," *IEEE Intelligent Systems*, vol. 22, pp. 33–41, 2007.
- [8] J.-M. Nigro and B. Boukabeche, "Métaconnaissances et assistance à la conduite en fauteuil roulant," in *HANDICAP*, 2004.
- [9] A. Aich and S. Loriette, "Saped: System of assistance for people with disabilities," in *ICTAI (1)*, 2007, pp. 101–108.

Modes de commande intuitifs pour l'assistance robotisée aux déplacements.

O. Horn, M.A. Hadj-Abdelkader, F. Leishman et G. Bourhis
Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales (L.A.S.C.),
Université Paul Verlaine, bât.ISEA, 7 rue Marconi
57070 METZ Cedex 01, France
{horn, hadjabde, leishman, bourhis}@univ-metz.fr

Résumé :

Dans le domaine de la robotique mobile appliquée à l'aide au déplacement des personnes handicapées moteur nous présentons deux études qui visent à combler le hiatus entre les avancées technologiques possibles et les besoins des utilisateurs. En nous inspirant des méthodes de la téléopération nous avons conçu deux approches pour l'assistance à la conduite : l'interface déictique permettant de déclencher simplement des fonctionnalités de navigation autonome et le joystick à retour de force pour une commande plus facile du joystick classique. Pour chaque approche, nous avons réalisé le dispositif dans son entier depuis l'interface homme-machine jusqu'à l'interprétation des mesures laser pour la perception. Nous décrivons ces réalisations et les tests effectués dans notre laboratoire dans la perspective d'une évaluation par des personnes handicapées.

Mots clés : fauteuil intelligent, commande coopérative, déictique, retour d'effort.

I. INTRODUCTION

Les avancées technologiques d'une époque peuvent améliorer le mode de vie des personnes handicapées; ainsi dans les années 70 l'existence des moteurs électriques a permis la mise au point de fauteuils électriques rendant une autonomie de déplacement aux personnes qui ne pouvaient pas propulser elles-mêmes un fauteuil manuel. Mais ces fauteuils électriques sont encore inaccessibles à ceux qui, pour des raisons diverses, se trouvent dans l'incapacité de les conduire par le biais de l'habituel joystick [1], [2], d'où les études qui sont menées depuis la fin des années 80 pour employer les avancées de la robotique mobile afin de rendre ces fauteuils électriques accessibles au plus grand nombre. L'idée originale est de donner des

possibilités de déplacement autonome au fauteuil afin d'en alléger la charge de conduite.

Sur cette idée de nombreux dispositifs ont été conçus qui diffèrent par leur structure mécanique ou logicielle par le type de fonctionnalités proposées ainsi que par les modes de perception (type de capteur) et d'action (type de commande) du véhicule. Historiquement les premiers prototypes étaient constitués de robots mobiles équipés d'un siège [3], puis on a vu quelques prototypes intégrés robot-siège [4] ainsi qu'un grand nombre de fauteuils électriques du commerce équipés d'ordinateur et de capteurs [5], [6] et enfin des dispositifs additionnels [7] développés indépendamment du fauteuil et destinés à pouvoir s'adapter sur différents fauteuils.

Toutefois à l'heure actuelle très peu ont franchi le seuil des laboratoires. Au delà des motifs techniques de non aboutissement des projets on peut y voir un signe du manque d'échange entre laboratoires et institutions tels les hôpitaux ou les centres d'accueil. Ce déficit limite le feedback entre la conception du prototype et son usage potentiel, il est ainsi difficile de prévoir si les personnes utilisatrices seront intéressées par ces dispositifs. Il s'ensuit une désaffection du domaine qui fait qu'à l'heure actuelle le nombre d'études sur ce thème est en phase décroissante.

Pour autant il serait dommage de considérer que tout les travaux menés l'ont été en pure perte. L'espoir subsiste que ces aides robotisées débouchent un jour sur des technologies qui améliorent réellement la vie des personnes handicapées moteurs mais il est pour cela nécessaire de rechercher l'adéquation entre l'état de la technologie disponible et la demande potentielle.

Nous décrivons dans cet article deux approches que nous menons de front : l'interface déictique pour déclencher simplement des fonctionnalités de

navigation autonome et le joystick à retour de force pour une commande plus facile du dispositif classique. Il s'agit de deux pistes distinctes mais qui se situent dans la même perspective de simplification de la conduite des fauteuils au moyen d'une commande coopérative. Après une présentation des choix qui ont présidé à notre démarche, nous présenterons les deux approches et évoquerons les résultats obtenus pour chacune d'entre elles.

II LES APPROCHES DE L'AIDE À LA MOBILITÉ

a) L'aporie des fauteuils intelligents

Le postulat que les avancées de la robotique mobile sont à même d'alléger la tâche de conduite des utilisateurs de fauteuils électrique est à l'origine des projets menés sur la conception de fauteuils électriques intelligents. Ceci a conduit à de nombreuses études abordant différents aspects des aides robotisées au déplacement. On a pu ainsi décliner diverses approches de l'interface utilisateur, de la planification de trajectoire, de l'architecture logicielle, de la localisation, de l'apprentissage..., toutes les fonctionnalités des robots mobiles revisités à l'aune de leur emploi sur des fauteuils électriques. Les systèmes conçus à partir de ces études offrent des fonctionnalités potentiellement intéressantes, ils n'ont toutefois pas pu pénétrer l'univers des utilisateurs faute d'une prise en considération suffisante des contraintes fortes concernant notamment la facilité d'emploi, l'assurance de la sécurité, l'acceptation psychologique, l'adaptation à tout fauteuil et le prix non prohibitif. Ces impératifs étant souvent incompatibles avec les modules tels qu'ils ont été établis.

D'où la contradiction entre la complexité l'apport technique et les chances de le voir exploité dans l'univers des utilisateurs. A ce titre, il est remarquable de constater que deux dispositifs (SCAD [8] et Smart Wheelchair[9]) réellement utilisés en pratique n'emploient que des fonctionnalités basiques de suivi de ligne et d'évitement d'obstacle. Toutefois ils ont été conçus pour répondre à un besoin clairement identifié, puisque mis au point au sein d'institutions hospitalières.

On note alors une autre faiblesse des fondements des travaux du domaine : ils se sont lancés sans qu'un travail approfondi en concertation avec les intervenants auprès des handicapés n'ait été mené.

Une nouvelle approche doit être envisagée qui, parallèlement au développement des prototypes, instaurera un dialogue avec les utilisateurs envisagés afin d'évaluer la demande mais aussi en vue de la stimuler puisque les demandes sont aussi liées à l'éventail des possibles.

Cela nécessite d'établir un pont entre les institutions et les laboratoires qui passe notamment par le développement de fonctionnalités légères tant du point de leur installation sur les fauteuils que de leur utilisation, afin qu'elles puissent rapidement être présentées et évaluées.

C'est dans cette optique que nous nous sommes attachés à aborder l'aide à la mobilité sous forme de dispositifs additionnels s'inspirant des modes de commande tels qu'analysés en téléopération.

b) Modes de commande des fauteuils électriques

Les premiers travaux sur les fauteuils intelligents se sont portés sur la conception de dispositifs susceptibles d'assumer automatiquement une partie des tâches de conduite, le schéma de principe est celui d'un système automatique sur lequel la personne envoie certaines consignes que la machine se charge seule d'effectuer. L'évolution de la commande manuelle vers la commande automatique peut être représentée par la figure suivante (Fig.1).

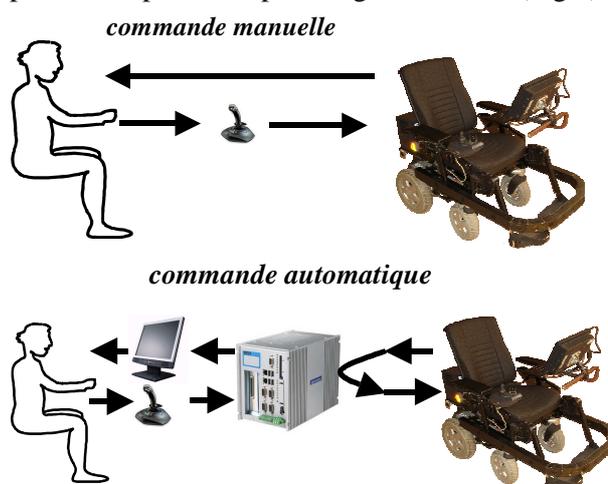


Fig.1 : Commandes du fauteuil électrique classique et du fauteuil autonome

Ce modèle s'est rapidement montré insatisfaisant dans la mesure où une fois la tâche lancée la personne ne dispose plus de moyen d'intervention sur son véhicule ce qui pose problème aussi bien en matière d'acceptabilité psychologique du dispositif que du point de vue de la sécurité de la personne.

Par la suite un lien plus étroit entre l'homme et le véhicule a été établi et les fonctionnalités d'assistance ont été conçues en relation avec leur mode d'activation envisagé. A ce titre on peut se référer aux modèles de la télérobotique d'autant que l'assistance robotisée lui est analogue par certains aspects. En effet en téléopération la personne fait agir le robot à sa place parce qu'elle est dans l'impossibilité d'effectuer elle-même les tâches requises, il existe donc une synergie étroite entre la machine et la personne afin que les réactions de l'une puisse profiter aux actions de l'autre. Bien que le contexte soit radicalement différent (puisque la personne se trouve sur le fauteuil contrairement à l'opérateur qui se trouve à distance de l'effecteur) il s'agit dans notre problématique de faire réaliser des fonctions que la personne est dans l'incapacité d'effectuer elle-même, la distance chez le téléopérateur est remplacé par l'incapacité motrice de l'utilisateur de fauteuil intelligent. La relation conducteur fauteuil est donc similaire à la relation opérateur effecteur et les modes de commande des fauteuils intelligents peuvent être considérés selon les modèles définis par Sheridan en télérobotique [10] qui distingue le mode échangé où la machine remplace parfois l'homme et le mode partagé où elle le soulage en permanence. Ils prennent alors la configuration suivante (Fig. 2) :

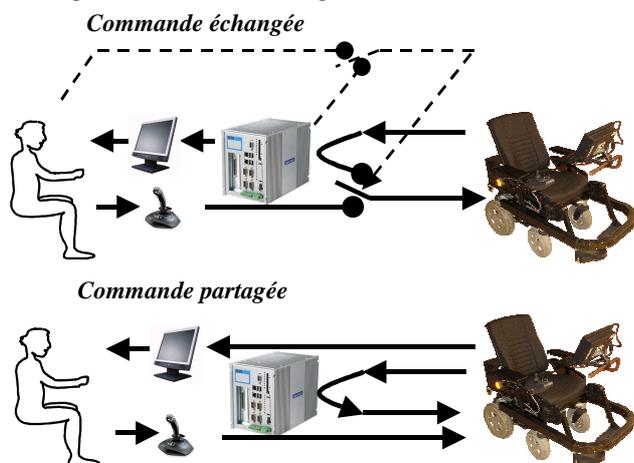


Fig.2 : Modes de commande des fauteuils intelligents

Dans ces modes de commande l'ordinateur et l'homme participent tous deux au pilotage du véhicule. Pour la commande échangée c'est soit l'homme soit l'ordinateur qui contrôle le véhicule et le passage d'un mode à l'autre se fait sur indication de l'homme ou de la machine tandis que dans la commande partagée il existe un lien permanent entre l'homme et le fauteuil mais les actions demandées sont modulées en fonction de l'analyse qu'en fait la machine.

c) Vers des systèmes d'assistance au pilotage

En nous appuyant sur ces considérations relatives à la téléopération aussi bien qu'à notre expérience sur les aides robotisées à la mobilité nous nous tournons actuellement vers la réalisation de dispositifs légers d'aide à la conduite qui visent à établir une coopération simple et intuitive entre le pilote et la machine et pour lesquels une validation rapide auprès des utilisateurs doit être menée.

Durant les vingt dernières années les travaux menés, au sein de notre laboratoire, sur l'aide robotisée aux déplacements ont conduit au développement de plusieurs prototypes qui suivent les évolutions décrites précédemment [11] [12]. Actuellement nous travaillons sur un fauteuil du commerce Storm équipé d'un PC industriel, d'une caméra et d'un capteur laser rotatif. Nous n'employons pas l'odométrie afin que notre dispositif puisse être aisément implanté sur tout fauteuil. Nous proposons ici deux démarches qui conçoivent des fonctionnalités d'assistance employant la perception laser pour la navigation et portant une attention particulière à la communication homme fauteuil.

III COMMANDE DÉICTIQUE : VISION LASER POUR UNE COMMANDE ÉCHANGÉE

a) Principe

Il s'agit d'un type particulier de commande échangée où le passage d'un mode à l'autre est décidé par le conducteur. La caméra offre via l'écran un aperçu de l'environnement sur lequel la personne choisira son déplacement qui pourra ensuite être réalisé de manière autonome à partir de la perception du laser. Si la personne veut reprendre la main, il lui suffit d'actionner le joystick qui redevient immédiatement l'organe de commande. La personne dispose donc du soutien d'une aide à la mobilité dont elle n'est pas prisonnière.

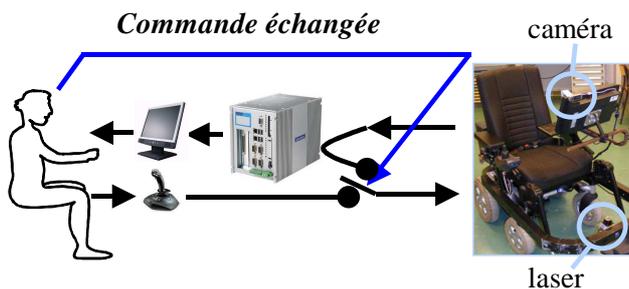


Fig.3 : La commande déictique

b) Interface déictique

Le terme déictique vient de la linguistique où il désigne des mots dont le sens dépend de la situation dans laquelle ils sont prononcés. Par exemple dans la séquence "donne moi ce livre" c'est la présence du livre qui donne le sens du mot "ce" et le fait de montrer rend la formulation plus simple. De même le principe de la commande déictique [13] est de donner les consignes en désignant ce qui doit être fait, son intérêt réside dans le caractère intuitif des instructions.

Pour mesurer ses potentialités dans l'aide à la mobilité, nous l'avons mise en œuvre sur notre fauteuil pour deux fonctionnalités de déplacement autonome: le franchissement de passage étroit et le suivi de mur. L'interface avec l'utilisateur se décompose en deux zones sur l'écran ; une grande partie de l'image donne un aperçu de l'environnement et, sur la gauche, un menu propose les différentes tâches possibles. Au départ la personne sélectionne le mode de déplacement entre «commande manuelle» «suivi de mur» ou «franchissement de passage étroit». Si l'une des deux fonctionnalités autonomes est choisie, les zones sélectionnables sont surlignées sur l'environnement et l'objectif sera déterminé en cliquant sur une des zones surlignées.



Fig.4 : Exemple d'affichage écran

La figure ci-dessus (Fig. 4) donne un exemple de l'affichage écran, alors que le franchissement de passage étroit a été sélectionné. La zone verte représente le passage qui peut être choisi (un seul dans ce cas) et le fauteuil est encore à l'arrêt ce qui est affiché en bas à gauche.

Ensuite le déplacement s'effectue par un ajustement de la trajectoire en fonction de la perception laser et l'utilisateur a en surimpression sur l'écran la nature de la tâche qui se déroule. Il peut à chaque instant envoyer un contrordre si le mouvement ne lui convient pas. Lorsque la séquence est terminée le choix se présente à nouveau de reprendre une commande manuelle ou de lancer une autre fonctionnalité. Ce mode de coopération permet d'alterner aisément des périodes en commande machine et des périodes en commande manuelle.

c) Mise en œuvre sur le fauteuil

Pour développer cette interface sur le fauteuil un premier module s'attache à la conversion des points de l'image en coordonnées cartésiennes dans le repère lié au capteur laser. Il permet d'afficher les zones pouvant être sélectionnées dans l'image (les passages étroit ou les murs), puis, une fois qu'un point de l'image est cliqué, de le convertir en un objectif adapté à la navigation à partir des mesures laser. Cette correspondance a été établie à partir des caractéristiques de la caméra et de sa position sur le dispositif. Les modalités de la conversion sont données dans [12].

Ensuite la trajectoire est générée par la définition d'un ensemble de points buts successifs calculés en fonction de la perception laser et de la nature de la tâche.

Pour le passage étroit, la première étape est la recherche des passages possibles par regroupement des obstacles dans les mesures laser. Puis relativement au passage un ensemble de zones est défini et, pour chacune d'entre elles, un objectif situé dans la zone immédiatement adjacente.

Pour le suivi de mur les points buts sont calculés en fonction de la distance au mur suivi, de la distance au mur opposé (mesure de l'espace disponible dans le cas d'un couloir) et de la présence éventuelle d'obstacle à l'avant.

La navigation se fait par l'asservissement du fauteuil sur la succession des objectifs au moyen de deux modules : un correcteur PID numérique qui permet

de donner la position qu'aurait prise le joystick si une personne voulait conduire le fauteuil vers le point but considéré et une simulation du joystick qui emploie la logique floue pour calculer les tensions correspondant à chaque position possible du joystick [12].

d) Résultats

Nous avons réalisé dans notre laboratoire des parcours alternant des déplacements manuels et des fonctionnalités autonomes. Ces essais ont permis de montrer la capacité du fauteuil à gérer les déplacements de manière autonome ainsi qu'à apprécier la facilité de passage d'un mode de commande à l'autre. Par ailleurs le relevé des trajectoires lors des primitives autonomes montre un déplacement fluide qui se rapproche de celui qu'aurait effectué une personne conduisant directement le fauteuil. Nous sommes actuellement en contact avec des intervenants auprès des personnes handicapés moteurs afin de présenter ce dispositif aux utilisateurs potentiels.

IV INTERFACE HAPTIQUE : PERCEPTION LASER POUR UNE COMMANDE ASSISTÉE

a) Principe

Il s'agit dans cette deuxième étude d'adopter le principe du retour haptique pour concevoir un nouveau mode de commande du fauteuil électrique exploitant les mesures du télémètre laser. L'idée est d'envoyer un retour d'effort sur le joystick en fonction de la proximité des obstacles perçus. Nous ne sommes pas tout à fait dans la commande partagée dans la mesure où les consignes de la machine ne s'adressent pas directement au fauteuil mais interviennent au niveau du joystick par le biais du retour haptique. Il s'agit d'un mode particulier que nous intitulons « commande assistée » puisque la perception laser permet de proposer des directions, indiquées en infléchissant la position du joystick, que le pilote choisira de suivre ou d'ignorer. Physiquement la communication homme machine ne repose ici que sur le joystick.

Commande assistée

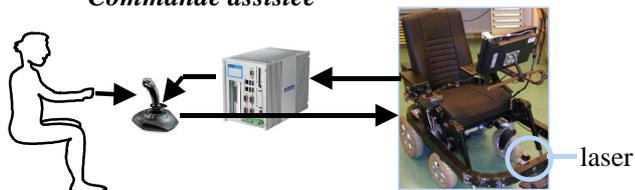


Fig.5 : Le joystick à retour d'effort

b) Le retour d'effort

Notre méthode repose sur l'enregistrement des mesures de distance laser sous forme de grille selon des modalités qui s'apparentent au VFH [14], algorithme qui a été conçu pour l'évitement d'obstacle à partir de mesures US. Lors de la construction de la grille chaque mesure est transcrite par l'incrémentation de la case correspondant à la distance délivrée par le capteur. Comme nous n'employons pas l'odométrie l'enregistrement d'une grille ne se fait qu'à partir d'une seule position du fauteuil (contrairement au VFH où les grilles sont incrémentées à partir de plusieurs positions successives du capteur).

On applique ensuite le principe des champs de potentiel à la grille afin que chaque cellule exerce une force répulsive proportionnelle à la valeur de la cellule et inversement proportionnelle à la distance entre la cellule et le centre de la grille. Puis la grille est divisée en secteurs de 5° auxquels on affecte une densité polaire d'obstacle qui est la somme des cellules dudit secteur. On obtient ainsi un histogramme polaire de densité d'obstacle où les pics représentent les directions des obstacles et les vallées correspondent aux directions libres. On lisse cet histogramme par un filtre passe bas afin de ne considérer que des vallées qui soit suffisamment larges.

Une fois les vallées déterminées nous adoptons deux méthodes de calcul du retour de force :

- . Le retour de force actif : la direction de la force de retour correspond à la vallée la plus proche de la direction demandée par l'utilisateur.
- . Le retour de force passif : le joystick est maintenu à sa position centrale par une force de résistance dont le module s'accroît si la direction de déplacement s'approche d'un pic.

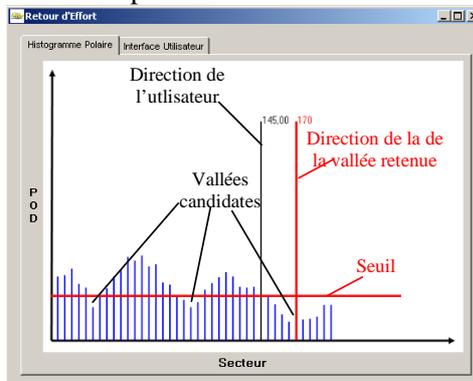


Fig.6 : Histogramme de densité d'obstacles

c) Evaluation du joystick en situation réelle

Nous avons demandé à 5 personnes du laboratoire de conduire le fauteuil dans un environnement expérimental faisant appel à des comportements de conduite différents [15]. Après quelques tours d'entraînement, l'utilisateur fera d'abord un parcours sans retour d'effort puis avec retour d'effort en mode passif puis en mode actif. Les performances de conduite sont évaluées par le temps de parcours, le nombre de collisions, et par les réponses des utilisateurs au questionnaire TLX (Task load index) qui permet d'évaluer la charge de travail. Globalement les essais montrent que dans les zones difficiles une diminution des collisions et du temps de parcours est obtenue grâce au retour d'effort. En revanche la charge de travail est ressentie comme plus importante avec retour d'effort, et ce, surtout en mode actif. Cette difficulté supplémentaire semble venir des mouvements autonomes du joystick pour tenter de diriger l'utilisateur qui impliquent de sa part une plus grande concentration. Toutefois certains utilisateurs s'étant plus familiarisés avec le retour d'effort en mode actif ont refait quelques essais par la suite qui montraient alors moins de collisions et moins de charge de travail. Pour les essais suivants nous introduirons donc une phase préliminaire plus conséquente d'apprentissage de l'emploi de la commande haptique. Par ailleurs nous développons actuellement un simulateur 3D afin que des personnes handicapées puissent tester ce dispositif sans aucune prise de risque [16].

V CONCLUSION

Pour pouvoir déboucher, les recherches sur les aides robotisées à la mobilité nécessitent une évaluation par les personnes handicapées moteur. Une première étape pour instaurer cette intervention est de concevoir des dispositifs sous forme de structure légère offrant un échange simple et efficace entre l'homme et la machine. Nos travaux en ce sens se sont attachés à réaliser deux procédés d'aide à la conduite, l'un proposant une interface conviviale, pour faire appel à des fonctionnalités de navigation autonome, et l'autre instaurant un retour de force sur le joystick pour guider les déplacements. Les essais réalisés dans notre laboratoire constituent une première étape dans l'évaluation de ces procédés avant de les présenter aux personnes intéressées.

VI RÉFÉRENCES

- [1] L. Fehr, W.E. Langbein, S.B. Skaar, "Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: A clinical survey", *J. of Rehabilitation Research and Development*, 37(3):353_360, June 2000.
- [2] R.C. Simpson, E. F. LoPresti, R.A. Cooper, "How many people would benefit from a smart wheelchair?", *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(1):53_71, 2008.
- [3] G. Bourhis, A. Pruski, K. Moumen, C. Bop, "The V.A.H.M. project (Autonomous vehicle for disabled)", *ECART, Maastricht*:95_96, 1990.
- [4] H.A. Yanco "Wheesley, a robotic wheelchair system: indoor navigation and user interface", *Lecture notes in computer science*, 1458: 256_68, 1998.
- [5] P. Mallet, J.M. Pergandi., "Towards smart wheelchairs", *AAATE, Lille*: 328_335, 2005.
- [6] G. Del Castillo, S. Skaar, A. Cardenas, L. Fehr, "A sonar approach to obstacle detection for a vision-based autonomous wheelchair", *Robotics and Autonomous Systems* 54: 967_981, 2006.
- [7] R.C. Simpson, D. Poirrot, F. Baxter, "The Hephaestus Smart Wheelchair", *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10(2): 118_122, 2002.
- [8] M. Langner, "Single track system for powered wheelchairs to provide an opportunity for children to safely venture away from helpers with greater autonomy", *Journal of Intelligent Mobility* 5(1): 65_77, 2002.
- [9] P.D. Nisbet, J. Craig, J.P. Odor, S. Aitken, "'Smart' Wheelchairs for Mobility Training", *Technology and Disability* 5: 49_62, 1996.
- [10] T.B. Sheridan "Teleroobotics, automation, and human supervisory control", *Cambridge, Mass.: MIT Press*, 1992.
- [11] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert, A. Pruski, "The VAHM Project: Autonomous Vehicle for People with Motor Disabilities", *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special Issue on Wheelchairs in Europe* 7(1): 21_28, March 2001.
- [12] F. Leishman, O. Horn, G. Bourhis, "Multimodal Laser Vision Approach for the Deictic Control of Smart Wheelchair", *ICOST, Tours France*: 98_107, July 2009.
- [13] J.D. Crisman, M.E. Cleary, "Progress on the Deictically Controlled Wheelchair" *Assistive Technology and AI, LNAI* (1458):137_149, 1998.
- [14] J. Borenstein, Y. Koren, "The Vector Field Histogram- Fast Obstacle Avoidance For Mobile Robots", *IEEE Trans. on Rob. and Aut.* 7(3): 278_288, 1991.
- [15] M.A. Hadj Abdelkader, G. Bourhis, B. Cherki "Commande par retour d'effort d'un fauteuil roulant électrique", *CIFA 2010*, Nancy, 2-4 juin 2010.
- [16] Y. Morere, S.M. Meliani, G. Bourhis, "Evaluation en simulation de la conduite en fauteuil roulant électrique", *CIFA 2010*, Nancy, 2-4 juin 2010.

Téléopération d'un robot d'assistance : trois principes pour l'élaboration de modes de commande partagée

Sébastien Delarue, Paul Nadrag, Philippe Hoppenot, Etienne Colle
IBISC, Université d'Evry
prenom.nom@ibisc.univ-evry.fr

Résumé : Dans la communauté robotique, de nombreux travaux portent actuellement sur l'autonomie des robots. Dans le cadre d'une utilisation d'assistance à des personnes dépendantes, à domicile, ou en institution, le niveau d'autonomie est insuffisant pour apporter le service demandé. Une solution est d'utiliser un robot commandé à distance en proposant à l'opérateur des assistances pour la commande apportant de plus en plus d'autonomie au robot. Nous proposons ici trois principes pour l'élaboration de modes de commande partagée entre l'opérateur et le robot : développer des commandes intuitives, fournir à l'opérateur un retour d'informations transparent et définir une interface de commande simple et contextuelle. Nous illustrons ces trois principes par une implantation sur les robots mobiles du laboratoire.

Mots clés : Robotique d'assistance, Modes de commande partagée, Interaction homme-machine.

I. INTRODUCTION

Malgré les avancées indéniables des recherches dans le domaine de la robotique autonome, force est de constater qu'il n'est pas envisageable à court, voire même à moyen terme d'utiliser des robots autonome au domicile ou en institution pour aider la personne dépendante ou son entourage. Une solution transitoire et pragmatique est de proposer un robot au départ téléopéré qui, au fur et à mesure de l'avancée des recherches, deviendrait de plus en plus autonome.

La téléopération consiste pour l'utilisateur à commander à distance l'ensemble des degrés de liberté du robot. Celui-ci pouvant être complexe, par exemple un bras manipulateur à six degrés de liberté monté sur une plate forme mobile, il est possible de réduire la charge de travail de l'utilisateur en donnant une certaine autonomie au robot. On parle alors de téléopération assistée. Le

contrôle des degrés de liberté du robot est alors partagé entre l'utilisateur et le robot.

Ce papier s'attache à montrer que la téléopération assistée est une réponse pertinente à des situations variées d'aide à la personne dépendante ou à son entourage pris au sens large. La première section (II) décrit les applications potentielles, déjà mises en œuvre ou envisagées, dans le domaine de l'aide à l'autonomie ou de la santé. La (III) section suivante présente les trois principes que nous avons suivis pour l'élaboration de modes de commande ainsi que les résultats obtenus.

II. TELEOPERATION ASSISTEE

La téléopération consiste pour l'utilisateur du robot à commander à distance l'ensemble des degrés de liberté du robot (Fig. 1).

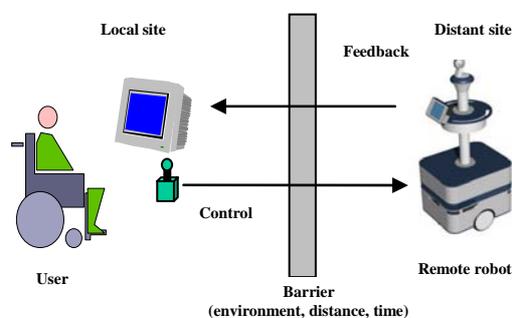


Fig. 1. Situation de téléopération (adaptée de [Fong01])

La téléopération assistée permet de réduire la charge de travail de l'utilisateur en donnant au robot une certaine autonomie. Si par exemple, on s'intéresse à une tâche de déplacement, on peut imaginer que l'utilisateur pilote la direction que doit suivre le robot. C'est une commande

de niveau haut au sens où l'opérateur fixe un objectif à atteindre ou une direction à suivre mais ne commande pas directement les moteurs de la plateforme mobile. Le robot assure quant à lui les fonctions autonomes, dites de bas niveau, telles que l'évitement automatique d'obstacles ou le passage automatique de porte. Il décharge ainsi l'opérateur des opérations fastidieuses en lui laissant cependant la maîtrise de la tâche principale. La répartition du contrôle peut être vue comme un curseur allant du téléopéré pur jusqu'à l'autonomie complète du robot ([Sheridan92], [Sheridan02]). Les travaux dans le domaine de la téléopération assistée s'intéressent d'une part à développer les fonctions d'autonomie fiables et d'autre part à améliorer l'appropriation du robot par son utilisateur, robot qu'on peut considérer comme un outil complexe, ([Rabardel91], [Rabardel93], [Rybarczyk04a]). Cette appropriation est très dépendante de la nature de l'interaction et notamment due à la distance spatio-temporelle établie entre l'utilisateur et le robot ([Yanco04], [Yanco02], [Steinfeld06]).

La téléopération assistée est une solution efficace pour répondre à des besoins exprimés dans l'aide à l'autonomie et la santé. Le Tableau 1 répertorie les services et la nature des interactions selon les services rendus pour les différents secteurs de la télémédecine et de l'aide à l'autonomie, répertoriés par l'enquête réalisée par ALCIMED ([ALCIMED09]) Parmi ces secteurs, seule la téléassistance n'intéresse pas la personne à domicile ou en institution. Dans tous les autres secteurs on peut imaginer des applications potentielles pragmatiques dans lesquels la téléopération assistée d'un robot d'assistance peut apporter une aide à la personne

ou à son entourage, terme pris au sens large : proches, professionnels de santé, opérateurs de téléservice.

Quelles sont les problématiques de recherche liées à la téléopération assistée? Comme par définition, il y a interaction entre un utilisateur et un robot, il faut s'intéresser d'une part au robot, en particulier à son contrôle à distance et à ses capacités d'autonomie et d'autre part, à l'utilisateur, notamment l'appropriation de cet outil par l'utilisateur et les usages. La variété des situations et donc des problèmes à résoudre, est fortement liée aux aspects spatio-temporels de l'interaction, à la possibilité de maîtriser ou non l'environnement et à la variété des utilisateurs du robot.

A. Variété des utilisateurs

En s'appuyant sur le tableau 1, deux exemples d'usages du robot, le premier en application le second potentiel, illustrent la variété des utilisateurs. Dans le cas d'une aide technique destinée à la suppléance fonctionnelle d'une personne handicapée moteur, l'utilisateur est le patient. Si on s'intéresse au problème de télévigilance dans le cadre du maintien à domicile d'une personne dépendante, c'est l'opérateur de télévigilance qui se trouve dans le centre distant de téléservice qui téléopère le robot via Internet ([QuoVADis]).

B. Aspect spatiotemporel ([Goodrich07])

Selon que l'utilisateur et le robot sont localisés dans un même lieu ou non change la nature des problèmes à résoudre. Il est possible de distinguer trois situations

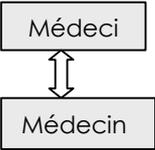
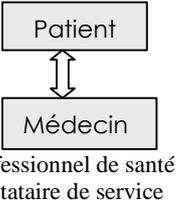
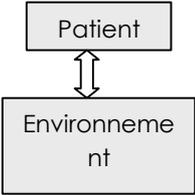
Secteur	Télémédecine				Aide à l'autonomie		
	Téléexpertise	Téléassistance	Téléconsultation	Télévigilance	Domotique	Aide technique	Aide à la Communication
Définition	Avis médical d'un spécialiste distant	Geste médical réalisé par un spécialiste distant	Consultation médicale par un spécialiste distant	Suivi à distance de paramètres physiologiques et actimétriques	Automatisation - Confort - Divertissement	- Mobilité (accessibilité) - Manipulation	Dispositifs de communication alternative ou augmentative
Interaction							

Tableau 1 : Nature des interactions selon les services

principales :

a. l'utilisateur et le robot sont localisés dans la même pièce. C'est le cas quand la personne dépendante, handicapée moteur, est l'utilisateur d'un robot qui assure la suppléance fonctionnelle à la mobilité ou à la manipulation.

b. l'utilisateur et le robot sont localisés dans un même lieu mais dans une pièce différente. L'usage est identique mais cette situation ajoute le problème du retour d'information à l'utilisateur avec les questions sous-jacentes : quelles informations, quelles modalités, quelles représentations ? Qui font parties de la problématique plus vaste englobée par le terme anglo-saxon "situation awareness".

c. l'utilisateur et le robot sont localisés dans un lieu différent, distant. Par exemple, le robot se trouve au domicile de la personne dépendante mais son utilisateur, l'opérateur de télévigilance, se trouve dans le centre distant de téléservice. Cette situation entraîne la présence de retards variables dus aux délais de transmission de la commande et des retours d'information qu'il est nécessaire de corriger pour permettre la téléopération du robot.

C. *Maîtrise de l'environnement*

Dans le cadre de la robotique de service à la personne, on peut envisager une certaine maîtrise de l'environnement. Par exemple, dans le cas de l'assistance au maintien à domicile, le robot n'est qu'un élément du dispositif. Des capteurs installés dans le lieu de vie de la personne pour sa sécurité (sol actimétrique, capteurs de son, capteurs à infrarouge) peuvent être utilisés pour aider à la localisation du robot dans son environnement. Pour faciliter encore cette tâche, encore non totalement résolue, on peut envisager d'ajouter des capteurs spécifiques dans l'environnement, avec un coût et un encombrement minimum. D'autres capteurs, embarqués sur la personne, mesurent différents paramètres physiologiques (pouls par exemple), son niveau d'activité... L'information qu'ils fournissent peut être utilisée pour adapter l'interface homme-machine en fonction de l'état de fatigue de la personne. Tous ces éléments permettent d'augmenter l'autonomie du robot.

III. TROIS PRINCIPES POUR L'ELABORATION DES MODES DE COMMANDE

L'élaboration des modes de commande s'appuie sur un modèle d'interaction utilisateur-robot qui considère le robot comme un outil déporté. Cet outil étend le champ d'action de l'utilisateur sur son environnement ou lui

donne des capacités qu'il ne possède pas ou qu'il ne possède plus. Une attention particulière est apportée à l'utilisateur qui est au centre du processus de conception du robot afin de prendre en compte ses objectifs, les processus qu'il met en jeu pour contrôler le robot et les limitations imposées par la situation. Par exemple, l'utilisateur en situation de téléopération ne perçoit l'environnement dans lequel se déplace le robot qu'au travers des capteurs du robot et ceux de l'environnement.

Nous présentons ci-dessous en les illustrant par des exemples extraits des projets ARPH ([Delarue06]) et QuoVADis ([QuoVADis]), les trois principes que nous avons suivi pour l'élaboration des modes de commande.

A. *Commande intuitive*

Afin de permettre à l'opérateur de piloter le plus naturellement possible le robot, nous nous sommes inspirés du modèle humain de trois manières : (i) en donnant au robot des comportements de type humain afin qu'ils soient mieux compris, (ii) en développant des fonctions autonomes de bas niveau et (iii) en proposant à l'opérateur le choix entre plusieurs modes de commande.

L'hypothèse faite en donnant au robot des comportements de type humain est que leur représentation mentale sera plus facile à élaborer par l'opérateur ([Rybarczyk04b]). Une première application a porté sur la position relative d'un bras manipulateur et de la caméra permettant à l'opérateur humain de visualiser la scène. Nous avons montré qu'une relation caméra-bras anthropomorphique (semblable à la relation bras-tête de l'être humain) donne les meilleurs résultats ([Hoppenot07]). Une seconde application de ce principe a porté sur l'étude de l'effet du sens du couplage visuo-moteur sur la relation homme-machine. Il s'agit là du pilotage de la base mobile. Des travaux en neurosciences ont montré que lors du contrôle de son déplacement locomoteur dans des portions courbes, une personne ne conserve pas l'axe de son regard rigoureusement aligné avec le reste du corps mais dirige celui-ci vers l'intérieur de la trajectoire ([Grasso96]). Une analogie a été effectuée entre la direction du regard humain et la caméra mobile qui équipe le robot. Au vu de l'architecture fonctionnelle de notre système, il s'offrait deux possibilités d'implémenter une anticipation visuelle sur le déplacement : soit (i) par automatisation du mouvement anticipatoire de la caméra en fonction des commandes de navigation que l'opérateur transmet au robot soit, inversement, (ii) par automatisation de la navigation du robot à partir des commandes que l'opérateur envoie à la caméra. Nous avons montré que ces deux modes d'anticipation visuelle donnent des meilleurs résultats que

sans anticipation. On a même montré que la deuxième implémentation est plus naturelle que la première pour l'opérateur ([Rybarczyk04c]).

La seconde piste consiste à développer des assistances de bas niveau pour le pilotage. C'est en fait ce que fait l'être humain lorsqu'il se déplace et qu'il doit éviter des obstacles : l'évitement se fait avec une boucle réactive de bas niveau pendant que la planification s'effectue à une niveau cognitif supérieur. Nous émettons l'hypothèse que de telles assistances de bas niveau réduisent la charge mentale de l'opérateur. Nous avons développé un module d'évitement d'obstacle ([Benreguieb97]) qui permet à l'opérateur de se concentrer sur l'objectif à atteindre sans se soucier des obstacles. En particulier, cette fonctionnalité est intéressante pour le passage des portes, le suivi de couloir ou encore l'évitement d'un objet au milieu d'une pièce. Afin de rendre l'évitement le plus transparent possible, la caméra est pilotée de façon à rester orientée automatiquement vers l'objectif visé par l'opérateur.

Enfin, nous proposons à l'opérateur un choix important de modes de commande, de la téléopération pure à l'autonomie complète en passant par tous les degrés de commande partagée. L'opérateur peut ainsi, en fonction de différents critères (son envie, ses capacités, son état de fatigue...) adopter le mode de commande le plus approprié. Nous avons présenté ci-dessus un mode de commande caméra et l'évitement d'obstacles. Nous avons aussi développé un mode de commande par séquence dans lequel l'opérateur décrit une trajectoire comme une suite d'action de type aller tout droit (40 cm, paramétrable), tourner à gauche ou à droite (90°). L'opérateur peut proposer une séquence de plusieurs déplacements élémentaires ou un déplacement élémentaire après l'autre.

B. Retour d'information transparent

Le second principe consiste à donner au téléopérateur une sensation de présence en rendant le retour d'information transparent ou plus précisément naturel. La notion de présence est très étudiée dans les systèmes de réalité virtuelle. Elle est définie comme la sensation d'être là (*being there*), d'être à la place d'un avatar qui nous représente dans l'environnement virtuel (EV). Dans notre cas, il s'agit de donner la sensation à l'opérateur qu'il partage avec le robot son environnement. [Minsky80] parle de *téléprésence* pour évoquer le phénomène par lequel l'opérateur humain développe la sensation d'être physiquement présent dans l'espace sur lequel il agit indirectement via une machine.

[Sheridan92] parle de *présence virtuelle* pour la RV et de *téléprésence* pour la téléopération, mais du point de vue de l'analyse neuroscientifique cette distinction n'apparaît pas nécessaire ([Ijsselstein00]).

La Fig. 2 montre les différentes modalités sensorielles disponibles sur la base mobile que nous utilisons. La perception extéroceptive renseigne sur l'état de l'environnement perçu autour du robot. Elle regroupe les capteurs suivants :

- Caméra orientable en site et en azimut
- Télémètre laser à balayage
- Ceinture ultrason à 8 secteurs
- Ceinture contact à 2 secteurs
- Son avec classificateur

La perception proprioceptive donne des informations sur l'état interne du robot :

- Odométrie
- Etat de certaines fonctions (niveau de batterie...)

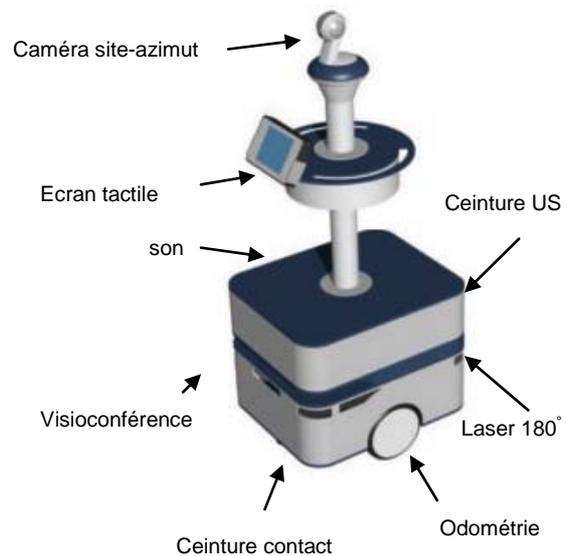


Fig. 2. Différentes modalités sensorielles de la base mobile.

Pour l'interaction directe avec la personne, le robot dispose :

- d'un écran tactile
- d'un système de visioconférence.

La question se pose alors de savoir quelles informations retourner à l'opérateur. Certaines modalités sont totalement absentes (comme les modalités auditive ou olfactive), d'autres sont incomplètes ou modifiées. C'est le cas de la vision pour laquelle le retour est monoculaire contrairement à la vision directe de l'opérateur. D'autres

encore sont des informations fournies par le robot dans un format qui n'est pas directement intelligible par l'opérateur. C'est par exemple le cas des mesures télémétriques permettant au robot de détecter des obstacles autour de lui. Inscrire les valeurs mesurées à l'écran ne serait pas utilisable. Une première solution consiste à représenter ces mesures des capteurs sur un radarogramme. Elle est plus naturelle, mais impose à l'opérateur de focaliser son regard sur une autre partie de l'écran. Une autre solution consiste à représenter sur les bords de l'image des barres plus ou moins épaisses donnant l'impression d'un rétrécissement (Fig. 3). La perception se fait ici sans détourner le regard du retour vidéo principal.



Fig. 3. Interface simple de commande à distance.

L'utilisation de plusieurs types d'informations, provenant de capteurs différents, permet de pallier les limites technologiques de chacun d'eux. Par exemple, le retour provenant de la caméra ne couvrant qu'une partie du champ visuel (information incomplète), l'opérateur ne peut pas situer les obstacles latéraux. L'ajout des informations provenant des capteurs à ultrasons comme sur Fig. 3 (ou du télémètre laser) donne à l'opérateur une sensation plus complète de l'environnement qui l'entoure et lui permet ainsi de mieux piloter le robot.

C. Interface téléopérateur-robot simple et contextuelle

La Fig. 3 montre l'interface de base de commande du robot mobile. Outre l'image vidéo et les barres latérales que nous avons déjà présentées, on peut noter la grande simplicité de l'interface. La commande est réalisée grâce au déplacement de la souris sur l'image vidéo. Un seul bouton est actif (à gauche en dessous de l'image) permettant à l'opérateur de choisir un autre mode de commande décrit ci-dessous. Afin de matérialiser la commande de l'opérateur, la souris déplace sur l'image vidéo l'extrémité d'une flèche. La longueur de cette flèche

représente la vitesse linéaire. La direction pointée par la flèche représente la vitesse angulaire. Afin de permettre à l'opérateur de générer une commande de rotation du robot sur lui-même, un secteur angulaire de 10° est défini à gauche et à droite dans lequel la commande générée correspond à une vitesse linéaire nulle. La simplicité de cette représentation permet à l'opérateur de prendre en main la commande naturellement et très rapidement.

Parmi les commandes assistées proposées, l'une consiste à donner à l'opérateur la possibilité de piloter le robot en lui envoyant une succession de commandes unitaires. Ces commandes unitaires sont au nombre de trois :

- Avance de 50 cm
- Tourne de 90° à droite
- Tourne de 90° à gauche

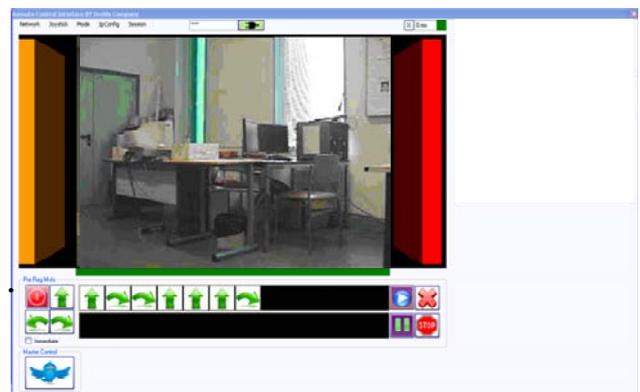


Fig. 4. Interface de commande à distance adaptée à la commande point à point.

La Fig. 4 illustre l'interface de commande liée à ce mode de commande. Le contexte est différent du précédent. Ici l'opérateur n'a plus besoin de visualiser sa commande sous la forme d'une flèche sur l'image. L'ellipse décrite ci-dessus (Fig. 3) n'est donc plus intéressante. En revanche, un ensemble de boutons est activé. A gauche en dessous de l'image, on trouve les trois boutons des commandes unitaires. L'opérateur établit une liste de un ou plusieurs déplacements unitaires qui vient s'inscrire dans la barre juste à droite des boutons. A droite de cette barre, se trouvent les boutons classiques de mise en route, pause, stop et arrêt. Ce mode de commande a été développé pour permettre à un opérateur de piloter le robot à distance en présence de délais de transmission.

IV. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Afin de permettre l'utilisation de robots qui ne sont pas encore totalement autonomes dans le cadre de l'assistance

aux personnes, nous travaillons à la téléopération assistée en développant des modes de commande assistée. Ce papier expose trois principes pour l'élaboration de ces modes de commande assistée d'un robot par un opérateur distant : (i) une commande intuitive, (ii) un retour d'informations transparent et (iii) une interface robot-téléopérateur simple et contextuelle. Ils sont illustrés par différents exemples tirés des projets ARPH et QuoVADis. Une fois les modes de commande proposés, une phase d'évaluation est nécessaire afin de les valider.

Nous travaillons actuellement à doter le robot de nouvelles fonctions d'autonomie de deux manières. La première consiste à adapter certaines techniques développées en robotique autonome pour la robotique téléopérée (par exemple le SLAM). Pour la seconde, nous utilisons le contexte dans lequel le robot évolue. En effet, dans le cadre du maintien à domicile, différents capteurs équipent l'environnement. Les informations qu'ils délivrent peuvent être utilisées afin d'enrichir encore les modes de commande assistée à la disposition des opérateurs. Ses capacités d'autonomie seront utilisées en cas de rupture de la communication avec l'opérateur. Dans le système actuel, la seule solution est de stopper le robot.

V. REMERCIEMENTS

Ces recherches sont financées par l'ANR dans le cadre du projet QuoVADis (Projet ANR-07-TecSan-019, <http://quovadis.ibisc.univ-evry.fr/>)

VI. REFERENCES

- [ALCIMED09] Etude sur le potentiel et les besoins de l'agglomération d'Evry en télémédecine et en aide à l'autonomie, octobre 2009.
- [Benreguiég97] M. Benreguiég, P. Hoppenot, H. Maaref, E. Colle, C. Barret: "Fuzzy navigation strategy : Application to two distinct autonomous mobile robots" - *Robotica*, vol. 15, pp. 609-615, 1997
- [Delarue06] S. Delarue, K. Nait Chabane, P. Hoppenot, E. Colle : "ARPH: Comparison of a classical method and a method using man-machine collaboration to exploit the redundancy of the robotized assistant" - *AMSE*, vol. 67, pp. 1-11, 2006.
- [Fong01] Fong, T., & Thorpe, C. (2001). Vehicle teleoperation interface. *Autonomous Robots*, 11, 9-18.
- [Goodrich07] Goodrich M., Schultz A. " Human-Robot Interaction: A Survey" *Foundations and Trends R_ in Human-Computer Interaction*, Vol. 1, No. 3 (2007) 203–275.
- [Grasso96] R. Grasso, S. Glasauer, Y. Takei, and A. Berthoz, "The predictive brain : anticipatory control of head direction for the steering of locomotion", *NeuroReport*, vol. 7, pp. 1170-1174, 1996.
- [Hoppenot07] P. Hoppenot, Y. Rybarczyk, D. Mestre: "Human-like conception of a remote control robotic system" - *IFAC HMS*, 4-6 sept. 2007.
- [Ijsselsteijn00] Ijsselsteijn, W., A., De Ridder, H., Freeman, J., & Avons, S.E. (2000). Presence : Concept, determinants and measurement. In *Proceedings of the SPIE, Human Vision and Electronic Imaging*. San Jose, USA, January
- [Minsky80] Minsky, M. (1980). Telepresence. *Omni*, 2, 44-52
- [QuoVADis] Projet ANR-07-TecSan-019, <http://quovadis.ibisc.univ-evry.fr/>
- [Rabardel91] Rabardel, P. (1991). Activity with a training robot and formation of knowledge. *Journal of Artificial Intelligen in Education*. USA.
- [Rabardel93] Rabardel, P. (1993). Représentation dans des situations d'Activités Instrumentées. In A. Weill-Fassina, P. Rabardel & D. Dubois (Eds), *Représentation pour l'action*. Toulouse : Octares.
- [Rybarczyk04a] Rybarczyk Y., D. Mestre, P. Hoppenot et E. Colle : "Implémentation télérobotique de l'anticipation sensorimotrice pour optimiser la Coopération Homme-Machine" – *Le Travail humain*, tome 67, n°3/2004, 209-233, 2004
- [Rybarczyk04b] Rybarczyk "Etude de l'appropriation d'un système de téléopération dans l'optique d'une Coopération Homme-Machine", thèse de doctorat, 15 mars 2004.
- [Rybarczyk04c] Y. Rybarczyk, D. Mestre, P. Hoppenot et E. Colle : "A biological model for the evaluation of human-machine adaptation" – *AMSE*, vol. 65, n°78, p. 23-33, 2004.
- [Sheridan02] T. B. Sheridan, *Humans and Automation: System Design and Research Issues*. John Wiley and Sons, 2002.
- [Sheridan92] T. B. Sheridan, *Telerobotics, Automation, and Human Supervisory Control*. Cambridge, MA: MIT Press, 1992.
- [Steinfeld06] Steinfeld A., Fong T., Kaber D., Lewis M., Scholtz J., Schultz A., and Goodrich M.. [Common Metrics for Human-Robot Interaction](#). In *Proceedings of the 2006 Human-Robot Interaction Conference*. Salt Lake City, Utah, March 2-4, 2006.
- [Yanco02] Yanco, H., and Drury, J., A taxonomy for human-robot interaction. In *Proc. AAI Fall Symposium on Human-Robot Interaction*, (2002), 111-119.
- [Yanco04] H. A. Yanco, J. L. Drury. Classifying Human-Robot Interaction: An Updated Taxonomy. *IEEE Conference on Systems, Man and Cybernetics*, (2004).

Reconnaissance d'objets et ontologie associée pour la manipulation d'objets pour la robotique d'assistance

Hélène Vorobieva⁺⁺, Christophe Leroux⁺, Patrick Hède⁺⁺, Mariette Soury⁺

⁺CEA, LIST, Interactive Robotics Laboratory,

⁺⁺CEA, LIST, Vision and Content Engineering Laboratory,

18 route du Panorama, BP6, FONTENAY AUX ROSES, F-92265 France ;

prénom.nom@cea.fr

Résumé : Cet article présente l'avancée des travaux sur l'assistance aux personnes en perte d'autonomie du laboratoire de robotique interactive du CEA LIST. Disposant déjà d'une méthode de manipulation et de saisie automatiques d'objets s'appuyant sur un asservissement visuel, nous avons remarqué qu'une telle saisie est trop stéréotypée pour attraper correctement des objets aux géométries complexes et privilégier des usages particuliers à l'objet manipulé. Dans ce document nous présentons donc une nouvelle étude permettant d'adapter la saisie et l'usage à un objet désigné par l'utilisateur. Notre approche s'appuie sur la reconnaissance d'objets par vision 2D et sur la conception d'une ontologie afin de représenter les connaissances sur la manipulation en robotique. Cette reconnaissance a été implémentée de manière à créer un Web Service. La méthode que nous proposons s'appuie sur la vision passive et se passe de l'utilisation d'un modèle géométrique pour la saisie des objets.

Mots clés : robotique cognitive, robot d'assistance, manipulation, saisie, handicap, tétraplégie, personne âgée, perte d'autonomie, reconnaissance d'objets, ontologie, web service, DPWS, interopérabilité

I. INTRODUCTION

Les personnes en perte d'autonomie (personnes handicapées, âgées) ayant besoin d'assistance au quotidien ont généralement recours à des auxiliaires de vie. Néanmoins, certaines tâches simples et fréquentes pourraient être confiées à un robot d'assistance pour garantir plus de liberté et d'autonomie à ces personnes. Parmi ces tâches figurent la saisie et la manipulation d'objets de tous les jours. S'il existe différentes méthodes pour la saisie des objets, il est rare qu'elle ne soit pas stéréotypée et qu'une utilisation postérieure de cet objet soit privilégiée et adaptée à l'utilisateur.

A. Systèmes existants, état de l'art

Il existe différentes méthodes de saisie pour l'assistance aux personnes en perte de mobilité :

Saisie avec la connaissance de la pose de l'objet ou environnement maîtrisé : C'est le cas par exemple des stations fixes constituant une aide pour le poste de travail où la position de chaque objet est connue a priori (projets RAID [1], DEVAR [2] et Master [3]). Au lieu de connaître la pose de l'objet on peut également équiper l'environnement de dispositifs intelligents. C'est le cas du procédé de l'université de Brême [4] qui consiste à utiliser des tables intelligentes. Ces tables tactiles, revêtues d'une sorte de peau artificielle, permettent de localiser un ou plusieurs objets de plus de 5 grammes posés dessus. Connaissant la position de la table par rapport au robot, on peut alors connaître la position de l'objet et déclencher une saisie. Néanmoins ces méthodes nécessitent un environnement parfaitement maîtrisé et équipé ce qui peut être coûteux et reste en pratique difficilement généralisable.

Saisie avec utilisation de modèle géométrique 3D : Pour cela, il faut avant toute chose disposer d'un modèle 3D de l'objet à saisir. Pendant les opérations de saisie, il s'agit alors de mettre en correspondance une information fournie par un ou plusieurs capteurs avec le modèle préétabli pour estimer la pose des objets lors de la phase de recalage [12]. Des palpeurs, des caméras ou des capteurs 3D peuvent alors être utilisés. Une fois que l'on dispose de la pose de l'objet on peut en déduire le mouvement du bras du robot et saisir l'objet. Cette méthode est par exemple utilisée dans le projet CARE-OBOT [5]. L'élaboration d'un tel modèle ainsi que le recalage des informations lors de la saisie peuvent se révéler compliqués, notamment à cause de la présence de régions concaves et convexes de l'objet.

Saisie sans modèle ni marquage de l'objet : L'utilisateur peut sélectionner un objet par exemple via une interface graphique en le délimitant par un rectangle comme dans la méthode dont nous disposions précédemment [6] [7] ou avec l'aide d'un pointeur laser pour le robot d'assistance EL-E du Georgia Institute of Technology [14]. Ces méthodes ne permettent néanmoins pas d'adapter la stratégie de saisie et l'utilisation à l'objet.

B. Contributions

Lorsque l'objet est complètement inconnu, on ne peut privilégier d'usage particulier. Avec un environnement parfaitement maîtrisé on perd de la liberté d'action avec le robot. Un modèle géométrique 3D, même partiel, reste difficile à mettre en œuvre.

Ces méthodes ne permettent pas de mise en place simple de différenciation des objets vis-à-vis des usages lors de leur saisie et de leur manipulation.

Cependant on désirerait par exemple pouvoir demander au robot d'aller chercher à boire en supposant que la boisson est contenue dans une tasse. Le robot doit alors reconnaître la tasse parmi d'autres objets, la saisir de manière stable (par exemple par le côté opposé à l'anse) et associer à la tasse l'action de donner à boire.

La méthode que nous proposons ne nécessite pas de modèle géométrique 3D. Le modèle d'un objet est un ensemble d'images 2D de ce dernier. L'acquisition de ces images ne nécessite pas de compétences techniques particulières comme cela pourrait être le cas lorsque l'on désire élaborer un modèle 3D en vue d'un recalage pour l'estimation de la pose d'un objet. La méthode utilisée ne nécessite pas d'avoir les objets dans le champ de vision de l'opérateur comme c'est le cas si l'on utilise un pointeur laser pour la désignation de l'objet.

Ainsi, nous effectuons une reconnaissance s'appuyant sur l'indexation d'images qui va de plus nous permettre d'estimer l'angle ou le point de vue de l'objet par rapport à la prise de vue et donc par rapport à la position du bras du robot. Ensuite, une stratégie de saisie est associée à l'objet via une ontologie. En plus des informations sur la stratégie d'approche de l'objet à saisir, cette ontologie contient des informations sur l'usage et le type des objets. Les objets non reconnus peuvent toujours être saisis par la méthode dont nous disposions précédemment [6] [7].

Pour cette méthode nous avons développé un Web Service de reconnaissance s'appuyant sur le standard DPWS [11] afin de garantir l'interopérabilité avec les services offerts par les partenaires du projet ITEA MIDAS dans le cadre duquel se situe cette étude. L'objectif de ce projet européen est la conception d'une interface multimodale pour l'assistance aux personnes en perte d'autonomie à domicile ou en situation de conduite. Les principaux partenaires sont FRANCE TELECOM R&D, le LIFL-CNRS, ROBOSOFT, TELEFONICA, et le CHU de GRENOBLE pour les validations cliniques.

Dans la suite de ce document nous allons présenter notre mise en place de cette reconnaissance sur le robot et l'interopérabilité que permet ce type de fonctionnement.

Puis nous présenterons plus en détail la manière d'effectuer la reconnaissance. Enfin nous aborderons l'ontologie de manipulation en robotique que notre reconnaissance nous a permis de créer.

II. MISE EN PLACE SUR LE ROBOT ET INTEROPERABILITE

A. Le robot

Cette étude se situe dans le cadre du projet européen ITEA MIDAS pour l'assistance aux personnes en perte d'autonomie. Notre équipe intervient au niveau de l'assistance à domicile. Le robot SAM [6] que nous développons (Fig.1) doit pouvoir stimuler physiquement et aider ces personnes dans leurs tâches quotidiennes. Cela passe par la compréhension de l'environnement et l'automatisation maximale dans les actions à accomplir. La saisie et la manipulation d'objets divers et éventuellement situés dans une autre pièce que l'utilisateur deviennent donc primordiales. Néanmoins le matériel utilisé sur le robot doit être de coût modéré et simple de fonctionnement. Dans notre méthode, il s'agit d'une pince équipée d'une caméra stéréo (pour l'asservissement visuel), de capteurs de pression et d'une barrière optique (Fig.2).

Une interface intuitive (Fig.3 et 4) permet à l'utilisateur d'envoyer le robot dans une pièce, en suivant son parcours à l'aide d'une caméra panoramique, puis de



Fig.1 : Le robot d'assistance SAM

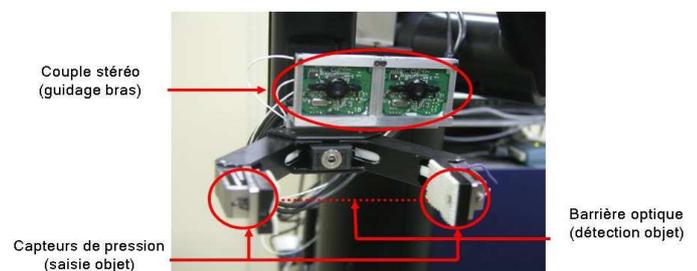


Fig.2 : La pince utilisée pour la saisie



Fig.3 : IHM en mode « plan » pendant le déplacement du robot

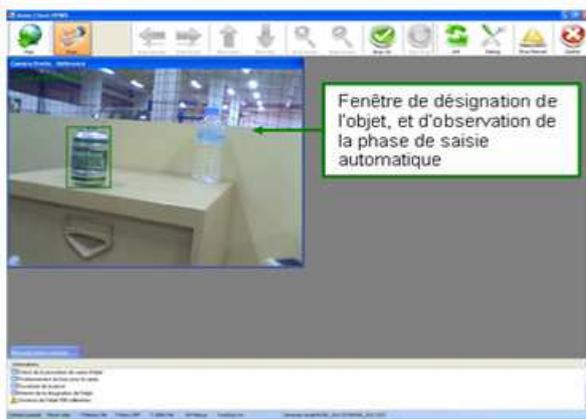


Fig.4 : IHM en mode « prise » pour sélectionner et saisir un objet

désigner un objet en deux clics souris (ou avec tout autre dispositif équivalent). Cette interface a été testée lors d'évaluations cliniques [10] qui rapportent son efficacité, sa facilité d'utilisation et la satisfaction des utilisateurs handicapés envers ce mode de pilotage.

Avec notre nouvelle approche, lorsque l'utilisateur choisit d'envoyer SAM dans une autre pièce pour rapporter un objet, si cet objet est connu, la contrainte de la prise stable de l'objet est levée. Sinon on peut toujours effectuer une saisie classique (Fig.5).

B. Interopérabilité

Le programme de reconnaissance d'objets développé a été conçu sous la forme d'un Web Service, en architecture client serveur. L'utilisateur sélectionne une image via le client qui la transmet sur le réseau, le serveur la réceptionne, y applique son analyse et en retransmet le résultat sur le réseau à destination du client.

Cette méthode permet une interopérabilité facilitée avec d'autres programmes ou équipements de domotique, qui n'ont pas besoin d'intégrer l'ensemble du code de reconnaissance, mais simplement de développer un client qui interrogera le serveur, sur lequel s'effectue la

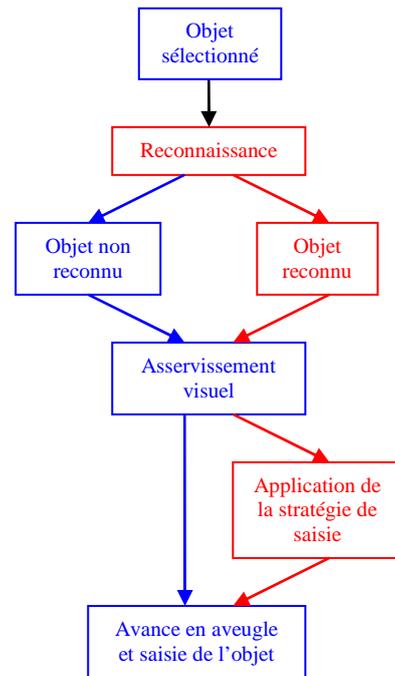


Fig.5 : Saisie de l'objet. En bleu la saisie classique, en rouge la saisie avec objet reconnu.

correspondance entre image et connaissances. Ainsi cette fonctionnalité peut être utilisée dans d'autres aspects de l'assistance à domicile ou de la situation de conduite.

Pour la réalisation de ce Web Service, nous nous sommes appuyés sur l'architecture DPWS [11] (Device Profile for Web Services), un protocole de communication basé sur SOAP-XML qui permet de faciliter les échanges entre les différents services connectés sur un même réseau. L'un des avantages de cette technologie est qu'elle permet le "plug and play" des différents services, qui deviennent accessibles depuis le réseau immédiatement après la connexion. Un autre avantage est qu'il existe une implémentation de DPWS en C++, mais aussi en Java, ce qui permet à des programmes écrits dans des langages potentiellement différents de communiquer de façon transparente.

Ce Web Service s'ajoute à ceux déjà développés pour la communication des équipements robotiques (mobile, bras, interface cliente manipulée par l'utilisateur) [6].

III. LA RECONNAISSANCE D'OBJETS

La reconnaissance des objets est constituée de deux étapes : la phase d'apprentissage et la phase de reconnaissance proprement dite.

A. Phase d'apprentissage

Lors de l'apprentissage d'un objet, un certain nombre de photos correspondant à des angles de vue différents autour de l'objet, sont prises (Fig.6). Pour chaque photo,

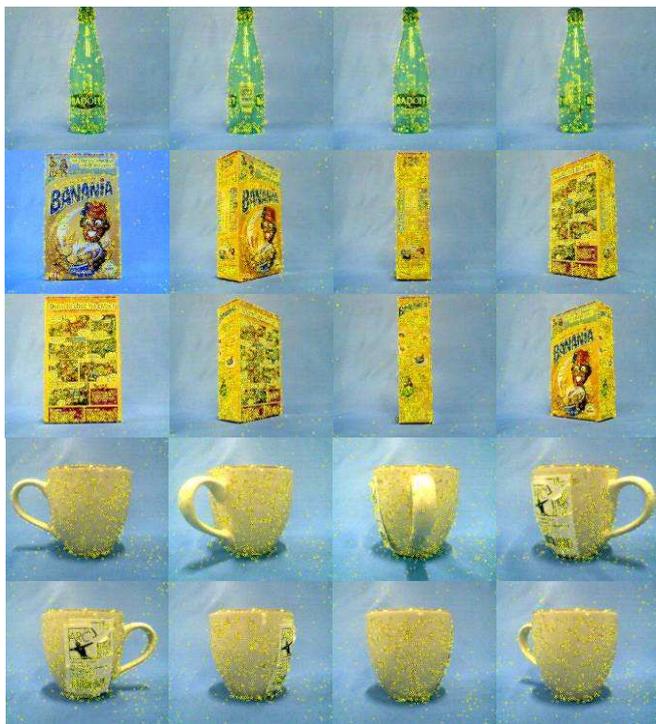


Fig.6 : Différentes prises de vue sur quelques objets contenus dans la base de données et points d'intérêt extraits. En haut une bouteille plastique, au centre une boîte de chocolat en poudre et en bas une tasse.

on extrait les points d'intérêt avec l'aide du logiciel ViPR de Evolution Robotics [8] qui s'appuie sur la méthode SIFT [9]. Chaque point d'intérêt est décrit par un vecteur représentatif de la région locale qui l'entoure. Un point de vue donné sur un objet sera donc représenté par un vecteur de coordonnées de ces points d'intérêt ainsi que de la texture leur correspondant.

Pour chacune de ces prises de vues on associe un nom contenant l'intitulé de l'objet et l'angle de prise de vue pour une utilisation dans l'ontologie qu'on précisera.

La création d'une telle base de données est facile à mettre en place et ne nécessite pas de compétences particulières. En effet, les images, simples photos 2D, peuvent être obtenues en posant l'objet sur un plateau tournant et en faisant des acquisitions d'images avec une caméra fixée à quelques dizaines de centimètres de l'objet, le fond des images étant uni afin qu'il ne contienne quasiment pas de points d'intérêt. Le déclenchement des acquisitions peut être effectué de différentes manières. En particulier :

- L'opérateur tourne manuellement le plateau d'un angle régulier et déclenche les acquisitions pour obtenir la série d'images.
- Le plateau est motorisé et asservi et tourne à une faible vitesse constante. Les acquisitions d'images sont

déclenchées automatiquement à des angles de prise de vue réguliers.

De nouveaux objets de la vie quotidienne de l'utilisateur peuvent ainsi être facilement appris et compléter la base de données.

B. Phase de reconnaissance

Lors de la reconnaissance, les points d'intérêts sont extraits de l'image de la même manière que pour l'apprentissage et leurs vecteurs caractéristiques sont comparés à ceux contenus dans l'ensemble des images de la base de données. Lorsqu'un objet potentiel est repéré, ViPR procède à un affinement afin de trouver une transformation affine approximative entre l'objet appris et l'objet reconnu [8]. Dans une même image plusieurs objets peuvent être reconnus, dont des objets partiellement occultés, du moment que le nombre de points d'intérêt est suffisant (à partir de 4 points d'intérêt) (Fig.7). De plus, cette reconnaissance est robuste aux variations d'intensité lumineuse, elle peut donc être utilisée dans des pièces peu ou non uniformément éclairées.

Pour procéder à une reconnaissance il faut tout d'abord charger la base de données sur laquelle on veut l'effectuer. Cette opération est à faire une seule fois avant la première reconnaissance. Pour exemple, en utilisant le Web Service que nous avons créé, un chargement d'une base de données correspondant à 72 images sur un PC Intel Core 2 CPU 2,66 GHz 3,50 Go de RAM, prend en moyenne 15,5 secondes. Ensuite on peut demander au Web Service de reconnaître les objets se situant dans une image ce qui s'effectue en moyenne en 450 millisecondes.

La reconnaissance de l'ensemble des objets de la scène peut être utile par exemple dans le cas d'une recherche autonome du robot d'un objet précis dans



Fig.7 : Points d'intérêt correspondant aux différents objets reconnus : boîte de chocolat en poudre (cercles pleins blancs), boîte de bonbons (cercles vides), poivrière (cercles pleins noirs).

l'environnement ou pour informer une personne mal voyante, qui ne pourrait donc pas se servir d'une interface visuelle, quels sont les objets dans le champ de vision du robot.

La reconnaissance d'un objet précis sélectionné par l'utilisateur est quant à elle nécessaire pour adapter la stratégie de saisie au point de vue sur l'objet.

L'algorithme peut proposer différentes solutions pour les objets reconnus dans un même endroit de l'espace, c'est surtout le cas pour plusieurs vues rapprochées d'un même objet. On choisit donc pour un même endroit de l'espace la solution de plus forte probabilité. Par exemple si dans un endroit localisé de l'image on reconnaît la tasse avec un angle de 0° avec 98% et la tasse à 45° avec 95%, on privilégiera la vue à 0° pour la stratégie de saisie.

C. Expérimentations

Pour vérifier la qualité de la reconnaissance, nous avons procédé à une expérimentation sur 12 objets de la vie quotidienne. Ces objets sont placés à une distance de 30 à 50 cm de la pince, à chaque fois 4 à 8 objets se trouvent dans le champ de vision de la caméra et peuvent être partiellement occultés. Le robot procède alors à la reconnaissance des objets tout en donnant le bon angle de vue pour les objets autres que de géométrie cylindrique (nécessaire pour les stratégies de saisie explicitées dans la partie suivante) (Tab. 1). Le nombre d'objets dans le champ de vision de la caméra n'influe pas sur la qualité de la reconnaissance. On ne détecte aucune fausse reconnaissance (objet non présent dans la scène mais reconnu par le Web Service). La reconnaissance est d'autant meilleure que l'objet contient de points d'intérêts (objets texturés), les occultations diminuant le nombre de points visibles. D'autre part le taux d'erreur de reconnaissance d'un objet avec le mauvais angle de vue est très faible, respectivement de 9% et 15% sans ou avec occultation ; il est principalement dû aux objets parallélépipédiques avec une tranche très fine peu texturée.

Type d'objet	Taux de reconnaissance réussie	
	Sans occultation	Avec occultation
Grand, texturé	90%	66%
Petit, texturé	82%	47%
Grand, peu texturé	57%	29%
Petit, peu texturé	51%	26%

Tab.1 : Taux de reconnaissance réussie avec le bon angle de vue si nécessaire pour différents types d'objets.

IV. L'ONTOLOGIE

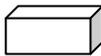
Une ontologie en informatique représente un vocabulaire commun utilisé pour modéliser des connaissances : les objets et concepts d'un domaine ainsi que les relations qui existent entre eux. Elle permet de cacher les données brutes bas niveau par une couche évoluée qui se rapproche d'une représentation plus sémantique [13].

Pour savoir quelle stratégie de saisie ou de manipulation adopter vis-à-vis d'un objet, on crée une ontologie sur la manipulation en robotique.

Cette ontologie va comprendre les stratégies de saisie adaptées à chaque image ou à chaque groupe d'images de la base de données en fonction du point de vue sur l'objet et de sa structure géométrique (Tab.2).

Ces stratégies comportent en particulier les déplacements à effectuer pour positionner le préhenseur en position adaptée pour la prise de l'objet selon la morphologie de l'objet et du préhenseur (Fig. 8 et 9). Une fois cette position atteinte, le bras n'aura plus qu'à aller tout droit en aveugle jusqu'à ce que l'objet soit entre les mors de la pince. Ces déplacements seront effectués après un asservissement visuel comme dans [6] afin d'être toujours à distance définie de l'objet avant de commencer un déplacement prévu par la stratégie.

L'ontologie peut contenir également des informations sur les efforts à appliquer pour saisir correctement cet objet. D'autres informations utiles pour des usages des objets peuvent être entrés dans l'ontologie, par exemple on peut associer l'action de boire à des récipients de boissons (tasse, canette), le concept de petit déjeuner à des boîtes de céréales et au café, l'endroit salle de bain au dentifrice (endroit probable où doit se trouver l'objet en question). Cette information de lieu pourra notamment

Numéro de la stratégie	Géométrie de l'objet	Objets possibles	Angle, point de vue
1		Canette, bouteille, gobelet	indifférent
2		Boîte de médicaments, boîte de céréales	0° ou 180°
3			45° ou 225°
4		Tasse	0°
5			45°
6			90°

Tab.2 : Exemples de regroupements pour les stratégies de saisie



Fig.8 : Exemple de stratégie de saisie : boîte vue avec un angle de 90°, la pince va tout droit



Fig.9 : Exemple de stratégie de saisie : boîte vue avec un angle de 45°, déplacement du bras à gauche et modification de l'orientation de la pince avant d'aller tout droit

être utilisée pour une recherche privilégiée d'un objet : par exemple commencer par chercher dans la cuisine si l'on souhaite trouver une cannette.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cet article a présenté une nouvelle étude sur l'assistance à la saisie et à la manipulation d'objets. Une reconnaissance 2D d'objets permet d'adapter la démarche à suivre (geste, effort de serrage) pour saisir et manipuler correctement un objet sans pour autant empêcher une prise d'objets inconnus. Cette méthode s'appuie sur la vision et n'utilise pas de modèle géométrique de l'objet tout en étant robuste. L'apprentissage des objets est facile à mettre en place et ne nécessite pas de compétences particulières, il pourra donc être fait par des non-spécialistes en robotique. On peut reconnaître tous types d'objets du moment qu'ils sont assez texturés. Grâce à la reconnaissance on peut saisir des objets qui ne pouvaient l'être auparavant (ex : boîte de largeur plus grande que la pince vue de face). Cette démarche permet d'améliorer la connaissance de l'environnement du robot et de faire un pas de plus vers la manipulation intelligente et autonome des objets.

Nous travaillons actuellement sur des simplifications et une automatisation encore plus poussées pour la phase de saisie et sur l'élaboration de nouveaux scénarios d'assistance. Une scénarisation dynamique (génération automatique de plan d'actions) nous permettra bientôt de définir des scénarios individualisés pouvant être facilement construits par des non spécialistes en robotique ou informatique (par exemple par des médecins ou des rééducateurs). Des évaluations cliniques de la méthode de saisie présentée sont prévues dans le cadre du projet ITEA MIDAS.

VI. BIBLIOGRAPHIE

- [1] J. Dallaway, S. Robin. "Raid - a vocational robotic workstation", *IEEE ICORR, Keel, RU*, 1992.
- [2] H. Van der Loos. Va/stanford rehabilitation robotics research and development program: "Lessons learned in the application of robotics technology to the field of rehabilitation", *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 3:46–55, Mars 1995.
- [3] M. Busnel, R. Cammoun, F. Coulon-Lauture, J. Détriché, G. Le Claire, and B. Lesigne. "The robotized workstation "MASTER" for users with tetraplegia: Description and evaluation". *Journ. of Rehabilitation Reseach & Development*, 36(3), Juil. 1999.
- [4] I. Volosyak, O. Ivlev, A. Gräser "Rehabilitation Robot FRIEND II -The General Concept and Current Implementation", *Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics* June 28 - July 1, 2005, Chicago, IL, USA
- [5] B. Graf, M. Hans, R. Schraft, "Care-o-bot II-development of a next generation robotic home assistant", *Auton. Robots*, 16(2) :193–205, Mars 2004.
- [6] A. Remazeilles , C. Leroux, G. Chalubert, "SAM : un majordome au service des personnes à mobilité réduite - description de la fonction de saisie à distance", *5e Conférence HANDICAP - 2008*, 10/06/2008-12/06/2008, Paris, France
- [7] A. Remazeilles, C. Leroux , G. Chalubert, " SAM: a robotic butler for handicapped people", *17th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN - 2008)*, 01/08/2008-03/08/2008, Munich, Allemagne
- [8] N. Karlsson, M. E. Munich, L. Goncalves, J. Ostrowski, E. Di Bernardo, and P. Pirjanian, "Core technologies for service robotics", *In Proc. of Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, October 2004.
- [9] D. Lowe, "Object recognition from local scaleinvariant features," *International Conference on Computer Vision, Corfu, Greece* (September 1999), pp. 1150–1157.
- [10] C. Leroux, et al., "Interface intelligente pour la saisie d'objets", *4^{ème} conférence « Nouvelles technologies au service de l'homme » Handicap 2006*, Paris, 132-137
- [11] F. Jammes, A. Mensch, and H. Smit. "Service-oriented device communications using the devices profile for web services", *In AINA Work.*, pages 947–955, Washington, USA, May 2007.
- [12] S. Bourgeois, S. Naudet-Collette, and M. Dhome, "Recalage d'un modèle CAO à partir de descripteurs locaux de contours", *actes du Congrès AFRIF-AFIA Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle, RFIA*, Tours, France, janvier 2006
- [13] T. Gruber, "Ontology", *Encyclopedia of Database Systems*, Ling Liu and M. Tamer Özsu (Eds.), Springer-Verlag, 2009.
- [14] A. Jain, C. Kemp, "EL-E: An Assistive Mobile Manipulator that Autonomously Fetches Objects from Flat Surfaces", *Autonomous Robots*, Special Issue, 2009.

Session 4 : Rééducation, stimulation, intégration scolaire

Présidents de session : Jack SAGOT, Hela DAASSI

Organisation des données dans un observatoire multilingue en langues écrites et signées.¹

Bruno Mascret¹, Cédric Moreau²

¹Laboratoire d'InfoRmatique en Image et Système d'information (LIRIS) - UMR 5205

Équipe Silex (Supporting Interactions and Learning by Experience)

Université Claude Bernard Lyon 1

bruno.mascret@liris.cnrs.fr

²INS HEA : 58, 60 av des Landes 92150 Suresnes.

²UMR 7023 : Université Paris 8, 2 rue de la Liberté, 93200 Saint-Denis France

cedric.moreau@inshea.fr

Résumé : En France, l'Académie française a pour mission de défendre la langue française et d'en faire un patrimoine commun à tous les Français et à tous ceux qui pratiquent cette langue. Jusqu'à ce jour la langue des signes française n'a pas bénéficié d'un tel appui.

Aujourd'hui pour faire face à cette situation, un outil de référence a vu le jour avec le soutien du Ministère de l'Éducation nationale et de la Délégation générale à la langue française et aux langues de France. Le projet « OCELLES » est un site internet collaboratif bilingue français / LSF qui a pour vocation de proposer, au minimum, pour un concept donné : sa définition et ses signifiants (dans les deux langues), dans tous les champs de la connaissance. Tous les contenus déposés sur ce site (texte, image, vidéo, présentation, ...) par les utilisateurs sont ensuite validés par des experts tant sur le fond que sur la forme ou refusés avec justification.

Compte tenu des disparités géographiques ou sociologiques, pour un même concept, plusieurs signes peuvent être proposés par les utilisateurs et retenus par les experts. Le projet n'a pas vocation à choisir le « signe idéal » mais à soumettre l'ensemble des propositions aux utilisateurs identifiés qui indiquent s'ils les ont ou non rencontrés et dans quel(s) contexte(s). Une série d'informations est ainsi recueillie pour chaque signe et peut être croisée avec les profils des utilisateurs. Plateforme d'échanges, ce site sert ainsi d'observatoire linguistique.

L'une des principales problématiques de l'organisation des données a été d'arriver à concilier les différents points de vue et usages des utilisateurs, L'objectif de cette plateforme n'étant pas d'offrir un

simple dictionnaire mais un réseau d'ontologies. L'autre problématique réside dans l'impossibilité de rester sur un modèle figé d'organisation, le site étant amené à évoluer et à s'enrichir à la fois par l'ajout de nouveaux concepts, mais aussi par la prise en compte de nouveaux descripteurs ou de nouvelles fonctionnalités (illustration, homonymies, antonymies, etc.)

Après une brève description des objectifs de la plateforme, nous présentons dans cet article cette organisation particulière de données, qui permet par exemple l'utilisation de plusieurs classifications. Nous illustrons l'intérêt de cette approche en critiquant l'utilisation de la classification de Dewey, que nous avons dans un premier temps implémentée malgré ses limites (accès difficile à un concept précis, organisation peu intuitive, concepts récents ou spécifiques à la LSF non référençables, etc.). Nous proposons ensuite de la remplacer par des classifications réalisées directement par les utilisateurs, motivées par leurs attentes et leurs besoins. L'arborescence se construit alors au fur à mesure sous le contrôle des experts de chaque domaine.

Chaque contenu est ainsi accompagné de descripteurs et de classificateurs qui lui permettent de jouer différents rôles en fonction du contexte dans lequel il se trouve. Ainsi un contenu peut à la fois être un concept, un thème ou un sous-thème de classification, ou encore une illustration : c'est le contexte d'utilisation qui mobilise les contenus dont il a besoin en fonction de leurs descripteurs et de leurs classificateurs.

¹Avec le soutien du Ministère de l'Éducation nationale et de la Délégation générale à la langue française et aux langues de France

Nous terminons l'article en mettant en évidence la grande capacité d'évolution de la plateforme, en présentant nos travaux actuels pour l'intégration de recherches directes en LSF via les descripteurs de configuration spatiale. Nous montrons également que cette organisation des données permet un portage facile vers les langues des signes d'autres pays.

Mots clés : Langue des signes française, LSF, langues écrites, langues signées, expressions lexicales, classification dynamique, sourd, site internet collaboratif, concept, ontologie, expert.

I. PREAMBULE

En France, selon le rapport Gillot [1], 80% des sourds profonds sont illettrés et seuls 5% d'entre eux accèdent à l'enseignement supérieur. Dalle 2003 [2] mentionne également que « l'illettrisme ou la maîtrise insuffisante du français écrit, l'absence de diplôme ou de qualification et enfin les difficultés de communication ont de fortes répercussions sur l'insertion sociale et professionnelle des adultes sourds ».

La loi française du 11 février 2005 impose à chaque école d'accueillir tous les enfants relevant de son secteur de recrutement, et décide de rendre accessible tous les sites Internet publics. Dans ce contexte, de nouveaux besoins apparaissent et la création d'un diplôme d'état, prévue pour 2010 pour les enseignants de LSF, accélère la demande de documents pédagogiques bilingues adaptés.

Comme le Français, la Langue des Signes Française (LSF) compte des disparités régionales de vocabulaire et s'enrichit spontanément de termes inédits, à l'initiative des locuteurs qui créent des signes pour nommer des concepts nouveaux et/ou spécifiques à un champ de connaissances. Ce phénomène s'accroît au fur à mesure que les sourds accèdent aux milieux étudiants ou professionnels qui leur étaient autrefois fermés. Comme le souligne Belfais-Duquesne [3], chaque concept, une fois nommé, peut servir à définir des propriétés caractéristiques d'un autre concept, plus abstrait, et participer à la construction d'un réseau de connaissances. La nominalisation des propriétés caractéristiques du concept, permet à ce dernier de changer de statut pour d'implicite devenir explicite et participer à la construction d'un langage rigoureux.

II. LE PROJET « OCELLES »

Il n'existe à ce jour aucun outil en France ou à l'étranger comparable à « OCELLES ».

Une grande majorité des sites internet existants ne proposent qu'un lexique de signes sans leur définition et

aucun n'offre une ouverture sur les concepts associés et leur réseau d'ontologies.

Peu de sites proposent un fonctionnement collaboratif mais aucun ne se positionne en tant qu'observatoire de référence des signes existants ou émergents.

C'est dans ce contexte que l'Institut National Supérieur de la formation et de la recherche pour l'éducation des jeunes Handicapés et les Enseignements Adaptés (INS HEA), sous l'égide et avec l'aide de la Délégation générale à la langue française et aux langues de France (DGLFLF) et du ministère de l'Éducation nationale, propose le projet « OCELLES », dont l'acronyme se décline en « Observatoire des Concepts et Expressions Lexicales en Langues Ecrites et Signées ».

Ce projet repose essentiellement sur un site internet collaboratif bilingue français/LSF dont la vocation est de proposer au minimum, pour un concept donné sa définition et ses signifiants (dans les deux langues), dans tous les champs de la connaissance. Tous les contenus (texte, image, vidéo, présentation, ...) déposés sur ce site par les utilisateurs sont ensuite validés par des experts tant sur le fond que sur la forme ou refusés avec justification.

A. Gestion des utilisateurs et des droits

Le site sous licence GPL [4] est ouvert à tous les d'internautes avec pour chacun la possibilité d'accéder à un statut différent :

- **les visiteurs** accèdent au site et à son contenu public.
- **les utilisateurs**, issus du rang de visiteur accèdent à ce statut en s'enregistrant puis en répondant au questionnaire qui permet d'établir leur profil. Les indications apportées sur leur parcours scolaire et professionnel, la ou les langues utilisées par chacun d'eux au sein de leur cellule familiale, sociale ou associative serviront ultérieurement de facteurs pondérateurs à leurs réponses aux questions concernant les signes. Les utilisateurs accèdent automatiquement au rang de rédacteurs sur simple demande et pourront également, à terme, choisir parmi les interfaces disponibles en fonction de leurs besoins spécifiques.
- **les rédacteurs** issus du rang d'utilisateur, après avoir accepté les conditions de publication du portail ont la possibilité de proposer aux experts des contenus et de nouveaux concepts assortis ou non d'une classification. Ils peuvent également ajouter une vidéo d'interprétation à une zone de texte dont ils ne sont pas les auteurs et réciproquement.
- **les experts**, issus du rang de rédacteur décident de la validité des contenus déposés par les rédacteurs. Dans le cas où la proposition ne convient pas, une explication est systématiquement apportée au rédacteur. Le site utilise

les compétences d'experts de chaque champ conceptuel proposé, mais également d'experts de la langue des contenus déposés.

- **l'administrateur**, est expert sur l'ensemble des domaines du site, mais son rôle essentiel est de gérer le portail sans participer aux expertises ou aux publications.

Il est important de préciser que les statuts de rédacteurs et d'experts ne sont pas attribués pour l'ensemble des contenus, mais limités au domaine de compétence de l'utilisateur : on peut être expert en mathématique et en physique, rédacteur en philosophie et simple utilisateur dans les autres domaines.

Cette gestion fine des droits d'utilisation devrait permettre un usage plus démocratique et communautaire du site, la hiérarchie dépendant uniquement du thème abordé.

B. Les concepts

Une page dynamique propose pour un concept donné, sa définition, une traduction en langue écrite (le français par exemple) accompagnée d'un ou plusieurs signes dans la langue signée (en LSF par exemple).

Compte-tenu des disparités géographiques ou sociologiques, plusieurs signes peuvent être proposés pour un même concept. Le projet n'a pas vocation à choisir le « signe idéal » mais à soumettre l'ensemble des propositions aux utilisateurs.

La rédaction des définitions répond à certaines règles d'écriture.

Une définition en langue écrite :

- doit donner le sens du concept et ses propriétés essentielles.
- doit être précise.
- doit commencer par un mot ou groupe de mots, de sens plus général que le mot à définir.
- doit pouvoir remplacer le mot inconnu, dans une phrase.
- ne doit pas intégrer d'autres définitions.
- ne doit pas contenir un mot de la famille du terme défini.
- ne doit pas être circulaire.

Les illustrations, exemples, remarques, commentaires (pédagogiques, linguistiques, ...) nuances, usages régionaux, connotations, ... ne font pas partie de la définition mais viennent en complément.

Une définition signée :

- ne doit contenir aucun code ou appellation régionale.
- Les signes locaux ont toutefois leur place pour désigner un concept.
- doit éviter d'utiliser des néologismes.
 - doit être ponctuée afin d'en permettre un séquençage.

Le débit de signation est adapté à un public d'apprenants, entendants ou sourds.

L'objectif de cette plateforme n'est pas d'offrir un simple dictionnaire mais un réseau d'ontologies : des liens associatifs entre concepts existent (exemple le concept « thèse », renvoie à « argumentation »...) sous les formes « voir aussi », concepts proches, opposés, contraires. Les capacités associatives d'« OCELLES » ne sont pas figées et d'autres types d'associations peuvent facilement être pris en compte.



Fig.1 : Copie d'écran d'une « page concept ».

C. Les signes

Chaque proposition de signe dispose de sa propre page, qui permet d'ajouter des remarques épistémologiques, linguistiques, des exemples en contexte et d'autres descripteurs.

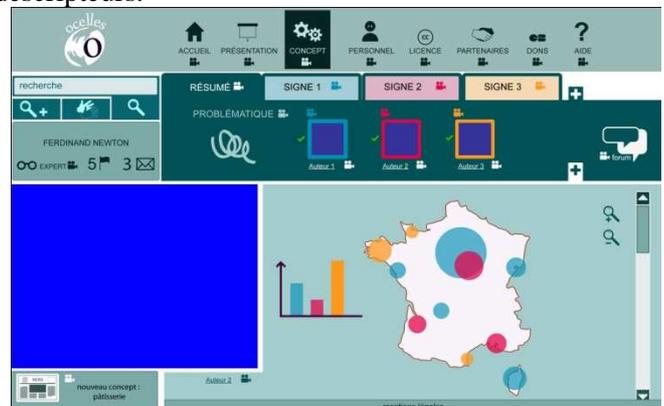


Fig.2 : Copie d'écran d'une « page résumé ».

Les utilisateurs sont invités à répondre à des questions fermées sur :

- le ou les contexte(s) d'utilisation (en classe, au travail, ...) de chaque signe entré ;
- les caractéristiques du signe (réalisé à une ou deux mains, formé à partir d'un transfert [5] de forme, situationnel, personnel, ses configurations, ses emplacements, son mouvement, la mimique faciale, ...).

D. *Résumé des propositions*

Pour un concept donné les résultats recueillis pour chaque signe sont résumés sur une page. Ces résultats peuvent être croisés avec les profils des utilisateurs, ce qui permet notamment de connaître chaque localisation géographique et le nombre de réponses associées.

Plateforme d'échanges, ce site sert ainsi d'observatoire linguistique dans une approche synchronique.

III. MODELE D'ORGANISATION

A *Limite d'une classification figée*

La première classification utilisée dans notre projet fut celle décimale de Dewey (CDD) utilisée dans les bibliothèques. En effet, ce système développé par Melvil Dewey en 1876 [6] a l'avantage d'exister et de permettre de classer l'ensemble du savoir humain.

Les tests utilisateurs composés d'un public mixte sourds/entendants ont rapidement mis en avant les difficultés pressenties. La CDD répartit les ouvrages en dix classes générales. Chacune d'elles est divisée en dix divisions, elles mêmes divisées en dix subdivisions et ainsi de suite. Une recherche de concept à travers cette arborescence impose donc :

- de connaître les thèmes et les sous-thèmes contenant le concept souhaité ;

- de ne pas commettre d'erreur à chaque nœud de l'arborescence sur le choix de chaque sous-thème : avec cette approche peu intuitive, un concept de « bas niveau » se situe loin dans l'arborescence et nécessite la connaissance de concepts de « haut niveau ».

La LSF, quant à elle, est un système linguistique qui allie un aspect catégoriel inhérent à la structure de son vocabulaire. Selon les travaux de C. Courtin [7] l'utilisation de la LSF chez les enfants sourds nés de parents sourds et signeurs, amène à de meilleures performances de catégorisations que chez des enfants entendants ou sourds oralisants. Ce phénomène s'applique pour les catégorisations qui respectent la complexité du monde réel en utilisant des prototypes ou des schémas (type écologique [8]). Ainsi, pour énoncer un concept de niveau de catégorisation supérieur comme un « être vivant » ou un « mammifère », il est fréquent d'utiliser une suite de signes d'exemples prototypiques de cette catégorie définissant ainsi la classe en extension. Une classification figée et arbitraire pourrait donc perturber les utilisateurs sourds.

D'autre part comment classer des concepts nouveaux directement issus de la langue des signes, tels que « signaire » (ensemble des signes des langues des signes, comme il existe l'ensemble des mots d'une langue

donnée) ou « LS Vidéo » (enregistrements vidéos de LSF formalisée en vue d'une communication différée) dans une classification figée construite à partir d'une langue écrite ?

B *Classification dynamique*

L'une des principales problématiques de l'organisation des données a été d'arriver à concilier les différents points de vue et usages des utilisateurs. Le portail devait pouvoir évoluer et s'enrichir facilement, par l'ajout de nouveaux concepts, mais aussi par la prise en compte de nouveaux descripteurs ou de nouvelles fonctionnalités (illustrations, homonymies, antonymies, etc.). Il était impossible de rester sur un modèle figé d'organisation.

Nous avons donc opté pour une organisation des données considérant tout élément du site comme contenu sans a priori. En parallèle, une structure associative et dynamique permettant de lier les contenus entre eux en fonction de rôles et de descripteurs pour ce rôle [9] a été mise en place.

Ainsi, un même contenu peut être utilisé plusieurs fois et dans des contextes différents, suivant les associations (rôles et descripteurs) dont il fait partie [10].

Par exemple : dans notre site, un nœud de classification joue un rôle de « thème ». Un thème est également un concept, par exemple « Langage ». Un thème répertorie d'autres thèmes et des concepts. Le thème « Langage » contient le thème « Langue », « pragmatique », De plus, le contenu « Langage » joue également un rôle d'illustration pour le concept « Langue ». Nous avons donc pour un même contenu (« Langage ») plusieurs rôles (thème, concept), et chacun de ces rôles dispose de ses propres descripteurs (illustration du concept, concept associé au thème, etc.).

Pour finir, l'arborescence doit permettre de classer un concept dans plusieurs thèmes sans duplication. Ce problème est rencontré dans les bibliothèques lorsqu'il s'agit de répertorier un ouvrage concernant plusieurs thématiques : un livre sur les sciences au XIX^{ème} siècle en France va également concerner les Sciences et l'Histoire...

C *Discussion sur une classification dynamique à partir des paramètres linguistiques de la LSF.*

Selon Cuxac [5], deux stratégies discursives d'énonciations coexistent en LSF. Le signeur via le canal visuel-gestuel, choisit de dire sans montrer ou bien de dire en montrant. Il peut ainsi « donner à voir » l'expérience en s'appuyant sur la ressemblance maximale – séquence de signes - expérience, ou utiliser le signe standard sans ressemblance avec le référent. S'appuyant sur cette théorie de l'iconicité, notre recherche a pour

hypothèse une hiérarchisation des paramètres linguistiques utilisés dans les signes comme éléments porteurs de sens.

Si ces structures de grande iconicité font intervenir des éléments linguistiques infra-lexicaux, n'appartenant pas au lexique, elles apparaissent très majoritairement dans certaines activités de récit sans pour autant figurer dans aucun dictionnaire de langue des signes. Néanmoins, si l'on considère ces structures comme faisant partie intégrante de cette langue, comment les intégrer à notre site ?

Pour répondre à cette question, deux axes de travail sont envisagés.

Un premier axe consiste à s'interroger sur les structures minimales de réalisation en langue des signes. Les paramètres linguistiques que sont la configuration, le mouvement, l'emplacement [11], l'orientation [12] [13], ...[14], [15] ne peuvent pas être considérés comme tels. En effet, si l'esprit peut les isoler de manière pertinente comme étant des éléments porteurs de sens, pour pouvoir les mettre en activité dans une communication, il faut obligatoirement les réaliser simultanément. Contrairement à ce qui se passe dans les langues vocales, la réalisation d'une forme significative en langue des signes ne peut avoir lieu avec des éléments réalisables isolément non porteurs de sens.

Un échelonnement des structures minimales de réalisation en langue des signes peut être établi sur une échelle de complexité croissante allant du transfert de forme (niveau infra-conceptuel) jusqu'au double transfert (niveau pouvant faire intervenir, plusieurs actants, locatifs ou énoncés), alors que pour le même laps de temps de réalisation, ces différentes structures monopolisent les mêmes paramètres linguistiques.

Un second axe de travail repose sur la dialectique entre syntagme et paradigme. Dans des récits utilisant des structures fortement iconiques, la valeur que prend un élément à un instant donné, subit une sorte de pression syntagmatique, mais pas forcément de la part d'unités qui ont précédé ou qui vont succéder, mais d'unités co-occurentes qui vont également participer à cette forme minimale de réalisation. Néanmoins la simultanéité ne permet pas d'établir qu'il s'agit du paradigme, puisque ces pressions donnent à voir. En langue des signes, les pressions du contexte ne s'exercent pas sur la seule dimension temporelle. La dimension spatiale introduit également des contraintes non plus successives mais simultanées.

A partir de ces axes de travail, les utilisateurs sont interrogés lors de leur première consultation d'une « page signe » sur leurs perceptions et représentations de ces

unités infra-conceptuelles porteuses de sens du signe consulté.

L'objectif n'est pas de recueillir des réponses exactes mais d'obtenir un maximum de réponses identiques. Le classement repose donc sur un consensus des utilisateurs.

Toutefois les experts peuvent imposer un classement et orienter les recherches d'un signe à partir des réponses proposées sans pour autant l'utiliser comme classement final.

A partir de l'ensemble des réponses des utilisateurs, des descripteurs/classificateurs sont affectés à chaque signe en fonction de la synthèse établie à partir d'un nombre dynamique de réponses identiques significatives.

Le modèle de base de données proposé est basé sur la modélisation non pas du contenu à proprement parler mais des interactions qui lui donnent sens. Ce polymorphisme dans l'utilisation des contenus implique une organisation des informations basée non pas sur le contenu lui-même mais sur le rôle qu'on souhaite lui voir jouer, comme expliqué plus haut. Ainsi le contenu « réponse » joue à la fois le rôle de réponse à la question, mais également celui d'élément de classification et d'élément de recherche. A chaque rôle correspond un ou plusieurs descripteurs qui lui sont propres.

Cette approche de classement dynamique des concepts à partir des paramètres linguistiques de la LSF inhérents à chaque signe permet de proposer aux utilisateurs signeurs une entrée directement en LSF sans connaître le signifiant écrit du concept.

Par la suite une classification dynamique pourrait également être basée sur sign writing [16].

IV. BIBLIOGRAPHIE

- [1] <http://cis.gouv.fr/spip.php?article1516>
- [2] P. Dalle, "La place de Langue des Signes dans le milieu institutionnel de l'éducation : enjeux, blocage et évolution", in *Langue française n°137, La Langue des Signes : statuts linguistiques et institutionnels*, Larousse, Paris, 2003
- [3] F. Duquesne-Belfais "Activité et langages dans la conceptualisation mathématique : des apprentissages des élèves sourds à la formation de leurs enseignants", *Thèse de doctorat en Sciences de l'Éducation, Université Lille 1*, 2007
- [4] <http://www.gnu.org/licenses/licenses.fr.html>
- [5] C. Cuxac. "La Langue des Signes Française : les voies de l'iconicité." *Paris : OPHRY*, 2000.
- [6] http://fr.wikipedia.org/wiki/Classification_d_%C3%A9cimale_de_Dewey
- [7] C. Courtin, "Surdité, langue des signes et développement cognitif", *Thèse de doctorat en psychologie, Université Paris V*, 1998.
- [8] J. Bideaud, O. Houde, J.-L. Pedinielli, "L'homme en développement", *Paris, PUF*, 1993.

- [9] .C. Moreau, B. Mascret "Lexique LSF", *3rd Workshop on the Representation and Processing of Sign Languages. 6th International Conference on Language Resources and Evaluation*, LREC 2008
- [10] A. Bénel. "Chapters 5 and 7 in Consultation assistée par ordinateur de la documentation en sciences humaines : considérations épistémologiques, solutions opératoires et applications à l'archéologie", *Ph.d. thesis, Institut National des Sciences Appliquées, LIRIS, Lyon, France*, 2003
- [11] W.C. Stockoe, D.C. Casterline, C.G. Cnroneberg. "A dictionary of American Sign Language", *Washington, D.C. : Gallaudet College Press*, 1965.
- [12] L. Friedman. "On the other hand, new perspectives on american Sign Language", *New York : Academic Press*, 1977.
- [13] S.K Lidell. "American Sign Language Syntax", *The Hague : Mouton Publisher*, 1980.
- [14] B. Moody. "Histoire et Grammaire", tome I. Paris : Ellipses. 1983
- [15] S.-C. Yau. "Création Gestuelle et début du Langage – Création de langues gestuelles chez les sourds isolés", *Hong Kong : Éditions Langages Croisés*, 1992.
- [16] <http://www.signwriting.org/>

Un accompagnement pédagogique virtuel au sein de l'école intégratrice

(En réponse des besoins éducatifs des élèves et des professionnels)

Anéliya Garbacheva
Université de Véliko Tarnovo

Affiliation des auteurs
anelia_gb@yahoo.com; anelia_gb@e-psychoeducation.eu

Petar Velchovski
Université technique de Sofia
velchovski@gmail.com; webmaster@e-psychoeducation.eu

Résumé : Cette étude s'articule autour de différents axes dont les cheminements se croisent sur le champ des TIC. Il s'agit de l'*e-service* pédagogique qui réunit à la fois les élèves, la classe, les professionnels et leur environnement éducatif avec les chercheurs universitaires.

Récemment l'enseignement spécialisé et l'éducation adaptée se sont transformés adoptant auprès des élèves à besoins éducatifs particuliers une prise en charge éducative intégrée et individualisée dans les écoles d'enseignement général.

Cela a nécessité la reconversion des professeurs d'éducation spéciale et générale et la formation de nouvelles compétences professionnelles en termes d'intégration scolaire.

Ces mutations concernaient le développement, la création et l'application de programmes de formations continues pour les enseignants ainsi que l'élaboration et l'application des outils didactiques technologiques. En fonction des besoins des professionnels et de leurs élèves accueillis dans les classes d'intégration des

écoles ordinaires dans les neuf régions de Bulgarie, nous avons essayé de regrouper tous les agents de l'intégration scolaire au cœur d'une communauté «virtuelle».

Mots clés : accompagnement pédagogique, intégration scolaire, élèves à besoins spécifiques, programme de formation des enseignants, enseignant ressource, e-accompagnement pédagogique.

I. PREAMBULE

Le début de l'intégration scolaire est marqué par les nouvelles Lois de l'intégration des personnes handicapées¹ et de l'Education publique qui tendent désormais à une approche individuelle au plus près des besoins des enfants/des élèves². Suite à des changements législatifs nous avons franchi plusieurs étapes afin de construire un

¹ Loi de l'intégration des personnes handicapées, MTPS, 2004

² Loi de l'éducation publique, Décret de l'éducation des enfants et des élèves à besoins spécifiques et/ou des maladies chroniques, du 23.01.2009

modèle mixte d'enseignement universitaire, traditionnel et à distance, en assurant des formations continues destinées aux professionnels qui assurent l'accompagnement pédagogique des élèves à besoins particuliers dans les classes ordinaires.

Au départ, on s'est appuyé sur des changements du paradigme quant à l'approche clinique ou individualisée, en passant par la modification de la conception de fonctionnement³, la participation et les activités de la personne au sein de sa vie quotidienne et de son environnement habituel, pour arriver ensuite à la «création» des nouveaux agents d'enseignement, appelés «les enseignants ou les éducateurs ressource»⁴. En fonction de leurs responsabilités et de leurs activités principales ont été développées trois programmes de formation des professionnels : Un programme classique universitaire de maîtrise; un programme de perfectionnement des enseignants; et un programme réalisé à distance.

La stratégie de ce travail poursuit un seul but : réunir tous les agents de l'école moderne et intégrative dans une communauté pluridisciplinaire qui apporte une réponse à chaque demande éducative.

II. LA SITUATION ACTUELLE

Les cinq années précédentes ont permis de nous appuyer sur plusieurs avancées législatives. Lesquelles, ont par ailleurs impliqué des transformations au niveau des compétences professionnelles de l'ensemble des acteurs de l'intégration scolaire.

Voici quelques chiffres qui décrivent l'accroissement du nombre des élèves handicapés accueillis dans les classes ordinaires.

En 2005-2006 l'expérimentation de l'intégration scolaire a débuté dans une région du pays avec la participation de 95 élèves. Tandis que pour cette année scolaire

l'effectif total atteint 7351 élèves. Il sera désormais possible d'accueillir encore environ 30 % d'élèves supplémentaires. Au démarrage de l'intégration scolaire, il n'y avait que 12 enseignants-ressources, cette année ils sont près de 450.

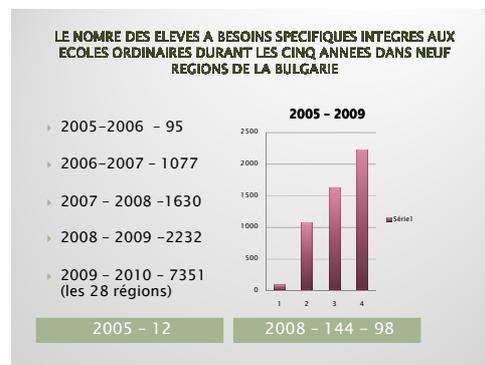


Fig.1 : Le nombre des élèves à besoins spécifiques intégrés aux écoles ordinaires (2005-2010).

Pour nous adapter à la rapidité de ces transformations, une collaboration belgo-bulgare a permis de mettre en place deux programmes de formations continues destinés au secteur pédagogique et médico-social. Le but étant de transformer et d'adapter les compétences des professionnels pour répondre au défi de la structure de la classe intégrative et intégrée au sein de l'école. Le besoin fondamental des agents de l'éducation était de faire connaître, de faire comprendre et surtout de répondre aux besoins éducatifs de chaque élève, sans distinction d'origine sociale, de culture, de religion, de compétences cognitives, émotionnelles ou comportementales mais en tenant compte de ses modes d'apprentissage, de ses capacités, de ses forces et ses faiblesses.

III. CADRE THEORIQUE

Les approches de base pour l'élaboration de programme reposaient sur :

³ CIH-2, Classification internationale du fonctionnement du handicap et de la santé, O.M.S, 2003

⁴ Garbacheva, A, Le paradigme de l'éducation intégrée des enfants à besoins spécifiques, destination : intégration scolaire, 3, 31-42, 2009

- Le constructivisme,⁵ afin de confronter les nouvelles informations aux savoirs et aux habitudes acquises, on a essayé de confronter les enseignants à des situations telles qu'ils répondent aux questions : « qu'est-ce que je fais et quelle information je demande ? »
- La transformation des nouvelles informations en nouvelles compétences. Le défi principal était de modifier l'approche pédagogique de chaque enseignant. Dans le cadre de l'enseignement ordinaire, les enseignants n'étaient ni sensibilisés, ni habitués à une approche clinique. La clef de notre travail répondait aux questions suivantes : Comment apprendre à nos apprenants à voir et à accepter l'élève à besoins spécifiques en fonction de « notre regard » porté pour chaque enfant, sur ses forces, ses compétences, ses intérêts, ses souhaits, ses attentes...Mais également, comment structurer sa vie scolaire pour qu'elle alimente son développement naturel ?
- La visualisation de la pratique : Ce fut un outil didactique qui a stimulé des performances inattendues pour les groupes des apprenants et pour nous-mêmes. La pratique de classe de chacun était enregistrée, puis, en groupe, on discutait chaque détail et on observait ensemble chaque situation et son évolution positive. Nous avons, ensuite entrepris de réaliser le programme d'étude à distance, ce qui a permis d'avoir accès à chaque point du travail. Cette solution de formation innovante nous a conduit à intégrer les outils technologiques pour répondre à la rapidité des changements dans la vie scolaire.
- La formation à distance⁶ pour l'EU repose sur l'utilisation des nouvelles technologies multimédias et de l'Internet afin d'améliorer la qualité de l'enseignement et de l'apprentissage et de faciliter l'accès aux ressources et aux services ainsi que la mutualisation des collaborations à distance. Actuellement l'expérience permet de collecter toutes les informations et toutes les productions des apprenants sur le portail : <http://epsychoeducation.eu> pour assurer une diffusion auprès d'un large public de professionnels, de chercheurs, de parents, d'élèves, d'étudiants des Sciences de l'Education et de la Psychologie.
- L'analyse du processus de l'intégration scolaire et la revue de la documentation internationale sur le sujet a permis de faire émerger les besoins de formation et une liste de compétences nécessaires à l'accompagnement pédagogique des élèves à besoins particuliers dans la classe ordinaire. La formation vise donc à «transformer» l'enseignant ordinaire en un enseignant ressource. Elle s'appuie sur des enquêtes menées auprès des enseignants en exercice et sur leurs choix dans les domaines qu'ils considèrent comme très importants. Le programme est élaboré en fonction des nouvelles responsabilités de notre «enseignant ressource».

IV. ELABORATION DES PROGRAMMES DE MAITRISE ET DE FORMATION CONTINUE

Le point commun des deux programmes réside dans le fait qu'ils sont destinés à la formation des nouveaux enseignants : l'enseignant de la classe intégrative et l'enseignant ressource.

⁵ Deprez, M., Stratégie de formation continue : Destination : intégration scolaire, 8, 91-105, 2009

⁶ http://en.wikipedia.org/wiki/Distance_education

Leur différence se situe dans le public des apprenants : le groupe des étudiants de maîtrise exerce en deuxième cycle d'études universitaires, tandis que le travail du groupe de formation continue a pour objectif le perfectionnement et le développement des compétences dans le cadre de l'enseignement auprès des élèves à besoins spécifiques.

Voici leurs contenus :

Le programme de maîtrise est de 60 « crédits » et il comprend les disciplines suivantes : pédagogie des enfants/élèves à Besoins Spécifiques (BS) ; psychologie des enfants/élèves à BS ; évaluation des enfants/élèves à BS ; aspects médicaux des situations de handicap ; éducation intégrative et intégrée ; travail avec les familles ; développement cognitif des enfants/élèves à BS ; développement de la communication des enfants/élèves à BS ; développement social et jeux d'interactions sociales ; travaux pratiques, stages, mémoire professionnel.

Le programme de formation continue est de 240 heures de cours et de travaux pratiques. En fin d'étude, une vidéo reprend et récapitule les différentes étapes de la formation de chaque professionnel.

Le contenu des deux programmes suit les principes de l'interdisciplinarité et du développement des capacités professionnelles. Il s'appuie sur :

- **La connaissance des informations** scientifiques et novatrices ainsi que les perspectives des produits de la recherche parmi lesquelles on note le nouveau paradigme de la définition des élèves à besoins spécifiques dans lequel les termes de déficience et d'incapacités sont remplacés par ceux de compétences individuelles et de besoins éducatifs individuels. L'objectif étant de faire connaître et d'appliquer l'enseignement spécialisé et individualisé au sein de la classe intégrative. Ceci afin d'éviter des blocages liés aux déficits des élèves et de contourner les barrières et les obstacles de l'environnement scolaire par des stratégies pédagogiques adaptées ;
- Le mode d'application des deux programmes **favorise les échanges** entre les groupes des apprenants, le cercle des professionnels des écoles or-

dinaires, et entre les différents secteurs disciplinaires ;

- Suite à cette expérience nous avons **initié petit à petit des collaborations** interdisciplinaires entre les différents acteurs, les chercheurs, les professionnels de l'enseignement et du secteur médico-social qui se réunissent à travers les liens du portail : <http://epsychoeducation.eu>

V. CONSTRUCTION DU PORTAIL

Le portail «e-psychoeducation» est spécialisée dans le domaine de l'éducation intégrée des élèves à besoins spécifiques. Il contient et il propose au large public des actualités, des commentaires des experts, des publications des étudiants, des enseignants, des parents, des élèves et de chaque personne qui souhaite y participer avec son avis et ses propres activités.

Son module le plus important est la plateforme de l'éducation à distance qui permet de proposer des enseignements et des consultations électroniques en temps réels ou asynchrones. Actuellement ce module est réservé à l'usage des étudiants de l'Université de Véliko Tarnovo, inscrits à sa Faculté Pédagogique et à son Centre de perfectionnement des professionnels.

Les informations créées, sélectionnées, traduites et proposées concernent le travail exercé par les deux types d'enseignants de la classe «moderne» - l'enseignant de la classe et l'enseignant ressource qui l'accompagne et qui répond particulièrement aux besoins éducatifs des élèves.

Un autre module est celui qui englobe toute la documentation de la législation actuelle nationale, européenne et mondiale, et qui traite tout ce qui concerne la vie des personnes en situation de handicap.

L'accent est mis sur la sensibilisation de la société envers la diversité de ces citoyens.

Des vidéos, des photos, des films accompagnent et diversifient les enseignements de nos apprenants, de nos collègues chercheurs et de chaque visiteur du portail !

VI. CONSLUSIONS

Chaque enseignement, chaque formation est un acte de communication qui vise à renforcer les connaissances des élèves, et des étudiants. De plus en plus, aujourd'hui, la formation devient un mode de gestion et d'accompagnement de l'apprentissage individuel, organisé et exécuté par et pour chaque apprenant en fonction des connaissances et des compétences qu'il lui faut acquérir.

Nous pouvons donc dire que le paradigme de la e-formation doit s'associer à la didactique des connaissances et aux procédures d'accompagnement de l'apprentissage.

L'avenir suppose donc d'articuler l'accompagnement pédagogique à distance avec l'organisation traditionnelle et classique de l'enseignement.

Naturellement, la conclusion à laquelle nous arrivons est que notre enseignement et nos formations devraient puissamment bénéficier de la diversité et de l'attractivité des Technologies de l'Information et de la Communication.

Notre communication sera accompagnée d'une présentation assistée par ordinateur (fichier.PPT).

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Закон за интеграция на хората с увреждания, обн. ДВ, бр. 81 от 17.09.2004 г., изм., бр. 28 от 01.04.2005 г., <http://www.mlsp.government.bg>
- [2] Наредба No.1 за обучение на деца и ученици със специални образователни потребности и/или хронични заболявания, от 23.01.2009 г.
- [3] CIH-2, Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé, O.M.S., 2003
- [4] Garbacheva, A., Le paradigme de l'éducation intégrée des enfants à besoins spécifiques, *Destination : Intégration scolaire*, 3, 31-42, 2009.
- [5] Deprez, M., Stratégies de formation continue : *Destination : Intégration scolaire*, 8, 91-105, 2009.
- [6] http://en.wikipedia.org/wiki/Distance_education

- [7] Гърбачева, А., Добрите практики в дистанционното обучение на ресурсни учители http://e-psychoeducation.eu/blog.php?entryname=dobrite_praktiki

Session 5 : Effets du vieillissement, pathologies chroniques invalidantes, orthèse, prothèse, neuroprothèse

Présidents de session : Lissan AFILAL, Gérard UZAN

Elderly people assistance using video monitoring

Laurent Lucat, Yoann Dhome and Patrick Sayd
CEA LIST, Vision and Content Engineering Laboratory
{laurent.lucat, yoann.dhome, patrick.sayd}@cea.fr

Abstract: This paper presents a video monitoring module designed for elderly people activity analysis. It aims to automatically detect abnormal situations in their activity, in particular people falling on the floor. This automation both improves security thanks to a constant surveillance and reduces the need for nurse presence, which is financially advantageous.

The proposed solution deals with challenging issues such as real-life context and real-time processing. It combines hierarchical background subtraction, particle filtering and posture analysis. Experiments showed that our system achieved to detect all people falls and is real-time running on a standard PC.

Keywords: Elderly people monitoring, human tracking, human posture estimation

I. INTRODUCTION

This paper presents a video monitoring module designed for elderly people activity analysis. This research has been conducted in the framework of the *Nuadu* European project [1]. *Nuadu* aims to provide innovative solutions for improving life quality and well-being of elderly (and often partly dependent) people while minimizing cost impact of the service. Accordingly, the video monitoring targets to automatically detect abnormal situations in elderly people activity; this automation reduces the need for nurse presence, which is financially advantageous. One major and concrete goal of this video system is to automatically detect people falling on the floor. When such a situation is detected, an alarm is sent to the medical staff.

The monitoring system has been designed in the hope to perform well in a real context and real-time aspect. The paper will be organized as follows. The physical system is presented in Section 2. Following Section will be devoted to video analysis processing, including state of the art, common major issues and the proposed solution. The pilot site used for test experiences will be presented in Section 4, as well as monitoring result in this context. Summarization and identified ways of improvement will conclude the article.

II. VIDEO MONITORING SYSTEM

Video equipment is composed of cameras, communicating together with a video analyser (typically a standard PC) via a network switch and using internet protocol. The video analyser is also connected to the central application server for periodically sending events, informing about the activity of the resident. These events are written in a SQL database within the server. The communication flow of the system is illustrated in Fig. 1.

Event information includes alarms, when an abnormal situation is detected, as well as some extra data, such as the room number and other parameters describing the live context like the number of people present in the room (basically only one versus several persons).

Estimation of the people number is of great interest in this context, since if nobody else is present inside the room, the need for getting a nurse help is crucial, thus enhancing the rule of the alarm.

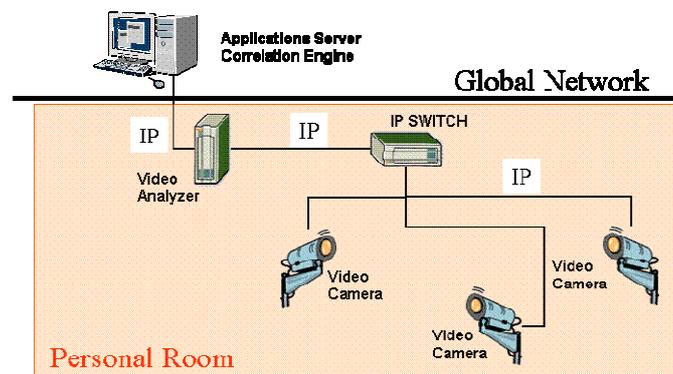


Figure 1: Schematic view of the video system

This video system is designed to minimize impact into human private life. This point is crucial in order to get acceptance by the users. To this end, no video data is transmitted outside the video monitoring system, only some high-level parameters (activity analysis, alarms) as well as some system status data (typically: cameras status: OK vs. problem detected).

Furthermore, camera number and location are to be designed as a well-balanced trade-off between monitoring performance and limited impact on the room

configuration. Typically, 3 or 4 cameras fixed on the wall or ceiling are required for a standard size room. This is achieved using large angle lenses; this however generates highly distorted pictures, which must be taken into account by the algorithm.

III. VIDEO ANALYSIS ALGORITHM DESIGN

A. *Insight on video tracking algorithms*

Method for tracking people inside a room is a common topic and is already largely explored in the academic literature. The basic idea is to provide segmentation between a (supposed) stationary background and a moving target (e.g. the person to be tracked). To this end, tracking algorithms usually build a background model or a target one (rarely for both). For each part of the real-time frame (which can be a simple pixel or a 2D-bloc of pixels), a comparison is performed with the background (respectively, the target) model. This comparison involves meaningful parameters extraction, which aim to robustly represent local semantic content of the image. These parameters are for instance color, texture or edge-related features.

Hence, if a local descriptor of the image significantly matches to the one of the background (respectively, the target) model, then this local part of the image is expected belonging to the background (respectively, to the target). This match is typically measured by performing distance computation. A small distance means a good match to the model.

By iterating on the image parts, this provides a background / target segmentation map. One typical algorithm [2], often considered as a reference, involve background adaptive modelling by a mixture of Gaussians (MOG) for color feature.

Afterwards, a tracking step is usually processed, aiming to exploit spatial and almost temporal consistency of maps related to consecutive frames (background subtraction only captured spatial information). A Kalman or particle filter is typically used.

B. *Issues using videos captured in a "real-life" context*

Most solutions proposed in the literature provide suitable results in favourable situations. This includes stable (stationary) lighting conditions, limited occlusions in the scene and distinguishable colors between background and targets. As can be expected, performances usually significantly degrade when real conditions diverge from this favourable context.

Considering occlusions, monocular systems are not well suited to track one person when this one becomes

(even partially) occluded by a furniture element, for instance by a chair or a table.

More explicitly, even if an adaptive background modelling is used, when sudden illumination changes occur, e.g. the sun being hidden by a cloud, luminance (and even chrominance) component drastically shift, the model often becomes obsolete. Thus, in this context, algorithms only based on luminance and chrominance features usually fail. Background subtraction methods based only on one kind of feature (color, texture, edge...) are also sensitive to real contexts, almost when the target and the background are quite similar regarding the feature. Hence, in order to improve robustness, combining different features is of great interest.

C. *The proposed solution*

In order to keep the video system suitable using real-life content videos, the following scheme has been proposed; intermediate version has been largely described in [3]. Several convergent cameras are used in order to deal with occlusions and improve robustness against estimation errors. The background vs. target preliminary discrimination is performed independently on each view, using mixtures of Gaussians modelling combined with a dual descriptor (RGB, texture features), the latter one being inspired from [4]; it involves computing histograms of local contrasts over 8x8 pixel blocs.

In order to speed up this background subtraction stage, a hierarchical approach has been recently adopted, based on [5] for a pixel-based background modelling. The hierarchical approach consists in progressively analysing the frame in a coarse to fine resolution scheme. Basically, only regions which were classified as 'Foreground' (i.e. 'target') in a given layer analysis are refined in a finer resolution layer, thus providing significant computational burden saving. In the hierarchical scheme we proposed, at a given resolution layer, both temporal and spatial predictions of the bloc status (Foreground vs. Background) are computed and compared. Only blocs for which temporal and spatial predictions are conflicting are analysed in a finer resolution stage. In our MOG modelling framework, the similarity measure of the current image part (local descriptor) to the model is computed using *Mahalanobis* distance.

In a second step, the tracker is based on a 3D parallelepiped geometric modelling of the silhouette (surrounding box), which is specified using five parameters, namely: x and y (the 2D coordinates projected on the floor), α : angular orientation, and H_x , H_z : the sizes of the parallelepiped in x and z direction. H_y is computed using H_x and H_z values, according to natural

proportions of the human body, thus saving one dimension to be explored. The tracker algorithm is a particle filter, which recursively samples the 5D state space to get estimation of the posterior probability density function (PDF). This is also known as the Sequential Importance Re-sampling (SIR) scheme, considered as being efficient in terms of required processing power. Basically, this PDF is intensively sampled, mostly in the regions of interest (in the 6D space), while lower attention is paid (coarse sampling) to low probable state regions. Typically, only 100 particles were sufficient to scan the 5D space, highlighting interest of this approach.

Estimation of the states (i.e. PDF) is done by combining scores computed in each view. For a given view i , the score was defined as:

$$score(i) = \frac{Card(proj_i(SB) \cap Fg_i)}{Card(proj_i(SB) \cup Fg_i)},$$

where \cup and \cap are respectively the logical *Union* and logical *Intersection*, $proj_i(SB)$ denotes the blocs inside the projection of the surrounding box into the i^{th} view (blocs inside the blue lines in Figure 2) and Fg_i represents the *Foreground* blocs in the i^{th} view (as provided by the discrimination presented above, illustrated in orange color). *Card* means for the cardinal, i.e. the number of values equal to 1. The more the surrounding box fits to the silhouette, the higher the *Intersection* value and the lower the *Union* value would be. That is the higher the score of the particle on the considered view will be.

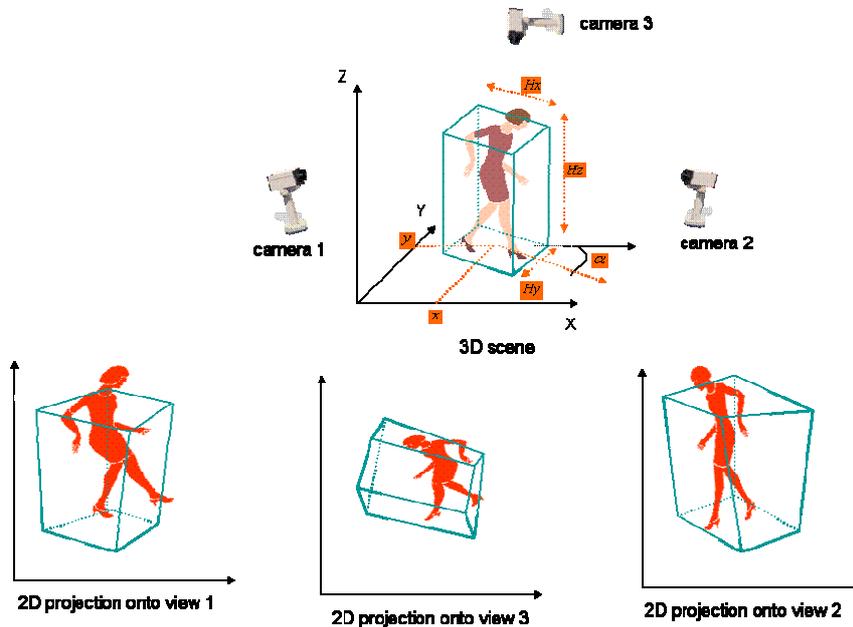


Figure 2: Multi-view projection for particle weight evaluation

In the SIR algorithm we used, the current output of the tracker basically corresponds to the weighted mean of the particles, according to their respective weight (their score). More precisely, the output is the (unweighted) mean of the resampled particles, the resampling being performed according to the weights.

D. Posture estimation

Thanks to the 3D parallelepiped geometric modelling, estimation of the posture can be performed using the ratio between H_x , H_y , and H_z values of the tracker output. The concept is simple but quite efficient for most situations

considering a target of (basic standing / sitting / lying) class discrimination. The approach can be summarized as:

$$\text{if } \frac{H_z}{H_x} > Th \quad \text{or} \quad \frac{H_z}{H_y} > Th, \quad \text{then } Post = \text{"standing"}$$

$$\text{if } \frac{H_z}{H_x} < Tl \quad \text{or} \quad \frac{H_z}{H_y} < Tl, \quad \text{then } Post = \text{"lying"}$$

Otherwise: $Post = \text{"sitting"}$,

where *Post* denotes the human posture; *Th* and *Th* are respectively *high* and *low* thresholds. Despite the fact that this approach looks very simple, and could be theoretically refined, it however provided correct estimation of the posture in most cases, thus emphasizing its robustness.

IV. EVALUATION IN THE PILOT SITE

A. The pilot site

As explained in introduction, one of the key aspects of the project was the integration of all proposed technologies in a realistic pilot site, the latter being even a project partner. This pilot site is an elderly people residence, called "La Roselière" and located in Kunheim (France).



Figure 3: Drawing of the pilot Residence

It can accommodate up to 80 residents, which live in their own bedroom (+ bathroom) and share some common space for lunch or social activities. Medical staff (around 50 people) is composed of nurses, doctors and caregivers. The video monitoring system only concerns bedrooms. In order to test it, a free room has been devoted to experiments. It has been filled with typical life equipment: a bed, a table, chairs..., thus generating realist occlusions in the scene. Three cameras were positioned on the upper part of the wall (near to the ceiling), and calibrated. A window is located on one side, providing external view and realist illumination fluctuations inside the room.

B. Room content modelling

Considering the target of people fall detection, it is necessary to distinguish between someone lying on the floor after a fall and someone lying (sleeping) on his bed.

Naturally, in the later case, there is no need to send an alarm. In order to address this issue, a simple way is to model the room content. At least, 3D position of the bed is to be extracted and mapped with the 3D model of the room where the tracker is located. This is actually not very restricting because it has to be done only once, since the bed has a fixed location. Only in order to further test the accuracy of the location estimation, we also roughly modelled the location of the table and chairs (despite the fact that in a real context, they may change, almost for the chairs).

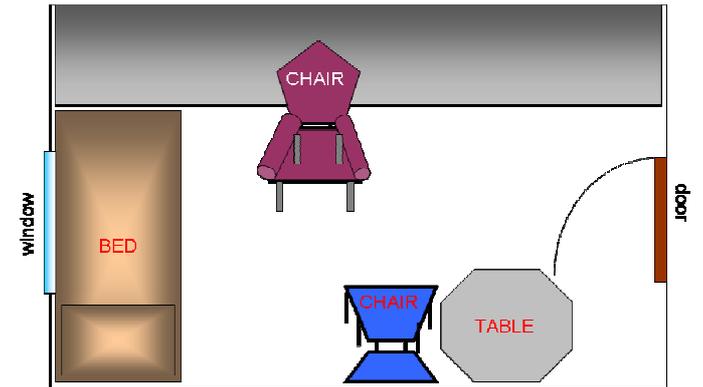


Figure 4: Typical content modelling of bedroom from the pilot site

C. Tracking experiment results

The proposed video monitoring has been evaluated using sequences captured in the pilot site. A first initialisation step was performed in order to build a reference background from the scene. This only consists in capturing video during some seconds without anybody in the room. Once this initial background model is built, it will be afterwards real-time updated during people tracking, in order to integrate changes in the scene like illumination changes. Scenarios were captured with "dense" content; it consisted in sequences comprising numerous displacements in the room, associated to many posture changes (sitting on the chair, staying on the floor, lying on the bed, sitting on the bed, falling on the floor...). These scenarios can be considered as highly more critical than the real context of elderly people life.

Experiments showed that the proposed tracking algorithm provided exact output in most tested cases. In most cases, the algorithm successfully tracked the silhouette, even when it was partially occluded by furniture, proved its robustness to illumination changes, at least up to a given amount. Examples of silhouette tracking are presented in figure 5; foreground extraction

is highlighted in red color, while the surrounding box correspond to the tracker output (in pink).

Location of the silhouette w.r.t. the room model seems to be well managed, although 3D model was done very roughly using simple 2D rectangular modelling (projection on the floor plane). As illustration, various location estimations done by the algorithm are presented in Figure 6.

Finally, despite its simplicity, the posture processing achieved good estimation. Notably, it never failed in detecting people lying (on the floor), which is the ultimate target. Results illustrations are presented in Figure 7. Some confusion however sometimes occurred when someone was sitting on (at the border of) the bed, due to the high elevation of the medical bed.

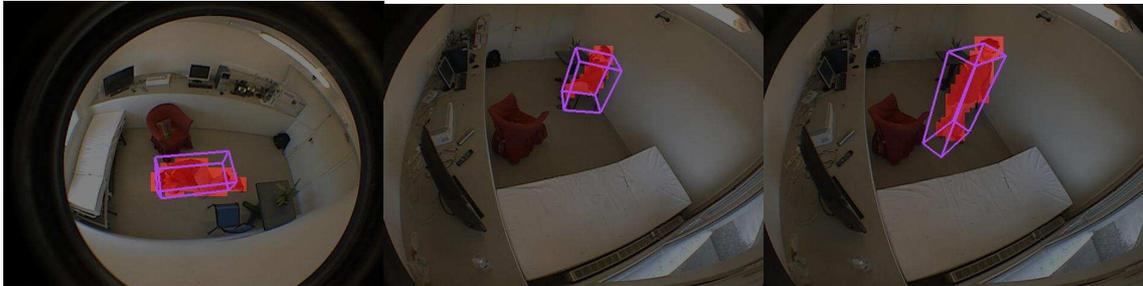


Figure 5: Silhouette extraction and tracking



Figure 6: Person location in the demonstration room



Figure 7: Posture estimation

D. Real-time processing

As mentioned, real-time processing target was also considered in our system and algorithm has been designed in consequence. This real-time aspect is linked to the number of frames the system can handle in one second; the latency, although very small, is not to be considered as crucial for the application.

From a global point of view, considering the system functionality, algorithm's design has been more focused on robustness than on spatial precision. As will be explained, this involves some trade-off tuning which will impact on the real-time performance. Algorithm complexity is roughly linear w.r.t. the cameras' number. Experiments, as illustrated in Figure 7, indicate that using three cameras seems to be

currently a good trade-off between tracking robustness (including occlusion issues) and computational burden. For that reason, we recommend using three cameras, considering the given room dimension. If some improvements were provided to the algorithm, it could be conceivable to use only two cameras, thus lowering the complexity.

Considering the background / foreground discrimination, the bloc-based approach means more attention paid to robustness than to spatial accuracy. The hierarchical scheme described previously allowed reaching a one over eight factor in terms of computation complexity for this algorithm part.

Regarding the particle filter step, tracking performance was kept at high level, even when lowering the particle number; this decreases the spatial location accuracy (coarser sampling of the PDF) but without impact on the global tracking performance; on the other side, this also decreases the computation complexity. Experiments showed that using only around 100 particles can be considered a well-balanced trade-off in our application.

Algorithm development has been done in C++; it makes intensive use of internal libraries. In this sense, this implementation was not optimized for real-time efficiency. Furthermore, the code does not use multithreading which could take advantage of the multi-core processor. Based on this configuration (3 cameras, unoptimized code), real-time performance is about 7 frames per second (fps) on a 3GHz 3GB RAM PC. This can be considered as already sufficient for tracking one elderly person in real-time.

It is highly expected that, if code is optimized and multithreaded (foreground / background segmentation on each view could be e.g. done in separated threads), several rooms could be managed using only one PC.

V. CONCLUSIONS AND PERSPECTIVES

This work was part of the Nuadu project, whose goal is to provide technologies and integrated solutions for improving everyday life of partly-dependent elderly people in a residence. We focused on and proposed a video monitoring system, whose target is to extract people activity information, and mainly to detect persons falling in their room. In the project, specific attention has been paid to the realism of the proposed solutions. In particular, a foster home for elder has served as pilot site for integration test, data acquisition, experiments, demonstration and user feedback analysis. The video system was designed to minimize impact on the everyday life for the users.

This included limited number of cameras. Furthermore, no video data are stored nor transmitted outside the video monitoring system, thus preserving life privacy. Only some high-level analysis data are transmitted for monitoring. For instance, if a person is detected as lying on the floor, an alarm is sent to the medical staff

Video analysis algorithms have been designed for robustness (against illumination changes and occlusions) and real-time efficiency perspectives. They have been evaluated using sequences acquired in the pilot site. Experiments show great results. In most cases, location and posture were correctly detected, thus validating the "falling alarm" functionality, and real-time performance of algorithms is compliant to standard PC capabilities.

Future work may include finer activity analysis, which would involve increasing spatial precision, both for the background extraction and for silhouette modelling. It may also deal with the multi-person case. If there is no concrete need in the present context to simultaneously track several people inside a room (mutual surveillance and assistance), it could however be interesting to automatically estimate people number, and reactivate the tracking when only one is remaining. This would involve efficient people discrimination.

VI. REFERENCES

- [1] Nuadu project website: <http://www.nuadu.org/>
- [2] "Adaptive Background Mixture Models for Real-Time Tracking", Chris Stauffer and W.E.L. Grimson, in Proc. of the IEEE Int. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), Fort Collins, Colorado (USA), June 23-25, 1999.
- [3] "Video Monitoring of Vulnerable People in Home Environment", Quoc-Cuong Pham, Yoann Dhome, Laetitia Gond and Patrick Sayd, in Proc. of the 6th International Conference On Smart homes and health Telematics, Ames, IOWA, June 28 - July 2, 2008.
- [4] "Efficient hierarchical Method for Background Subtraction", Yu-Ting Chen, Chu-Song Chen, Chung-Rong Huang and Yi-Ping Hung, in Pattern Recognition, pp 2706-2715, Vol. 40, Elsevier 2007.
- [5] "Hierarchical Data Structure for Real-Time Background Subtraction", Johnny Park, Amy Tabb and Avinash C. Kak, in Proc. of the IEEE Int. Conference on Image Processing (ICIP), pp 1849-1852, Atlanta (USA), October 8 -s 11, 2006.

Age et mémoire du temps: quels usages pour quels services?

Farah Arab^{1,2,3}, Hélène Pigot^{1,2}, Pierre Rabardel³, Anne-Sophie Rigaud⁴, Mounir Mokhtari¹

¹Telecom Sud Paris, Laboratoire Handicom

²Université de Sherbrooke, Laboratoire Domus

³Université Paris 8, Laboratoire Paragraphe, Equipe C3U

⁴Hôpital Broca, Département de gériatrie, AP-HP

{farah.arab, mounir.mokhtari}@it-sudparis.eu, helene.pigot@USherbrooke.ca,
pierre.rabardel@univ-paris8.fr, anne-sophie.rigaud@brc.ap-hop-paris.fr

Résumé : Cet article présente les résultats d'une étude exploratoire des capacités et des difficultés des personnes vieillissantes concernant la mémorisation et le rappel de tâches prospectives dans la perspective de concevoir des services adaptés à leurs besoins. Elle présente un triple objectif. Le premier objectif est d'évaluer les capacités et les difficultés des personnes âgées à se rappeler des activités ou des événements prospectifs (rendez-vous chez le médecin, prise de médicaments, etc.) et à reprendre une activité qui a été interrompue. Le deuxième objectif est de rendre compte du système de ressources des personnes vieillissantes concernant la mémorisation et le rappel de tâches prospectives. Enfin, le troisième objectif est d'identifier les activités qui nécessitent d'être rappelées et les préférences des personnes quant au mode de rappel de ces activités (fréquence, média, etc.). Basée sur des questionnaires, cette étude concerne 35 personnes âgées de 65 à 87 ans vivant à domicile: 10 personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer, 12 personnes présentant un MCI (*Mild cognitive impairment*) et 13 personnes sans plainte mnésique. Nous présenterons ici le contexte de cette étude, la méthodologie utilisée ainsi que les perspectives développées suite aux premiers résultats obtenus.

Mots clés : Vieillesse, mémoire, temps, usages, assistance technologique.

I. INTRODUCTION

En 2009, on dénombrait 506 732 000 personnes âgées de 65 ans et plus dans le monde¹, dont environ 10% présenteraient des déficits cognitifs impactant leurs capacités à pouvoir réaliser seules les Activités de la Vie Quotidienne (AVQ)² où la dimension temporelle occupe une place importante. En effet, l'environnement dans lequel nous vivons et évoluons est organisé sur le plan temporel. Tous les événements sont localisés et ordonnés dans le temps et occupent également une certaine durée. S'adapter au mieux à son environnement implique donc, entre autres, de savoir se situer dans le temps en estimant des durées d'événements et des intervalles de temps. En particulier, les tâches de mémoire prospective font référence à de nombreuses activités de la vie quotidienne (AVQ), telles que se rappeler de prendre ses médicaments, de sortir le gâteau du four ou de se rendre à un rendez-vous.

La mémoire prospective définit la capacité à se rappeler de faire quelque chose [1][2]. Plusieurs dénominations font référence au même concept: "*remembering to remember*" [4], "*remembering to recall*" [1], "*remembering intentions*" [3], "*remembering future actions*" [5], etc. Toutefois, on distingue deux types de souvenirs [1]: celui de penser à rappeler l'information et celui du contenu de l'information. Par exemple, on peut très bien se rappeler d'avoir un plat à préparer pour le repas de ce soir et oublier de le faire, et inversement, on peut très bien penser à le faire mais oublier le contenu de la recette. Dans les deux cas, cela ne nécessite pas pour autant d'y penser toute la journée. Comment l'ergonomie informatique et cognitive peuvent-elles alors contribuer

¹ http://www.ined.fr/fr/pop_chiffres/pays_du_monde/

² <http://www.statcan.ca>

dans la conception de services adaptés aux personnes vieillissantes atteintes de troubles cognitifs ?

Plusieurs auteurs considèrent que les nouvelles technologies peuvent aider les personnes atteintes de déficits cognitifs dans les tâches de planification et de mémoire [6]. Mais comment faciliter le rappel des tâches de mémoire prospective en vue d'assister les personnes vieillissantes dans la réalisation des AVQ?

Si de nombreux auteurs traitent des difficultés des personnes vieillissantes en début de démence concernant les tâches de mémorisation d'activités ou d'évènements prospectifs [7][8][9] et de l'apport d'outils technologiques (agenda électronique, par exemple) pour la compensation des troubles mnésiques [10], très peu d'études traitent du système de ressources mis en œuvre par les personnes concernées. Notre étude se propose d'apporter quelques informations sur ces aspects moins traités dans la littérature actuelle. Ces personnes ont-elles recours à des outils qui leur permettent de mémoriser et se rappeler leurs activités quotidiennes? Dans ce cas, quelle est leur fréquence d'utilisation et quelles fonctions sont privilégiées ou appréciées? Par ailleurs, si les nouvelles technologies peuvent soutenir les personnes vieillissantes dans leurs activités quotidiennes, quelles sont les activités qui nécessitent d'être rappelées et quel est le mode de rappel préféré par les personnes?

Pour répondre à ces interrogations, nous présenterons, dans ce papier, une étude exploratoire des capacités et des difficultés des personnes vieillissantes concernant la mémorisation et le rappel de tâches prospectives dans la perspective de concevoir des services adaptés à leurs besoins. L'objectif est triple. Le premier objectif est d'évaluer les capacités et les difficultés des personnes âgées à se rappeler des activités ou des évènements prospectifs (rendez-vous chez le médecin, prise de médicaments, etc.) et à reprendre une activité qui a été interrompue. Le deuxième objectif est de rendre compte du système de ressources [11][12] des personnes vieillissantes concernant la mémorisation et le rappel de tâches prospectives. Enfin, le troisième objectif est d'identifier les activités qui nécessitent d'être rappelées et les préférences des personnes quant au mode de rappel de ces activités (fréquence, média, etc.). Les données ont été collectées par questionnaires et ont été analysées à l'aide du logiciel *Le Sphinx*.

II. TROUBLES COGNITIFS ET IMPACT SUR L'ORGANISATION DE LA VIE QUOTIDIENNE

Dans cette section, nous présentons d'abord les principales fonctions cognitives impactées par les troubles cognitifs et le vieillissement. Nous illustrons ensuite l'impact des troubles cognitifs sur l'organisation

de la vie quotidienne à travers la présentation d'exemples concrets.

A. Déficiences cognitives

Les personnes atteintes de déficits cognitifs présentent, à différents degrés, des déficits fonctionnels, sensoriels et cognitifs. Ces derniers sont définis comme "des altérations des capacités intellectuelles telles que la mémoire, le langage, l'orientation, la concentration, l'attention, le jugement, la pensée abstraite et la capacité d'apprentissage" [13]. Dans ce papier, nous nous intéressons plus précisément à la mémoire, à l'attention, à la planification et à l'initiation qui jouent un rôle important dans la réalisation des AVQ, et plus précisément dans les tâches de mémoire prospective.

Troubles mnésiques: La mémoire est définie comme "un processus d'enregistrement mental et de rétention ainsi que de recouvrement de l'information" [14]. L'impact des troubles cognitifs sur la capacité et le pouvoir d'agir des sujets varie selon le type de mémoire altérée (mémoire de travail, mémoire à long terme, etc.). En particulier, nous pouvons distinguer trois phases d'altération de la mémoire : "l'atteinte de la mémoire récente, un problème relatif à l'enregistrement et l'impossibilité de recouvrir l'information dans l'entreposage de la mémoire, ce qui implique le processus de reconnaissance et de rappel spontané" [14].

En particulier, les troubles mnésiques peuvent impacter la capacité à se rappeler de faire quelque chose (mémoire prospective) et inversement la capacité de "rappeler les informations passées ou le contenu des intentions" (mémoire rétrospective) [1][2].

Troubles attentionnels: Les troubles attentionnels sont directement liés à la capacité de conserver des informations en mémoire à court terme et peuvent rapidement conduire à des situations à risques (oubli d'une casserole sur le feu après avoir répondu au téléphone dans une autre pièce). Globalement, l'attention se divise en trois composantes: l'attention sélective, l'attention soutenue et l'attention divisée [15].

- L'attention sélective (ou focalisée) permet de trier les informations disponibles pour ne retenir et ne traiter que les informations pertinentes pour l'activité en cours en inhibant la réponse aux autres stimuli présents [15].
- L'attention soutenue permet de diriger et de maintenir volontairement pendant un certain temps son intérêt vers une ou plusieurs sources d'informations.

- L'attention divisée définit la capacité de "partager une attention sélective entre deux ou plusieurs sources distinctes, tout en détectant des stimuli pouvant appartenir à l'une ou aux deux sources simultanément" [15].

Troubles des fonctions exécutives: Les fonctions exécutives sont des "processus de contrôle qui permettent l'adaptation à des situations nouvelles (complexes et/ou conflictuelles); la formulation d'un but; l'anticipation et la sélection des séquences permettant d'atteindre ce but; l'inhibition d'autres solutions possibles; la surveillance du déroulement de ce plan et la flexibilité en fonction des réponses obtenues (adaptation, correction des erreurs)" [18][19][20]. Concernant notre recherche, nous nous intéresserons plus précisément aux troubles de la planification et de l'initiative.

La planification est mise en jeu pour créer des plans d'actions réalistes permettant la réalisation des intentions [21][22][23][24]. Elle définit la capacité à organiser des sous-actions dirigées vers un but [14] dans un ordre logique en définissant les moyens permettant d'atteindre les objectifs.

L'initiative permet à la personne d'enclencher une action menant à la réalisation d'une intention [23][25][26][14] et à l'exécution d'une activité ou d'un plan. La personne présentant des troubles de l'initiation a des difficultés à commencer une tâche; elle peut se contenter de rester assise sans rien faire et sans réagir aux autres. Cette absence d'initiative ou incapacité à se mettre en marche se manifeste dans de nombreuses activités quotidiennes et peut être une source de frustration et de gêne pour la personne atteinte. Elle se replie sur elle-même et abandonne ses loisirs et toutes ses activités. A l'inverse, quand la personne est incapable de se désengager d'une activité courante, on assiste à un phénomène de persévération où la personne répète la même action à l'infini [16].

L'organisation temporelle, permet le maintien des informations selon un ordre temporel et séquentiel [27]. Cette fonction serait nécessaire pour préserver les informations contextuelles qui vont servir à rappeler la nature de la tâche prospective [14].

Enfin, la flexibilité et les mécanismes du contrôle inhibiteur permettent à la personne de s'adapter rapidement lors du déroulement de la tâche en cours [17][24], elles évitent notamment de répéter les mêmes erreurs sous forme de persévérations [21].

B. Impact des déficits cognitifs sur l'organisation de la vie quotidienne

Les déficits cognitifs se traduisent par l'affaiblissement des ressources cognitives internes du sujet. Par conséquent, l'organisation d'une journée même peu remplie ou la réalisation d'une AVQ a priori simple peut devenir complexe étant donné le rôle déterminant des fonctions cognitives impliquées (mémoire, attention, initiation, planification).

Une journée est remplie d'activités routinières réalisées presque automatiquement comme se lever, se laver, s'habiller, aller aux toilettes. Par contre les activités domiciliaires requièrent généralement une planification et une organisation temporelle plus importantes. Certaines activités sont réalisées sur une base journalière alors qu'autres sont réalisées à des fréquences allant de la semaine au mois et même à l'année. Ainsi, la posologie médicamenteuse requiert souvent de 1 à 3 prises par jour à des moments fixes dans la journée. Par contre, arroser les plantes ou sortir les poubelles sont sur une base hebdomadaire, tandis que les paiements des factures ou le règlement des impôts sur une base mensuelle voire annuelle. A cette planification temporelle de rappel du moment de réalisation des activités et rendez-vous, s'ajoutent l'organisation temporelle de la séquence des tâches et la planification des procédures. Préparer un repas suppose qu'auparavant on se soit assuré que tous les ingrédients soient disponibles ou sinon de planifier leur achat. De plus, pendant la préparation des plats, il est important d'estimer le temps que prendra chaque tâche pour les ordonner efficacement. Ainsi, lors d'une recette de spaghetti avec sauce tomate, le temps d'ébullition de l'eau comme le temps de cuisson de la sauce doivent être pris en compte pour jeter au bon moment les pâtes dans l'eau bouillante. Manger un gâteau au dîner suppose d'avoir estimé le temps de préparation, de cuisson et de refroidissement du gâteau. De même, être à l'heure à un rendez-vous nécessite une planification adéquate du temps nécessaire pour se préparer et se déplacer vers le lieu du rendez-vous. Les activités ménagères requièrent elles aussi une planification temporelle afin qu'elles soient réparties, exécutées de façon récurrente et que la durée d'exécution soit prise en compte.

Les déficits cognitifs impactent non seulement le rappel et l'organisation des activités mais leur réalisation elle-même. Lorsque l'activité est planifiée, l'intention doit être établie clairement au moment de la réalisation. Le sujet doit alors initier l'activité et réaliser les tâches selon une séquence appropriée. Pour la recette des spaghettis, il doit se souvenir des ingrédients et ustensiles à utiliser ainsi que de leur emplacement. Il doit organiser la séquence pour que l'eau bout avant d'y jeter les pâtes.

Il doit estimer le temps de cuisson et ne pas oublier d'éteindre la cuisinière ni d'égoutter les pâtes.

Etant donné le nombre des activités et des rendez-vous que réalise une personne âgée pendant sa journée, étant donnée la variation dans les durées et fréquence de ces activités, la personne âgée doit conserver une bonne organisation temporelle ou utiliser des moyens compensatoires.

III. METHODOLOGIE

Notre étude a été menée au sein d'un hôpital de gériatrie, de centres de mémoire et de maisons d'accueil de jour, avec la collaboration des équipes médicales. Ces établissements assurent des permanences d'accueil de jour pour les personnes âgées (et leurs aidants familiaux) atteintes de troubles cognitifs et vivant à domicile.

A. Population d'étude

Nous avons sollicité 35 personnes volontaires (13 hommes et 22 femmes) âgées de 65 à 87 ans vivant à domicile et réparties de la façon suivante: 10 personnes atteintes de démence de type Alzheimer (DTA), dont le score au MMSE était compris entre 16 et 27 (4 hommes et 6 femmes, âge moyen: 75 ans, écart-type: 5, MMSE moyen: 23), 12 personnes présentant un MCI (*Mild Cognitive Impairment*) (3 hommes et 9 femmes, âge moyen: 72 ans, écart-type: 6, MMSE moyen: 28) et 13 personnes âgées sans plainte mnésique (6 hommes et 7 femmes, âge moyen: 70 ans, écart-type: 5, MMSE: 29). Les personnes atteintes de troubles cognitifs ont été identifiées par le personnel médical parmi les patients des établissements sollicités dans le cadre de consultation de mémoire.

B. Méthodes de recueil de données

Etude préliminaire: Nous avons souhaité dans un premier temps nous entretenir avec les participants afin de recueillir des informations sur leur âge, leur niveau d'étude, etc. Ces entretiens nous ont permis par ailleurs de les informer (ainsi que leurs accompagnants dans certains cas) sur les buts et les conditions de notre étude et de répondre à leurs questions.

Nous avons ensuite souhaité rendre compte des usages des personnes vieillissantes et de leur système de ressources concernant la mémorisation et le rappel de tâches ou d'évènements prospectifs.

Questionnaire: L'objectif des questionnaires est d'identifier et d'évaluer les besoins et les préférences des personnes concernant le rappel d'activités et/ou d'évènements.

Le questionnaire est divisé en deux parties principales.

La première partie vise à recueillir des informations sur les personnes interrogées (âge, niveau d'étude, degré de détérioration cognitive, difficultés de mémorisation et de reprise d'une activité interrompue, moyens utilisés pour le rappel d'évènements ou d'activités, avantages et inconvénients de ces moyens, etc.).

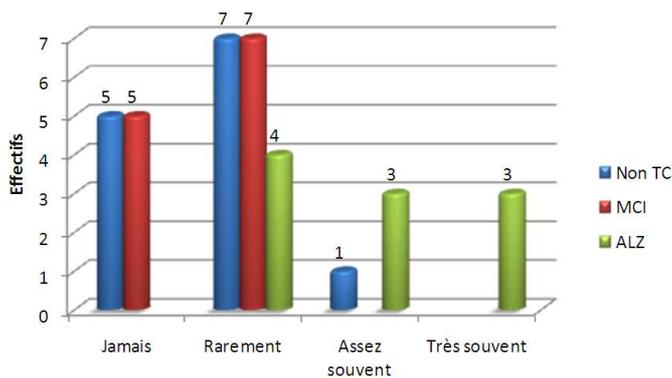
La deuxième partie du questionnaire vise à identifier les activités qui nécessitent d'être rappelées et les préférences des personnes quant au mode de rappel de ces activités (fréquence, média, etc.). Pour ce faire, trois catégories d'activités ont été identifiées: la première catégorie concerne les activités personnelles (hygiène, habillage, alimentation), la deuxième catégorie concerne les activités domiciliaires (repas, loisirs, entretien, sécurité) et enfin, la dernière catégorie renvoie aux activités communautaires (déplacements, utilisation des services, gestion financière, etc.). Cette classification se base sur la classification des Activités de la Vie Quotidienne (AVQ) [28]. Pour chaque catégorie, nous avons également distingué des activités liées à un temps précis (par exemple, le début d'un programme télévisé) ou à un temps relatif (par exemple, les courses alimentaires) et des activités liées à un évènement urgent (par exemple, le fait d'éteindre le gaz) ou un évènement relatif (par exemple, le règlement d'une facture).

La passation du questionnaire s'est faite en face à face à la manière d'un entretien (durée moyenne: 30 minutes). Les réponses aux questions posées furent écrites par les enquêteurs afin de rendre l'intervention plus naturelle et moins fatigante pour les personnes âgées qui ressentaient des difficultés pour lire, écrire ou se concentrer. Toutes les verbalisations spontanées ou provoquées par nos questions ont été notées. Les questionnaires ont été élaborés puis analysés à l'aide du logiciel Le Sphinx.

IV. RESULTATS

A. Difficultés de mémorisation et de rappel d'activités ou d'évènements prospectifs

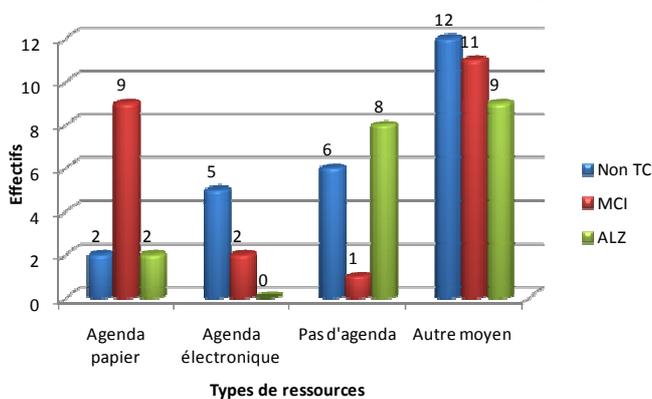
Les résultats montrent que la majorité des personnes interrogées (25 personnes sur 35, soit 71%) rencontrent des difficultés à reprendre une activité qui a été interrompue. Seules 10 personnes, 5 personnes sans trouble cognitif (dites "non TC") et 5 patients MCI, déclarent ne jamais rencontrer de difficultés dans cette situation. En particulier, on constate que ces difficultés sont les plus fréquentes chez les patients Alzheimer dont plus de la moitié (6 personnes sur 10) déclarent rencontrer, assez voir très souvent, des difficultés à se rappeler de ce qu'ils étaient en train de faire après avoir été interrompus (Graph. 1).



Graph. 1 : Difficultés de reprise d'une activité interrompue.

B. Ressources pour l'activité de mémorisation et de rappel d'activités ou d'événements prospectifs

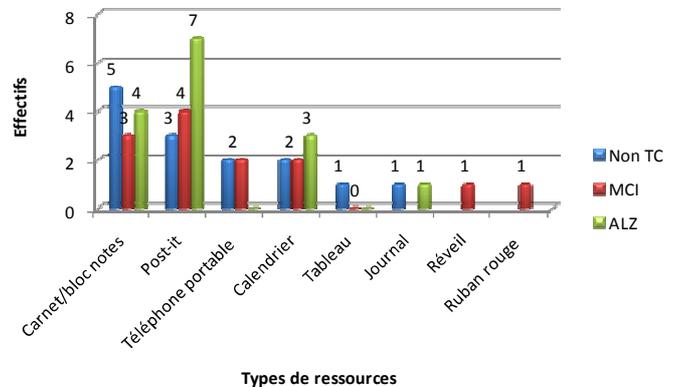
Les résultats montrent que toutes les personnes interrogées mettent en œuvre un système de ressources pour les aider dans la mémorisation et le rappel d'activités ou d'événements prospectifs (Graph.2). On constate que plus de la moitié des personnes sollicitées utilisent un agenda papier (13 personnes soit 37%) ou électronique (7 personnes soit 20%) et que 15 personnes sur 35 (soit 43%) n'utilisent aucune des deux ressources. A l'inverse, la majorité des personnes (32 personnes, soit 91%) déclarent utiliser au moins un autre type d'outil en complément ou à la place de l'agenda. En particulier, on constate que la majorité des patients atteints de démence de type Alzheimer (9 personnes sur 10) ont recours à des moyens de substitution; un seul patient se satisfait d'un agenda papier. La majorité des patients Alzheimer (8 personnes sur 10) n'utilisent d'ailleurs aucun agenda.



Graph. 2 : Usage d'un agenda pour la planification et le rappel d'activités ou d'événements.

Les alternatives à l'agenda sont nombreuses: post-it, carnet, calendrier, etc. (Graph. 3). Afin d'anticiper les problèmes de défaillance, les personnes jouent sur la redondance à l'intérieur de leur système d'instruments. En effet, plusieurs des personnes interrogées combinent au moins deux outils pour les aider dans la mémorisation

et le rappel de tâches prospectives. La majorité des personnes interrogées utilisent des post-it (14 personnes sur 35, soit 40%) et des carnets ou blocs notes (12 personnes sur 35, soit 34%). En particulier, on constate que les patients Alzheimer utilisent principalement des post-it (7 personnes sur 10), des carnets ou blocs notes (4 personnes) et des calendriers (3 personnes).



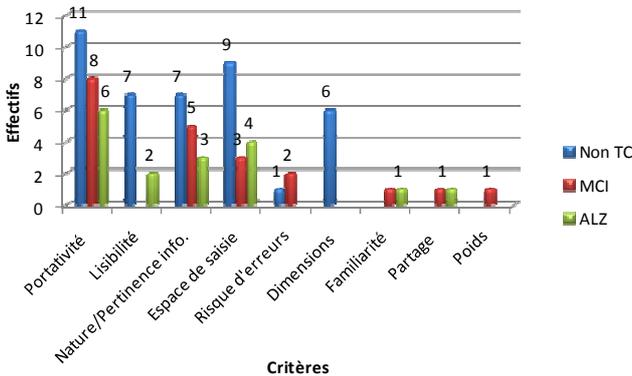
Graph. 3 : Usage de ressources supplémentaires pour la mémorisation et le rappel d'activités ou d'événements.

Cette redondance permet aux personnes d'introduire une souplesse dans leur système de ressources et elles choisissent l'outil adapté en fonction des conditions. Par exemple, avec le calendrier "*je peux entourer (...), surligner les dates où j'ai quelque chose à faire, avec le feutre (...), je peux stabiliser (...)* et puis je peux coller des post-its pour noter l'heure ou d'autres renseignements, je sais pas (...) comme les courses (...), après j'ai juste à prendre le papier avec moi". Autre exemple, "*le carnet c'est simple, je ne cherche pas l'information, tout est sur une page (...), quand c'est passé, je barre et quand c'est important, je souligne. Je garde une trace de certaines informations importantes, comme ça je sais quand j'ai vu mon médecin la dernière fois ou quand j'ai envoyé un chèque par exemple. (...) je peux noter la liste de mes courses aussi au fur et à mesure et l'emporter après*". Les différentes ressources disponibles pour la mémorisation et le rappel de tâches prospectives ne constituent donc pas une collection de ressources mais un système d'ensemble où les différents outils sont à la fois complémentaires et redondants.

Les personnes interrogées structurent l'ensemble de leurs ressources en fonction de leur expérience. Certains artefacts ont d'ailleurs fait l'objet d'une extension d'usage. Par exemple (le journal), "*tous les matins, j'achète mon journal et j'écris sur la première page, mes rendez-vous de la journée*" (patient Alzheimer, âge: 76 ans, MMSE: 21). Autre exemple (ruban rouge autour du poignet), "*le rouge ça attire le regard et ça me permet de me rappeler que j'ai quelque chose d'important aujourd'hui, c'est une*

habitude que j'ai depuis tout petit (...) Avant j'écrivais sur ma main mais j'oubliais que j'avais fait ça alors ça s'effaçait quand je me lavais les mains" (patient MCI, âge: 70 ans, MMSE: 30).

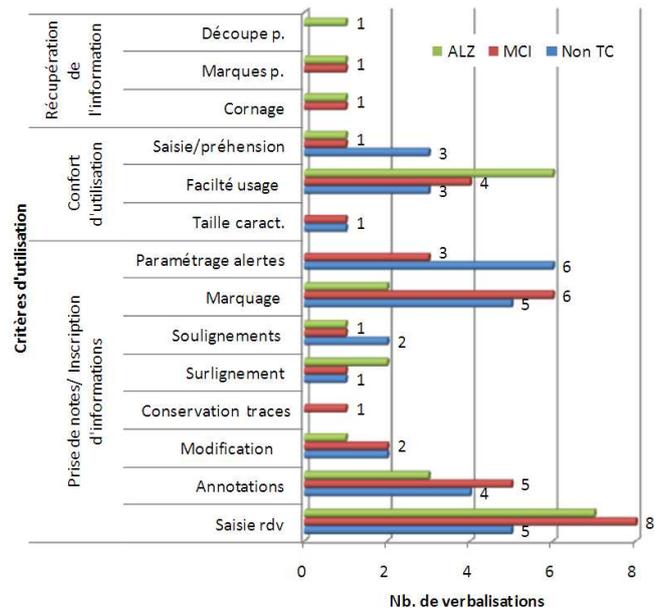
L'utilisation d'une ressource plutôt qu'une autre ne tient pas qu'à une caractéristique mais à son ensemble. Cet ensemble de caractéristiques dépend du contexte, des caractéristiques propres à la personne et des caractéristiques de la situation. Par exemple, à propos du carnet, "Je n'ai pas un emploi du temps très chargé alors je n'ai pas vraiment besoin de consulter un agenda tous les jours (...) Quand je sors, je n'emporte que la page avec les informations importantes" (patient MCI, âge: 69 ans, MMSE: 28). Le graphique 4 permet de rendre compte de la diversité des critères de choix d'un artefact.



Graph. 4 : Critères de choix de l'artefact.

71% des personnes interrogées (soit 25 personnes sur 35) considèrent le caractère portable de l'artefact comme un critère de choix. En particulier, les patients Alzheimer choisissent majoritairement leur artefact en fonction de sa portabilité (6 personnes sur 10), de l'espace de saisie disponible (4 personnes) et de la nature/pertinence de l'information (qualité et quantité) (3 personnes). La lisibilité de l'information, la familiarité de l'outil et le fait que l'outil puisse être utilisé par des proches (par exemple "le carnet, j'ai de la place pour écrire, mes enfants peuvent écrire aussi") ne sont des critères importants que pour une ou deux personnes.

L'utilisation d'une ressource dépend également de critères liés aux fonctions qu'elle permet d'accomplir (Graph. 5). Certains outils permettent d'accomplir la même fonction et sont équivalents du point de vue de cette fonction: la saisie de rendez-vous à des dates précises, la possibilité de faire des annotations, etc.



Graph. 5 : Critères d'utilisation des ressources.

C. Rappel des tâches de mémoire prospective: nature des activités et mode de rappel (fréquence, média)

Les résultats montrent que les personnes vieillissantes en début de démence ont besoin d'habitudes. D'une manière générale, elles ont leurs habitudes de trajet, de magasin, de produits alimentaires, de montant des courses, etc. Ces habitudes de vie semblent jouer le rôle de "guide" dans la mesure où elles leur permettent de réaliser leurs activités avec le minimum de coût (physique et cognitif) et de risque d'"incidents" (oubli, montant des courses supérieur au budget prévu, etc.). Les difficultés liées au rappel d'activités ou d'événements prospectifs et à la reprise d'activités interrompues concernent principalement les activités ou les tâches non habituelles, qui ne sont pas inscrites dans une routine, telles qu'un rendez-vous chez le médecin. La majorité des personnes interrogées ne rencontrent pas de difficultés à se rappeler des activités personnelles telles que l'habillage ou la toilette. Toutefois, on constate que plus de la moitié des personnes sollicitées (20 personnes sur 35, soit 53%) rencontrent des difficultés pour le rappel de la prise de médicaments. Par ailleurs, 40% des personnes interrogées (soit 14 personnes sur 35) ressentent le besoin qu'on leur rappelle leurs prescriptions, même en l'absence de difficultés mnésiques. Globalement, la majorité des personnes interrogées préfèrent les messages textuels comme mode de rappel des activités. L'audio est toutefois toléré pour les messages à caractère urgent (par exemple, éteindre le gaz) ou liés à un temps fixe (par exemple, le début d'un programme télévisé). De la même manière, les préférences des personnes concernant la nature des

activités à rappeler et la fréquence des rappels varient en fonction du caractère fixe ou urgent des événements ou des activités.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cette étude s'inscrit dans une problématique d'assistance cognitive liée au vieillissement et aux difficultés des personnes vieillissantes concernant la mémorisation des activités quotidiennes, que nous abordons ici sous l'angle de la mémoire du temps.

L'agenda semble être un outil intéressant pour les personnes vieillissantes en début de démence pour les aider dans la mémorisation et le rappel d'événements, de rendez-vous, des listes des courses alimentaires, etc. En particulier, l'agenda électronique, utilisable à domicile ou à l'extérieur, pourrait soutenir l'autonomie des personnes dans la réalisation des activités de la vie quotidienne grâce aux différents services qu'il offre: aide mnésique (alarmes), accès à la liste des contacts familiaux et professionnels (répertoire téléphonique), etc. Toutefois, les résultats de cette étude montrent que les agendas traditionnels (papier ou électroniques) sont délaissés par cette population au profit d'autres ressources qui semblent davantage répondre à leurs besoins et à leurs caractéristiques propres.

Cette étude a permis de rendre compte des avantages et des faiblesses des différents outils utilisés par les personnes pour les aider dans la mémorisation et le rappel de tâches prospectives. Elle met par ailleurs en évidence les stratégies de confortement de la mémoire par l'importance de la redondance des ressources (astuces, trucs et artefacts) et la variété des ressources utilisées.

Dans la perspective d'enrichir cette étude, des analyses plus approfondies de la diversité des usages, en lien avec l'état fonctionnel, l'âge et l'expérience des personnes sont actuellement en cours. Par ailleurs, une étude comparative avec des sujets plus jeunes permettrait notamment d'étudier si les routines et les stratégies observées sont spécifiques aux personnes vieillissantes et aux personnes dont les ressources cognitives internes s'affaiblissent.

Toutefois, cette étude exploratoire des capacités et des difficultés des personnes vieillissantes concernant la mémorisation et le rappel de tâches prospectives ouvre des pistes de réflexion dans la perspective de concevoir des modalités de rappels et de mémorisations adaptées.

La proposition d'un dispositif d'assistance portable adapté aux déficits mnésiques, aux besoins et aux préférences des personnes nécessite des connaissances pluridisciplinaires issues de l'ergonomie pour favoriser l'interaction Homme-Machine, de la psychologie pour analyser l'acceptabilité et l'appropriation des systèmes

d'assistance, et des sciences de l'ingénieur pour développer les technologies d'assistance en fonction des résultats de l'analyse psycho-sociale et des données ergonomiques.

VI. REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier toutes les personnes qui ont participé à cette étude ainsi que les responsables des établissements qui nous ont accueillis. En particulier, nous souhaitons remercier l'équipe du service de gériatrie de l'Hôpital Broca dirigé par le Professeur Rigaud.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Harris, J.E., & Wilkins A.J. (1982). Remembering to do things: a theoretical framework and an illustrative experiment. *Human Learning*, 1, 123-136.
- [2] Eusop-Roussel, E. (2007) *La mémoire prospective chez les patients cérébrolésés: analyse de la nature des déficits*. Thèse de Doctorat en neuropsychologie. Université Paris Descartes, Paris 5. Paris, France.
- [3] Loftus, E.F. (1971). Memory for intentions. The effect of presence of a cue and interpolated activity. *Psychonomic Science*, 23, 315-316.
- [4] Wilkins A.J. & Baddeley A.D. (1978) remembering to recall in everyday life: an approach to absent-mindedness. In Gruneberg M.M, Morris, P.E. & Sykes R.N., eds. *Practical aspects of memory*. Academic Press, London, and New York.
- [5] Morris, P.E. (1979) Strategies for learning and recall. In Gruneberg M.M, & Morris, P.E., & Sykes R.N., eds. *Practical aspects of memory*. Academic Press, London, and New York.
- [6] Boussemart, B and Giroux, S. (2007). Tangible User Interfaces for Cognitive Assistance. *Proceedings of AINAW'07, 21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops*, 2007.
- [7] Einstein, G.O., McDaniel, M. A. (1990). Normal aging and prospective memory. *Journal of experimental psychology: learning, memory and cognition*, volume 16, numéro 4, 717-726.
- [8] Einstein, G.O., Holland, L. J., McDaniel, M. A., Guynn, M. J. (1992). Age-related deficits in prospective memory: the influence of task complexity. *Psychology and Aging*, volume 7, numéro 3, 471-478.
- [9] Einstein, G.O., Smith, R. E., McDaniel, M. A., Shaw, P. (1997). Aging and prospective memory: the influence of increased task demands at encoding and retrieval. *Psychology and Aging*, volume 12, numéro 3, 479-488.
- [10] Sablier, J., Stip E., Franck, N., Giroux, S., Pigot H., Moreau, J-F., Paccoud, B. (2007). Etude de convivialité de l'utilisation d'un agenda électronique par des personnes souffrant de schizophrénie. *Revue Santé mentale au Québec* volume 32, numéro 2, Automne 2007

- [11] Rabardel, P., Bourmaud, G. (2003). From computer to instrument system: a developmental perspective. *Interacting with Computers*, 15(5), 665-691.
- [12] Rabardel, P., Bourmaud, G. (2005). Instruments et systèmes d'instruments. In P. Rabardel, P. Pastré (Eds.), *Modèles du sujet pour la conception. Dialectiques activités développement*. Paris, Octarès.
- [13] Lévesque, L., Roux, C. et Lauzon, S. (1990) Alzheimer : comprendre pour mieux aider. Ottawa : Editions du Nouveau Pédagogique, p. 309.
- [14] Dastoor, D. (1989) Déficits cognitifs. *Psychologie Nursing Québec*, 9 (2), p. 14-21.
- [15] Lezak, M.D. (1995). *Neuropsychological Assessment*. Oxford University Press, third edition.
- [16] Schwartz, M.F. (2006). The Cognitive neuropsychology of everyday action and planning. *Cognitive Neuropsychology*, 23 (1), 202-221.
- [17] Cooper, R.P. (2002). Order and disorder in everyday action: the roles of contention scheduling and supervisory attention. *Neurocase*, 8, 61-79.
- [18] Luria, A.R. (1978). Les fonctions corticales supérieures. Paris: PUF.
- [19] Crawford, J.R. (1998). Introduction to the assessment of attention and executive functioning. *Neuropsychological rehabilitation*, 8 (3): 209-211.
- [20] Godefroy, O., Aïthamon, B., Azouvy, P., Didic, M., Le Gall, D. Marié, R.M., Meulemans, T., Chrystelet, M., Peres, B., Pillon, B., Robert, P. (2004). Groupe de réflexion sur l'évaluation des fonctions exécutives. *Syndrômes frontaux et dysexécutifs. Revue neurologique (Paris)*, 160 (10): 899-909.
- [21] Cockburn, J. (1996). Failure of prospective memory after acquired brain damage: Preliminary investigation and suggestions for future directions. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, vol 18, n°2, 304-309.
- [22] Fortin S., Godbout L. & Braun C.M.J. (2002). Strategic sequence planning and prospective memory impairments in frontally lesioned head trauma patients performing activities in daily living. *Brain and Cognition*, 48(2-3), 361-365.
- [23] Kliegel, M., McDaniel, M. & Einstein, G.O. (2000). Plan formation, retention, and execution in prospective memory: a new approach and age related effects. *Memory and Cognition*, 28(6), 1041-1049.
- [24] Shimamura, AP., Janowsky, JS. & Squire, (1991). What is the role of frontal lobe damage in memory disorders? In Levin HS., Eisenberg HM. & Benton AL. *Frontal lobe function and dysfunction* (pp 173-195). New York: Oxford University Press.
- [25] Marsh, R.L., Hicks, J.L., & Watson, V. (2002). The dynamics of intention retrieval and coordination of action in event-based prospective memory. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 28, 652-660.
- [26] Sohlberg, M.M., Mateer, CA. & Stuss, DT. (1993). Cotemporary approaches to the management of executive control dysfunction. *Journal of Head trauma rehabilitation*. 8, 45-58.
- [27] Cohen, J.D. & O'Reilly, R.C. (1996). A preliminary theory of the interaction between prefrontal cortex and hippocampus that contribute to planning and prospective memory. In Brandimonte GO, Einstein & McDaniel (eds) *Prospective memory: theory and applications*. Mahwah NJ: Erlbaum.
- [28] Dutil, E., Bottari, C., Vanier, M., Gaudreault, C. (2005). *Profil des AVQ. Guide de l'utilisateur, Mise en situation. Version 5, Avril 2005*. Editions Emersion.

Promouvoir l'autonomie grâce à une orthèse cognitive ubiquitaire: retour sur expérience

Jérémy Bauchet¹, Hélène Pigot², Sylvain Giroux² et Mounir Mokhtari¹

¹Laboratoire Handicom, Institut TELECOM / TELECOM SudParis, Evry, France

²Laboratoire DOMUS, Université de Sherbrooke, (QC) Canada

{jeremy.bauchet, mounir.mokhtari}@it-sudparis.eu

{helene.pigot, sylvain.giroux}@usherbrooke.ca

Résumé : La réalisation d'activités de la vie quotidienne (AVQ) telles que la préparation des repas est un concept clé pour une vie autonome. En raison de troubles cognitifs, certaines personnes nécessitent d'être assistées pour mener à bien ces AVQ, et ainsi ne pas se retrouver en situation de handicap.

Cet article présente Archipel, une orthèse cognitive mettant en œuvre le principe d'informatique ubiquitaire. En faisant de l'espace de vie un espace d'interaction, Archipel suit la réalisation de l'AVQ et fournit une assistance en cas d'erreur. Son évaluation par 12 adultes présentant une déficience intellectuelle montre l'intérêt de cette approche. Cet article propose un retour sur le travail réalisé, formalisant l'intérêt et les défis de ce type d'orthèse, tout particulièrement en ce qui concerne la mise en œuvre des interactions pour l'assistance cognitive.

Mots clés : Handicaps cognitifs, ergonomie des systèmes d'assistance, interactions homme système d'assistance, intelligence ambiante, maison intelligente.

I. INTRODUCTION

Qu'ils soient acquis ou développementaux, les troubles cognitifs peuvent conduire à une perte de l'autonomie fonctionnelle. L'incapacité à conduire seule et en toute sécurité la réalisation des activités cruciales à son bien-être implique alors la présence aux côtés de la personne d'un tiers aidant. Sans ce support humain, la personne se retrouve irrémédiablement en situation de handicap. Cette charge quotidienne d'accompagnement, souvent vécue comme un fardeau, ainsi que le contexte familial et social trouvent parfois comme seul aboutissement possible le placement de la personne dans un établissement d'accueil.

Ce scénario d'introduction, que l'on sait être valable non seulement pour la clientèle âgée présentant une démence telle que celle de type Alzheimer, mais aussi pour de souvent jeunes adultes présentant un traumatisme

crânien sévère, une déficience intellectuelle, ou encore des personnes de tout âge ayant subi un accident vasculaire cérébral ou présentant une schizophrénie, peut pour certains profils cognitifs trouver une nouvelle fin. Cette alternative repose sur notre capacité à améliorer la prise en charge des personnes dans leur propre espace de vie. Pour les démences de type Alzheimer, l'amélioration peut permettre de retarder l'échéance de l'institutionnalisation. Pour un jeune adulte présentant une déficience intellectuelle, elle peut signifier acquérir l'autonomie suffisante pour prétendre à son propre logement. Dans tous ces cas il est aussi question de soulager la charge des aidants naturels et professionnels.

Cette alternative rime avec technologie, et plus précisément avec le concept d'orthèse cognitive. Une orthèse est un dispositif destiné à limiter l'impact des troubles d'une personne sur son fonctionnement. C'est un concept universel, que l'on oppose à celui de prothèse, cette dernière étant destinée à faire à la place de. On définira donc une orthèse cognitive comme un dispositif technologique destiné à compenser les troubles cognitifs d'une personne afin d'améliorer la réalisation de ses activités de la vie quotidienne (AVQ) [1]. Celle-ci devient alors un client du dispositif, dont le seul objectif doit être de lui fournir des services d'assistance cognitive répondant à ses besoins.

Il existe dès lors diverses alternatives pour la mise en place d'un tel outil. Le Visual Assistant d'Ablelink est un logiciel pour assistant personnel permettant la réalisation pas à pas d'AVQ [2]. Il vise à compenser des problèmes exécutifs de planification en illustrant visuellement chaque étape, et a été spécifiquement pensé pour la clientèle présentant une déficience intellectuelle. Sa principale limitation est qu'il ne dispose d'aucun moyen pour valider les informations de réalisation d'étape données au système par l'utilisateur. Or cette interaction explicite ne garantit finalement absolument pas la véracité de l'exécution.

COACH utilise pour sa part une autre source d'information pour confirmer la réalisation des étapes de l'activité [3]. L'activité en question est le lavage des mains, et la clientèle des personnes âgées souffrant de démence. A nouveau l'objectif est d'aider la personne à compléter au mieux cette activité complexe, en détectant automatiquement les difficultés et en l'incitant par le biais de messages vocaux à compléter les étapes. Pour ce faire, COACH utilise quelques capteurs et une caméra placés dans l'environnement dessiné par le lavabo, le porte-savon et le porte-serviette. Le tout permet à l'orthèse de récupérer implicitement de l'information, qui est traitée pour valider la réalisation des étapes et ainsi fournir une aide adaptée. C'est notamment ce principe qui a guidé le développement d'Archipel, orthèse que nous présentons ici. Archipel utilise l'espace de vie de la personne comme espace d'interaction afin non seulement de détecter ses besoins lors de la réalisation d'une activité mais aussi pour lui fournir de l'information d'assistance. C'est un dispositif technologique dit ubiquitaire, inspiré du paradigme d'interaction proposé par Mark Weiser au début des années 90 [4]. Toutefois, contrairement à COACH, Archipel a été pensé comme un *framework*, un squelette d'application non limité à l'assistance d'une seule activité et pouvant être déployé dans divers environnements. Dans cet article, nous proposons un retour global sur notre expérience de conception d'une orthèse cognitive ubiquitaire et sur l'évaluation qui en a été réalisée. Nous dressons tout d'abord un portrait de ce que doit être une orthèse cognitive ubiquitaire et des problématiques associées. Puis une présentation générale des développements réalisés est effectuée sur fond d'évaluation du prototype. Le tout permet de conclure sur les forces et faiblesses de notre approche.

II. UBIQUITE ET ASSISTANCE COGNITIVE

L'informatique ubiquitaire vise à repenser les interactions entre l'homme et la machine. L'approche commune veut que ce soit l'utilisateur qui fasse le pas vers la machine afin que celle-ci lui délivre l'information recherchée. Cette relation est explicite, l'utilisateur devant à l'aide de dispositifs d'entrée standards préciser ses besoins. La réponse à cette demande oblige généralement l'utilisateur à focaliser son attention sur un écran. A l'opposé, le courant ubiquitaire considère que ce n'est pas la machine mais l'utilisateur qui doit se trouver au centre de la scène, libre de pouvoir focaliser à sa guise sa pensée. La machine passe alors en arrière plan, avec pour rôle de fournir des services utiles à l'utilisateur, devenu client. Pour ce faire, l'idée est de placer judicieusement dans l'espace de vie de la personne un peu de technologie. Ces éléments, inter communicants,

formeront une communauté de dispositifs au service de la personne. D'une part ils auront pour tâche de capter les besoins exprimés implicitement par la personne, d'autre part ils assureront la mise en œuvre des services au sein même de l'espace de vie. Enfin, pour réaliser une telle mise en œuvre, la thématique de sensibilité au contexte doit être abordée. Une application est sensible au contexte si elle est à même d'utiliser l'ensemble des informations recueillies implicitement dans l'environnement pour adapter les services fournis à la personne.

L'approche ubiquitaire offre de nouveaux horizons pour l'assistance cognitive. On peut en effet y voir les ressources nécessaires pour faire d'une orthèse un partenaire proactif, capable d'offrir à la personne avec troubles cognitifs un support dans l'accomplissement de son quotidien d'une façon aussi naturelle que le ferait un aidant [5].

Ces considérations permettent de cibler les verrous liés à la mise en œuvre d'un tel système. On les illustrera grâce à la figure 1, qui présente le principe d'une boucle de service d'assistance pour une orthèse ubiquitaire. Cette figure introduit les entités suivantes :

- **le client**, qui est à la fois l'origine et le destinataire de la boucle de service d'assistance. Le client peut manifester son besoin de service de façon explicite ou implicite. Les spécificités du client sont décrites par son profil ;

- **l'orthèse**, vue comme le fournisseur de service. On considère ici l'orthèse comme un processus intelligent, centralisé ou non, dont le rôle est de répondre aux besoins du client par une offre de service ;

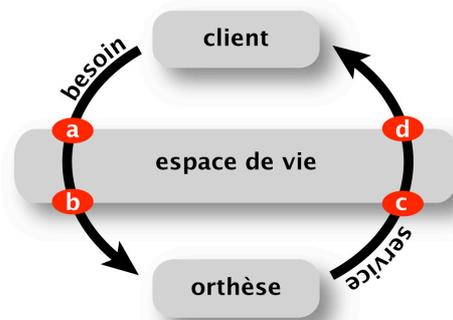


Figure 1. Boucle de service pour une assistance cognitive ubiquitaire

- **l'espace de vie**, qui peut être vu sous deux angles :

- *du point de vue de l'orthèse*, l'espace de vie est avant tout un **espace d'interaction**. C'est cet espace qui contient les dispositifs technologiques permettant à l'orthèse – vue comme l'intelligence – de percevoir implicitement ou non les

informations liées au contexte ainsi que de fournir des services au client ;

- *du point de vue du client*, l'espace de vie est un **espace support**. Dans cet espace la personne trouve les objets de la vie quotidienne qui sont source naturelle de services pour réaliser ses activités. A noter que l'espace de vie peut dans certaines situations s'avérer contraignant pour la personne, c'est-à-dire être à l'origine d'une situation de handicap.

Dès lors, la question centrale porte sur la capacité de l'orthèse à utiliser l'espace de vie pour répondre aux besoins du client. Pour ce faire, quatre thématiques clés de la boucle de service, identifiées par les lettres *a* à *d* dans la figure 1, doivent être approfondies.

- *thématique a* : expression et représentation des besoins, matérialisation et suivi dans l'espace de vie ;

- *thématique b* : compréhension de besoins non exprimés s'étant matérialisés dans l'espace de vie ;

- *thématique c* : mise en œuvre des services d'assistance dans l'espace de vie ;

- *thématique d* : suivi de l'assistance et ajustement des services

Dans la prochaine section, nous montrons comment ces thématiques ont été abordées lors du développement de l'orthèse Archipel ou comment celles-ci se sont matérialisées lors de l'évaluation du prototype par 12 adultes présentant une déficience intellectuelle.

III. DEVELOPPEMENT ET EVALUATION DE L'ORTHESE UBIQUITAIRE ARCHIPEL

Parmi les AVQ, la préparation des repas est une tâche importante pour répondre aux exigences et aux attraits d'une vie autonome. De plus, ce type d'activité est exigeant d'un point de vue cognitif, impliquant des ressources exécutives, d'initiation et de planification, attentionnelles et mnésiques. Or ces ressources cognitives sont particulièrement impliquées dans les cas de perte d'autonomie [8]. La préparation des repas est donc une cible pertinente pour l'évaluation d'une orthèse ubiquitaire.

A. Objectifs de l'évaluation et présentation générale du protocole

L'objectif principal de l'évaluation était de valider l'approche technologique retenue pour assister une personne présentant des troubles cognitifs lors de la réalisation d'une AVQ domiciliaire complexe, dont les activités de cuisine sont représentatives. Par validation, on entend que la présence de l'orthèse dans l'espace de

vie - dans cette étude la cuisine - améliore l'autonomie de la personne pour cette réalisation.

Pour ce faire, Archipel a été déployé dans un appartement dédié à la recherche se trouvant au sein du Laboratoire DOMUS de l'Université de Sherbrooke (Québec) [9]. Il s'agit d'un appartement standard et parfaitement fonctionnel, mais disposant de l'infrastructure technologique nécessaire à la mise en œuvre d'un tel outil. Dans cet environnement, 12 adultes présentant une déficience intellectuelle ont participé à l'évaluation de l'orthèse. Pour cela, il leur a été demandé de réaliser deux recettes similaires, l'une avec la technologie, l'autre sans. Un chercheur, jouant le rôle d'aidant, était présent à leur côté afin de répondre à leurs questions lors de la réalisation. L'évaluation portait sur le nombre et le type des interventions du chercheur, l'idée générale étant que si ce nombre diminue lorsque l'orthèse est présente alors celle-ci améliore l'autonomie des participants. Une présentation plus complète du protocole peut être trouvée dans [10].

B. Expression et représentation des besoins, matérialisation et suivi dans l'espace de vie (thématique a)

Dans cette évaluation, le besoin est clairement identifié comme l'aide à la réalisation d'une recette de cuisine. Pour proposer ce service d'assistance, Archipel met en œuvre une mécanique de monitoring. Le monitoring consiste à suivre la réalisation d'une activité donnée sur la base d'un modèle prédéfini, à détecter les erreurs liées à cette réalisation puis à les qualifier [11]. Le monitoring d'activité s'oppose à la problématique de reconnaissance d'activité, dans la mesure où dans la seconde l'objectif de réalisation de la personne n'est pas connu.

Pour réaliser le monitoring, Archipel dispose d'un modèle de l'activité en décrivant les contraintes de réalisation [12]. Ce modèle s'inscrit dans une optique ubiquitaire, dans la mesure où il permet de faire le lien entre l'activité et les actions réalisées par la personne dans l'espace de vie. Il décrit en effet l'AVQ de façon hiérarchique, ses feuilles correspondant aux dites actions.

La perception des actions est assurée par divers capteurs placés dans la cuisine (figure 2). En l'occurrence, ceux-ci renseignent sur la position de la personne et la présence d'activité dans certaines zones de la cuisine, l'utilisation des équipements tels que le réfrigérateur, les placards ou la robinetterie, voire le déplacement de certains objets. Archipel fournit la mécanique de gestion de contexte permettant de décrire ces équipements et d'utiliser leurs données pour inférer les actions de la personne.



Figure 2. Illustration des capteurs déployés pour le prototype : détecteurs de mouvement, tapis tactiles, débitmètres, contacts électromagnétiques, émetteurs-récepteurs de localisation à ultra large bande

Les actions perçues sont alors traitées au sein de la structure représentant l'activité. Cette structure supporte les contraintes inhérentes à la réalisation, permettant par exemple de contrôler si l'ordonnancement des actions est conforme aux besoins de l'activité. Si tel n'est pas le cas, l'erreur détectée est qualifiée, ici sous la forme d'un trouble de la planification. C'est cette qualification qui servira de support à l'assistance fournie. La démarche algorithmique mise en œuvre et couvrant aussi les problèmes d'initiation, d'attention et de mémoire est détaillée dans [12].

La mécanique de monitoring permet de répondre à un besoin exprimé. Concrètement, il est nécessaire de préciser au système l'activité que l'on souhaite réaliser pour qu'il en assure le suivi. Cette mécanique souffre néanmoins de la difficulté d'élaborer un bon modèle de l'activité. On ne parle pas ici de la notion d'alternatives à la réalisation, qui est supportée par la structure et dont la nécessité pour la clientèle est limitée. En effet, les intervenants en réadaptation prônent un cadre relativement rigide pour la réalisation de ce type d'activité. La difficulté réside dans la sémantique à donner aux actions. Ainsi, lors des évaluations, il était prévu que l'usage du robinet nous renseigne sur la préparation de la cuisson des pâtes (remplissage d'une casserole d'eau). Or nombre de participants ont souhaité se remplir un verre d'eau. Cette activité complémentaire est alors venue perturber le suivi de la recette de cuisine. Une solution à ce problème est discutée à la section E.

C. Mise en œuvre des services d'assistance dans l'espace de vie (thématique c)

La détection et qualification d'une erreur se traduit par la mise en œuvre d'un service d'assistance. L'initiative provient alors de l'orthèse, mais il est tout aussi possible

de proposer divers outils d'assistance à la personne. Elle pourra ainsi les activer selon ses besoins.

Les figures 3 et 4 illustrent deux services d'assistance. Le premier est une assistance procédurale. Elle présente les étapes de réalisation de l'activité et permet une navigation explicite au sein de la procédure. Cette vue de la réalisation est couplée au monitoring, évoluant automatiquement si le système valide la réalisation d'une étape, ou déclenchant une erreur si la personne sélectionne le bouton « suivant » alors que l'étape courante n'a pas été menée à terme. Pour sa part, la figure 4 présente un outil dédié à la localisation des objets dans l'environnement. Ce support mnésique permet, suite à la sélection d'un item, de mettre en évidence son emplacement dans l'espace de vie.

Ces illustrations mettent en évidence la spécificité des interactions homme machine dans le cadre de l'assistance cognitive. En effet, les messages adressés à la personne ont pour but d'inciter celle-ci à réaliser certaines actions. L'assistant procédural invite à la réalisation des différentes étapes de l'AVQ. Si l'illustration est textuelle et photographique alors l'invitation est relativement abstraite (voir figure 3). Elle devient plus concrète si une vidéo remplace la photographie. Elle l'est encore plus avec l'assistant à la localisation, un système d'éclairage mettant en évidence le rangement contenant l'objet désiré (voir figure 4). Cette spécificité nous a conduit à introduire le concept d'*acte d'assistance*. Un acte d'assistance est une interaction dont l'objectif est la réalisation par la personne assistée d'une action spécifique. Les actes d'assistance tirent leur nom des *actes de langage*. Ce concept linguistique souligne la capacité du langage à modifier l'état du monde. C'est le cas lorsque, par exemple, on demande à un tiers d'allumer une lumière et que celui-ci s'exécute. Le principe des actes d'assistance est présenté dans [11].

Un acte d'assistance est avant tout un processus de communication. A l'heure actuelle, Archipel offre la mécanique permettant à partir du type de message que le système souhaite faire passer de trouver l'effecteur adapté et de réaliser l'interaction. Par exemple, lorsque la personne sélectionne un item grâce à l'assistant à la localisation (figure 4), un acte de « mise en évidence » de l'objet considéré est généré. Cette abstraction de l'interaction est traitée de manière à trouver un dispositif physique offrant ce type de service d'interaction et étant judicieusement localisé. Enfin, on notera que lors du monitoring, les actes d'assistance produits à l'initiative de l'orthèse sont basés sur le type de message associé à la qualification cognitive que le système réalise de l'erreur. Ainsi un problème d'attention (qualification) entrainera le rappel (type de message) de l'objectif courant.



Figure 3. Assistance procédurale. Un écran tactile sert de support à l'interaction d'assistance.

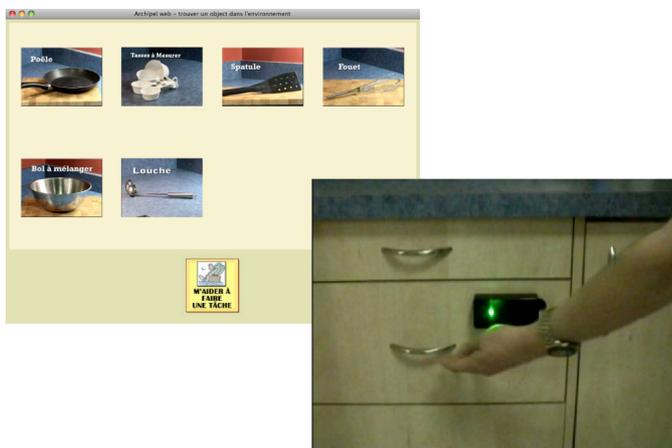


Figure 4. Assistance à la localisation des objets. La demande est réalisée grâce à un écran tactile. Le support de l'interaction d'assistance est un dispositif d'éclairage mettant en évidence l'emplacement de l'objet recherché.

D. Suivi de l'assistance et ajustement des services (thématique d)

Le plus grand défi des actes d'assistance est l'effectivité de la communication établie entre l'orthèse et la personne. Si le message est compris, l'information qu'il véhicule étant adaptée à la difficulté rencontrée, alors la personne pourra aller de l'avant dans sa réalisation. Comme précisé précédemment, un travail est réalisé en amont afin de trouver le support d'interaction le plus adéquat, en valorisant tout particulièrement les interactions prenant place dans l'environnement, là où se réalise l'activité. De même, il existe une mécanique de régulation permettant de ne pas submerger le client d'informations. Enfin, un suivi de l'assistance est réalisé.

Celui-ci permet d'ajuster l'interaction si l'erreur est reproduite. La stratégie utilisée consiste à mettre en œuvre des modalités d'interaction de plus en plus concrètes. Néanmoins, il est évident que la formalisation des interactions pour l'assistance cognitive n'en est qu'à ses prémices.

E. Compréhension des besoins non exprimés (thématique b)

A l'heure actuelle, Archipel ne dispose pas de mécanisme permettant d'inférer des besoins en assistance non exprimés *a priori*. Il s'agit d'une problématique ouverte si on la considère sous l'angle de la reconnaissance d'activité. On peut en effet associer ce problème à celui de la compréhension des objectifs poursuivis par la personne. Une fois l'objectif inféré, en assurer le suivi de la réalisation nous reporte à la première thématique pour laquelle une solution est proposée ici. Toutefois, la reconnaissance d'activité est une problématique largement étudiée mais qui reste à l'heure actuelle ouverte. De notre côté, nous pensons qu'une approche plus raisonnable et peut être suffisante est de se concentrer sur la détection des situations dangereuses et/ou source de handicap pour la personne. Dans l'exemple du verre d'eau introduit précédemment, la personne est amenée à utiliser le robinet à un moment non prévu. Elle semble ainsi éprouver un problème de planification. L'idée serait alors de relativiser cette action a priori erronée en fonction du profil de la personne et des aspects sécurité. Si l'eau est froide et que l'ouverture est limitée dans le temps, il n'est peut être pas nécessaire d'aller jusqu'à la compréhension du but de la personne - se désaltérer - pour inférer que cette situation n'est pas à risque. Une intervention d'assistance devient inutile. D'un point de vue méthodologique, Kadouche *et al.* proposent une mécanique d'inférence des situations de handicap d'une personne avec troubles moteurs dans son environnement [13]. Une généralisation de ce type d'approche basée sur une couche de sens commun est à étudier.

F. Aperçu des résultats de l'évaluation

L'évaluation de l'orthèse Archipel a montré le bien-fondé de cette approche. Les résultats concluent sur une baisse importante du nombre d'interventions du chercheur jouant le rôle d'aidant lorsque la technologie est présente (figure 5). On note de plus une modification du type d'information donnée, celles-ci devenant plus abstraites avec la technologie. Ainsi, plutôt que d'aider directement la personne, le chercheur l'incite à utiliser l'orthèse. Néanmoins, la qualification exacte de chaque intervention n'a pas été réalisée.

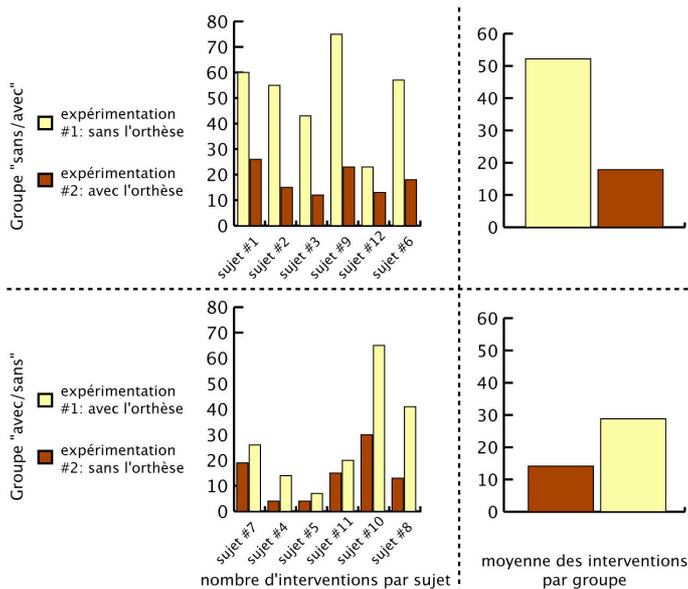


Figure 5. Nombre d'interventions données au cours de l'évaluation du prototype. Le premier groupe de participants a complété la première activité sans l'orthèse puis la seconde avec. Le protocole inverse s'applique au second groupe.

L'évaluation a aussi mis en évidence les limites de l'implémentation courante. Le cas des erreurs de monitoring dues à des actions non prévues mais parfaitement acceptables a déjà été illustré. L'autre grand point noir réside dans la mise en œuvre des actes d'assistance. Si les dispositifs d'éclairage placés aux endroits clés de l'environnement s'avèrent être de formidables médias d'interactions, d'autres comme les messages audio préenregistrés utilisés à des fins de rappel n'atteignent absolument pas leur but. Il reste évident qu'outre les défis plus algorithmiques tels que le monitoring voire la reconnaissance d'activités, les processus de communication constituent un important verrou pour ce genre de réalisation.

IV. CONCLUSION

Cet article présente Archipel, une orthèse cognitive ubiquitaire. Archipel utilise l'espace de vie de la personne pour percevoir ses actions et les comparer avec un modèle prédéterminé de l'activité assistée. En cas d'erreur, ou à la demande de l'utilisateur, l'orthèse fournit une assistance au sein de l'espace de vie sous la forme d'actes incitant à la réalisation d'actions opportunes. Archipel a fait l'objet d'une évaluation par 12 adultes présentant une déficience intellectuelle. Cette évaluation montre que l'approche est pertinente pour améliorer leur autonomie, tout en illustrant la difficulté d'une telle mise en œuvre.

V. BIBLIOGRAPHIE

- [1] H. Pigot, J. Bauchet, and S. Giroux. Assistive devices for people with cognitive impairments, chapter 12, pages 217–236. *The Engineering Handbook on Smart Technology for Aging, Disability and Independence*. John Wiley & Sons, 2008.
- [2] D. K. Davies and M. L. Wehmeyer. Enhancing independent task performance for individuals with mental retardation through use of a handheld self-directed visual and audio prompting system. *Education and Training in Mental Retardation and Developmental Disabilities*, 37(2): 209–217, 2002.
- [3] A. Mihailidis, J. C. Barbenel, and G. R. Fernie. The efficacy of an intelligent cognitive orthosis to facilitate handwashing by persons with moderate-to-severe dementia. *Neuropsychological Rehabilitation*, 14(1) :135–172, 2004.
- [4] M. Weiser. *The computer for the 21st century*. Scientific American, pages 94–104, 1991.
- [5] H. Kautz, O. Etzioni, D. Fox, and D. Weld. *Foundations of assisted cognition systems*. Technical Report CSE-02-AC-01, University of Washington, 2003.
- [8] H. Pigot, J. P. Savary, J. L. Metzger, A. Rochon, and M. Beaulieu. Advanced technology guidelines to fulfill the needs of the cognitively impaired population. In *3rd International Conference On Smart Homes and health Telematic (ICOST)*, Assistive Technology Research Series, pages 25–32. IOS Press, 2005.
- [9] Laboratoire DOMUS <http://www.domus.usherbrooke.ca>
- [10] H. Pigot, D. Lussier-Desrochers, J. Bauchet, Y. Lachapelle, and S. Giroux. A smart home to assist recipes' completion (extended version), volume 21 of *Technology and aging*, Assistive Technology Research Series, IOS Press, 2008.
- [11] J. Bauchet, H. Pigot, S. Giroux, D. Lussier-Desrochers, Y. Lachapelle, and M. Mokhtari. Designing judicious interactions for cognitive assistance : the acts of assistance approach. In *Assets'09: Proceedings of the 11th international ACM SIGACCESS conference on Computers and Accessibility*, pages 11–18, 2009.
- [12] J. Bauchet, S. Giroux, H. Pigot, D. Lussier-Desrochers, and Y. Lachapelle. Pervasive assistance in smart homes for people with intellectual disabilities - A case study on meal preparation. *IJARM*, 9(4) :42–54, 2008.
- [13] R. Kadouche, B. Abdulrazak, S. Giroux, and M. Mokhtari. Disability centered approach in smart space management. *International Journal of Smart Home (IJSH)*, 3(2) :13–26, 2009.

Méthode de mesure des déformations du corps calleux pour l'étude de la SEP

Derraz F.¹, Pinti A., Lenne B.², Peyrodie L.³, Hautecoeur P.², Taleb-Ahmed A.¹, Chikh A.⁴

¹LAMIH, FRE 3046 CNRS, Université de Valenciennes, 59300, France
({Foued.Derraz,Taleb,Antonio.Pinti}@univ-valenciennes.fr).

²GHICL – Center Hospitalier St Philibert – 59462 Lomme, France
({hautecoeur.patrick,lenne.bruno}@ghicl.net,)

³Hautes Etudes d'Ingénieur, Lille 59046, France

⁴GBM LAB, Université Abou bekr Belkaid, Tlemcen, 13000, Algérie
(az_chikh@mail.univ-tlemcen.dz)

Résumé : Dans cet article, nous présentons une méthode de mesure des déformations volumiques du Corps Calleux (CC) consécutives à la Sclérose En Plaques (SEP). Une méthode de segmentation 3 D du volume d'intérêt basée sur les modèles déformables est proposée. Des mesures sont ensuite réalisées sur ce volume à partir d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) cérébrales. La variabilité de la forme géométrique du CC est quantifiée. Les déformations des deux extrémités ainsi que l'épaisseur du CC ont été retenues pour valider la méthode. Les résultats permettent à l'aide du critère établi d'évaluer le taux de déformation du CC chez les patients à partir de séquences IRM de patients avec différents degrés de handicap.

Mot Clés : Segmentation, Sclérose en Plaques, Corps Calleux, Imagerie Médicale.

I. INTRODUCTION

L'imagerie médicale a complètement modifié la perception des maladies neurologiques par l'apport d'informations fondamentales sur la compréhension des phénomènes pathologiques. Elle permet en particulier d'améliorer la prise en charge des patients en précisant le diagnostic, la localisation des lésions et le suivi thérapeutique [1]. Cette approche prospective est essentielle dans l'étude de la Sclérose En Plaques (SEP) afin de mieux comprendre l'évolution de la maladie invalidante. La SEP est une maladie inflammatoire chronique et démyélinisante du système nerveux central, polymorphe dans son histoire naturelle, sa symptomatologie et donc dans la prise en charge du patient [1-3]. Elle se présente sous différentes formes cliniques, formes rémittentes, secondairement progressives ou progressives d'emblée. Elle est la

première cause de handicap non traumatique chez l'adulte jeune. Débutant vers 30 ans, elle aboutit à un handicap moteur progressif [1,2]. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est devenue l'examen paraclinique essentiel au diagnostic de SEP, et le plus informatif dans la compréhension de la maladie et de la prise en charge du patient [2]. Dans des études récentes, une corrélation a été établie entre l'évolution de la SEP et la forme de Corps Calleux (CC) [11,14]. Les déformations observées sur le CC pourraient ainsi donner une indication sur l'évolution de la SEP et l'installation du handicap. Le CC a un rôle moteur dans la connexion entre les régions corticales homologues et la facilitation du transfert d'informations entre les deux hémisphères. La partie la plus antérieure du CC connecte les lobes frontaux alors que la partie la plus postérieure connecte les lobes occipitaux. Plusieurs travaux ont suggéré la présence d'un déficit de transfert interhémisphérique d'informations motrices et sensorielles dans la SEP, associé au handicap [7,13]. L'atrophie du CC s'aggraverait avec l'évolution de la maladie, avec une perte d'environ 2% de surface callosale par an. Cette évolution serait indépendante de la forme évolutive de la maladie, mais corrélée à l'évolution du handicap [17]. De rares études ont comparé l'atrophie du CC en fonction de la forme évolutive de la maladie. Ainsi, une étude longitudinale comparative sur cinq ans de patients SEP-RR (n=75) et de SEP-SP (n=53), évaluant un indice de l'atrophie calleuse (corpus callosum index), rapportait à l'inclusion une atrophie calleuse et une progression de celle-ci au cours du suivi, plus marquée chez les patients atteints de forme SP [18]. La présence précoce de lésions calleuses chez les patients CIS seraient même prédictive de leur

risque de conversion vers une SEP cliniquement définie. Ainsi, dans une étude longitudinale récente auprès de 158 patients CIS, les patients ne remplissant pas les critères diagnostic IRM de Barkhof avaient un risque multiplié par quatre de développer une SEP cliniquement définie (Risque relatif de 3.8) en cas de lésion au niveau du CC [19]. Bien que le CC soit visualisé facilement sur des coupes sagittales, l'association anatomo-clinique entre la morphologie de CC et une symptomatologie n'est pas simple (Fig .1).

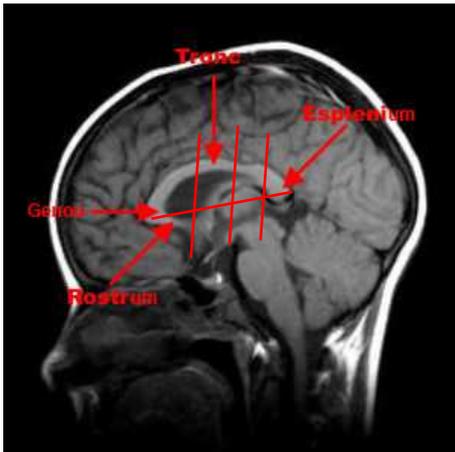


Fig.1 : division du CC en quatre segments possibles en IRM.

Cette difficulté est due à la diversité des méthodes de subdivision et par le nombre variable de sous-régions à étudier [13].

Dans cet article nous développons une méthode pour l'extraction et la mesure des déformations du CC. La démarche que nous proposons consiste à segmenter en 3D les IRM cérébrales pour l'extraction de CC par un modèle des surfaces actives. Le volume d'image segmenté est issue de la fusion des images enregistrées selon quatre modalités d'acquisition IRM (T1, T2, T1 Gado, T2FLair). Ceci permet d'aider le modèle des surfaces actives dans sa tâche de segmentation. Le modèle de CC est divisé par la suite en différents segments possibles. Nous proposons une méthode pour établir des relations géométriques entre les différents segments de CC. Ces relations géométriques ont permis d'établir un critère pour aider le médecin à identifier les zones cérébrales du CC déformées.

II. METHODOLOGIE D'EXTRACTION DU CORPS CALLEUX

Nous proposons une méthodologie d'extraction du CC chez des patients atteints de SEP par la méthode des

surfaces actives. Nous avons organisé la méthode d'extraction du CC selon l'organigramme présenté sur la Fig. 2.

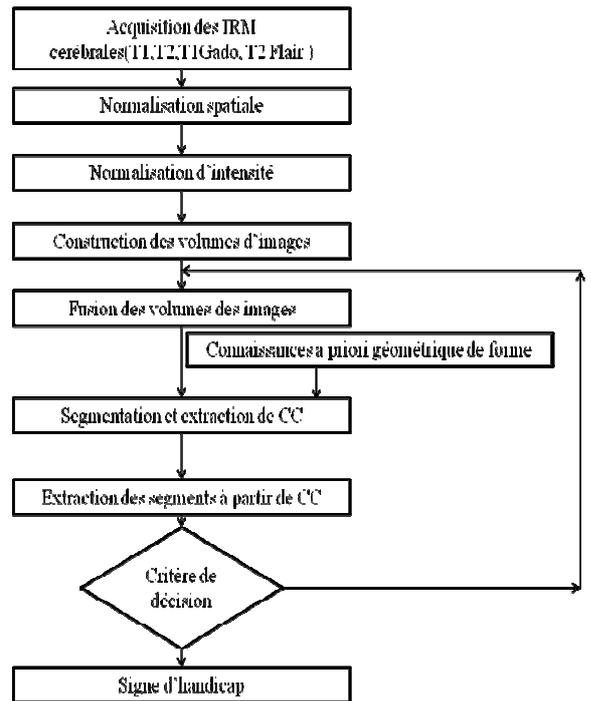


Fig. 2. Organigramme de traitement des IRM.

Dans les sections suivantes, nous détaillons les différentes étapes nécessaires pour l'extraction de CC et pour établir les mesures de déformations.

III. PROTOCOLE D'ACQUISITION DES IRM

La base de données d'images utilisée dans le cadre de cet article a été réalisée au centre hospitalier Saint Philibert (Lomme). Elle porte sur 5 patients et 1 témoin, pour un total de 6 acquisitions.

Les protocoles d'acquisition des images médicales sont : T1 FLAIR (TE=150, TR=9600, TI=2200), T2 (TE=150, TR=10000, TI=2200), T1Gado (TE=150, TR=10000, TI=2200), T2 FLAIR (TE=150, TR=10000, TI=2200), taille des voxels 0.47*0.47*3.3 mm³). Les images sont codées sur 12bits/pixel. Malgré sa faible résolution en z et des artefacts de flux particulièrement visibles, le T2 FLAIR est indispensable à la détection des lésions de SEP, dont le contraste est excellent sur les séquences IRM. Il fournit cependant une sur-segmentation des lésions et ne peut être utilisé seul pour la SEP. C'est pour cela que nous avons aussi fusionné les autres modalités de T2, T1, T1 Gado pour améliorer la segmentation.

Normalisation spatiale

Pour les besoins de l'algorithme d'extraction, nous avons également besoin d'une labélisation a priori des images, c'est-à-dire de la probabilité a priori d'appartenir à certaines classes : matière blanche, matière grise, liquide céphalo-rachidien [4].

Normalisation en intensité

Lors de l'acquisition, deux voxels identiques n'ont pas nécessairement la même intensité. Pour cela nous avons utilisé une correction a posteriori de biais dans les images 3D pour limiter ces variations lors de l'acquisition. La méthode repose généralement sur une modélisation de l'image en fonction de l'intensité "réelle" du voxel qui traduit les caractéristiques physiques du tissu. Etant donné un voxel \mathbf{x} de coordonnées (x, y, z) dans l'IRM, son intensité I est considérée comme étant reliée à l'intensité réelle \mathbf{x} suivant :

$$I = \mathbf{x} + \mathbf{e} \quad (1)$$

où \mathbf{e} est le biais, généralement considéré comme une fonction des coordonnées (x, y, z) , variant lentement dans le volume d'image, et supposé multiplicatif, en accord avec la nature intrinsèque des phénomènes physiques sous-jacents [4,8]. Dans notre travail nous avons corrigé le biais avec une méthode basée sur un critère de type entropique [4,5].

Fusion des images

Enfin, les données issues des différentes modalités sont fusionnées par une la méthode de Dempster-Shafer [12] pour obtenir un volume d'image multi spectrale. En effet, l'IRM peut fournir des informations diverses sous forme d'intensités d'images liées à l'anatomie par une variété de séquences d'excitations (T1, T2, T1Gado et FLAIR) qui peuvent donner des informations complémentaires afin d'améliorer le diagnostic clinique.

Les images obtenues à partir des différentes séquences d'excitation, sont également appelées : images multispectrales. Un objet volumique se compose de différents éléments biologiques. Une seule IRM ne peut pas fournir des informations complètes sur tous les éléments à analyser. Par conséquent, les médecins combinent toujours l'information multispectrale d'IRM d'un même objet pour les interpréter.

Le volume d'image fusionnées est exploité pour la segmentation du CC (Fig. 3).

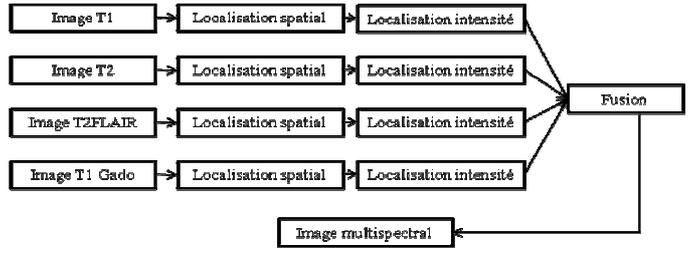


Fig. 3. Fusion des 4 modalités IRM pour avoir une image multi spectrale.

IV. EXTRACTION DE LA FORME DU CORPS CALLEUX

A) Segmentation 3D

L'extraction de la forme de CC est très sensible aux protocoles d'acquisition utilisés en IRM. Pour l'extraction de la forme du CC, différentes approches sont possibles [7, 9, 10]. La première approche utilise les surfaces actives basée surfaces [7,9]. Cela permet d'utiliser une information locale. Or, pour segmenter un volume IRM, un expert se sert des informations spatiales globales et d'une information a priori de la forme géométrique de CC. La méthode basée région de volume permet d'introduire des termes globaux caractérisant l'information spatiale et l'information a priori de la forme géométrique à segmenter. Dans notre cas, l'équation à minimiser est de la forme suivante :

$$E = \int_{\partial V} k_b(\mathbf{x}, \partial V) da(\mathbf{x}) + \lambda \int_{\partial V} k_{forme\ CC}(\mathbf{x}, \partial V_{ref}) da(\mathbf{x}) + \int_V k_{in\ CC}(\mathbf{x}, V) d\mathbf{x} + \int_V k_{out\ CC}(\mathbf{x}, V) d\mathbf{x} \quad (2)$$

Où $da(\mathbf{x})$ est l'élément de volume correspondant au voxel \mathbf{x} , λ est le paramètre de pondération de la forme a priori et $k_b(\mathbf{x}, \partial V) = 1 / (1 + |\nabla G_\sigma * V|^2)$ est le descripteur surface, G_σ est un noyau gaussien. $k_{forme}(\mathbf{x}, \partial V_{ref})$ est le descripteur d'a priori de forme qui sera définie par la suite. $k_{in}(\mathbf{x}, V)$ et $k_{out}(\mathbf{x}, V)$ sont respectivement les descripteurs de volume intérieur et extérieur de la surface active délimités par la surface ∂V . Ces descripteurs sont définis respectivement par les probabilités qu'un voxel appartient au volume intérieur ou extérieur. Leurs expressions sont données par :

$$k_{in\ CC}(\mathbf{x}, V) = \log \left(\frac{1}{p(\mathbf{x} \in V_{in\ CC} | V_I)} \right) \quad (3)$$

$$k_{outCC}(\mathbf{x}, V) = \log \left(\frac{1}{p(\mathbf{x} \in V_{outCC} | V_I)} \right) \quad (4)$$

La fonctionnelle à minimiser comporte des critères globaux caractérisant la région et l'a priori de forme. L'équation d'évolution du modèle des surfaces actives est obtenue par dérivée Eulérienne :

$$\frac{\partial S}{\partial t} = \left\{ \begin{array}{l} -k_b(\mathbf{x}, \partial V) \kappa - k_{inCC}(\mathbf{x}, V) + k_{outCC}(\mathbf{x}, V) + \lambda k_{formeCC}(\mathbf{x}, \partial V_{ref}) \\ -\lambda \langle \nabla k_{formeCC}(\mathbf{x}, \partial V), \bar{N}_{ref} \rangle + \langle \nabla k_b(\mathbf{x}, \partial V), \bar{N} \rangle \end{array} \right. \quad (5)$$

où \bar{N} est le vecteur normal à la surface et \bar{N}_{ref} est le vecteur normal intérieur à la surface de la forme de référence.

Le descripteur de forme

$$k_{formeCC}(x, \partial V_{ref}) = \frac{1}{2} d^2(\mathbf{x}, \partial V_{ref}) = \min \left(\frac{1}{2} \|\partial V - \partial V_{ref}\|^2 \right)$$

calcule la distance euclidienne pour le maximum de ressemblance entre la surface en évolution ∂V et la surface de référence ∂V_{ref} .

Dans le cadre d'ensemble de niveaux, le modèle des surfaces actives peut être formulé en considérant que les surfaces sont représentées par l'ensemble $\omega = \{\mathbf{x} = (x, y, z) \in V_I | \phi(\mathbf{x}) = 0\}$. L'équation d'évolution de notre modèle de segmentation est représentée implicitement dans le cadre d'ensemble de niveaux par :

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \left\{ \begin{array}{l} k_b(\mathbf{x}, \partial V) \kappa + k_{inCC}(\mathbf{x}, V) - k_{outCC}(\mathbf{x}, V) \\ + \lambda k_{formeCC}(\mathbf{x}, \partial V_{ref}) \end{array} \right\} \delta(\phi) \quad (6)$$

$$-\lambda \left\langle \nabla k_{formeCC}(\mathbf{x}, \partial V), \frac{\nabla \phi_{ref}}{|\nabla \phi_{ref}|} \right\rangle \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} + \langle \nabla k_b(\mathbf{x}, \partial V), \nabla \phi \rangle$$

où $\delta(\cdot)$ est la fonction de Dirac.

B) Recalage rigide des formes à extraire

A chaque instant, les surfaces sont comparées, ils doivent à chaque fois être alignés en fonction du minimum de la distance d [13]. Les paramètres d'alignement sont exprimés sous la forme suivante :

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial \mu}{\partial t} = -\lambda \int_V \delta(\phi) d(\mu R\mathbf{x} + T) \nabla d(\mu R\mathbf{x} + T) R\mathbf{x} |\nabla \phi| d\mathbf{x} \\ \mu(0) = \mu_0 \end{array} \right. \quad (7)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial \theta}{\partial t} = -\lambda \mu \int_V \delta(\phi) d(\mu R\mathbf{x} + T) \nabla d(\mu R\mathbf{x} + T) \left(\frac{\partial R}{\partial \theta} x \right) |\nabla \phi| d\mathbf{x} \\ \theta(0) = \theta_0 \end{array} \right. \quad (8)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial T}{\partial t} = -\lambda \int_V d(\mu R\mathbf{x} + T) \nabla d(\mu R\mathbf{x} + T) |\nabla \phi| d\mathbf{x} \\ T(0) = T_0 \end{array} \right. \quad (9)$$

Pour avoir un paramétrage rapide nous avons remplacé la distance d par une distance normalisée :

$$d \left(\phi(\mu R\mathbf{x} + T), \phi_{ref} \right) = \frac{1}{2} \int_V \left(\frac{H(\phi(\mu R\mathbf{x} + T))}{-H(\phi_{ref}(\mathbf{x}))} \right)^2 \left(\frac{h(\phi) + h(\phi_{ref})}{h(\phi_{ref})} \right) d\mathbf{x} \quad (10)$$

Où $h(\phi)$ est la fonction de Heaviside normalisée donnée

$$\text{par } \frac{H(\cdot)}{\int H(\cdot)}.$$

C'est ce modèle de recalage que nous avons utilisé dans par la suite pour déterminer les zones de déformations du CC. En effet, nous obtenons un volume de référence qui sera comparé au volume déterminé.

C) Segmentation des zones d'intérêt du CC

Nous proposons de déterminer les segments de CC par la méthode suivante (Fig. 4). A partir de la surface du CC, on détermine la distance maximale notée dd_{max} entre les deux points les plus éloignés de cette surface suivant l'axe sagittal qui est l'axe principale.

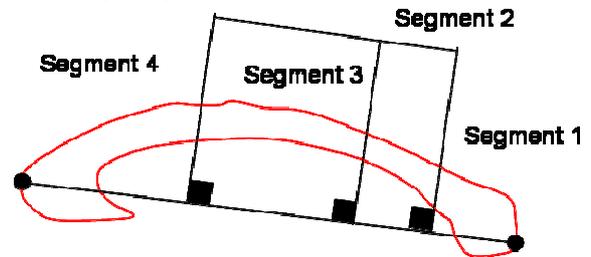


Fig. 4. Division en 4 segments pour le CC.

Une projection orthogonale à partir esplenium (Fig. 1) de 1/10 pour le premier segment et 1/5 (Tronc) pour le deuxième segment et à partir du 8/10 pour le dernier segment le plus proche du genou. Les segments sont notés respectivement par *segment1*, *segment2*, *segment3* et *segment4*.

Une première déformation peut être mise en évidence en divisant la hauteur moyenne du segment 2 par la surface de ce même segment. Ce découpage dans un espace 3 D donne un volume.

D) Comparaison des volumes pour mesurer les déformations du CC

A Partir du volume de référence V_{ref} , nous évaluons dans chaque zone les déformations par rapport au volume déterminé V_{calc} par le modèle des surfaces actives sur le CC à comparer. Un rapport est calculé entre V_{ref} et le volume segmenté.

$$v_{min} \leq \frac{V_{calc}}{V_{ref}} \leq v_{max} \quad (11)$$

Les valeurs v_{min} , v_{max} dépendent de la pathologie à étudier. La

déformation est donnée : $deformation = 1 - \frac{V_{calc}}{V_{ref}}$ (12)

V. RESULTATS

Nous avons testé notre méthode de mesure sur cinq patients atteints de SEP avec différents degrés de handicap et un cas sain de référence (Table 1). Des tests cognitifs et une évaluation du score EDSS (échelle de cotation du handicap lié à la SEP [14]) chez les patients ont précédé l'examen du CC par IRM.

Pour chaque sujet, nous avons fusionné les quatre modalités d'imagerie présentée ci-dessous (Fig 5, Fig 6).

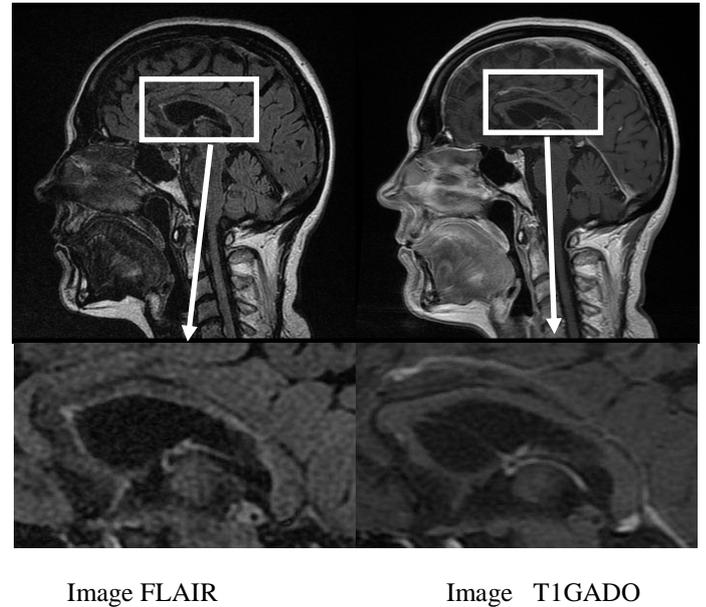
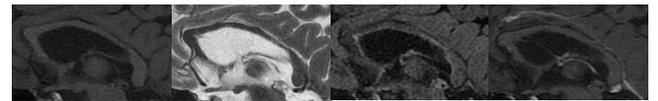
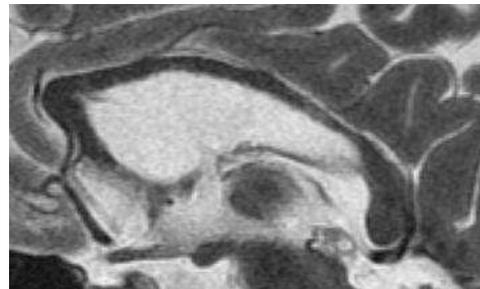


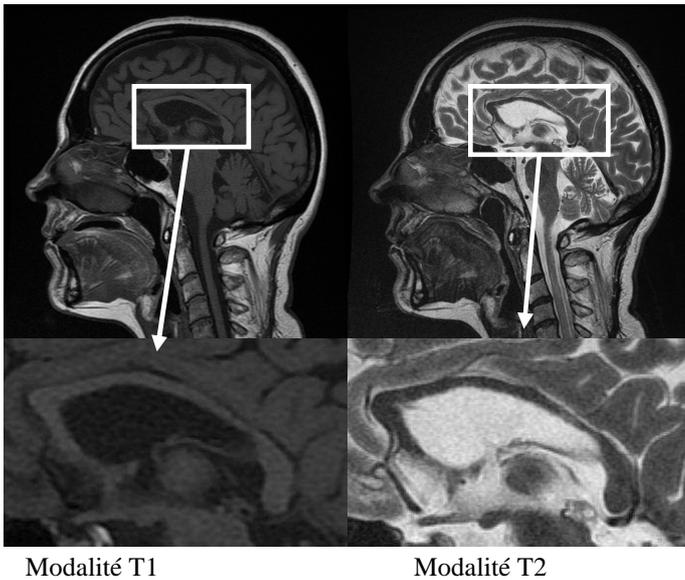
Fig. 5. Exemple d'IRM issue des 4 Modalités.



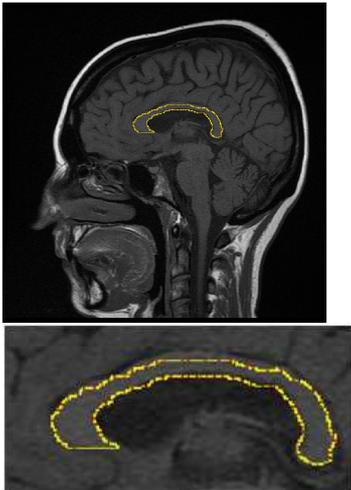
a) Les images IRM en mode T1, T2, T1Gado, Flair



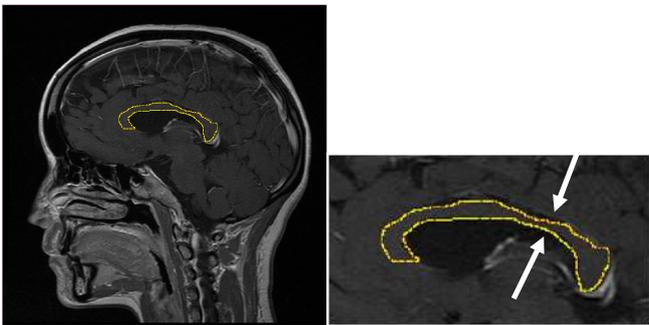
b) image IRM fusionnée
Fig. 6. Fusion des modalités IRM.



Notre modèle utilise la forme de référence introduite initialement par des médecins experts. L'a priori de forme aide notre modèle de segmentation à retrouver les déformations possibles de CC. Nous présentons dans les figure7 a) et 8 a) les coupes sagittales de CC segmenté.



a) segmentation de CC b) les déformations dans le CC
Fig. 7. Mesure de la déformation du CC, exemple 1.



a) segmentation de CC b) les déformations dans le CC
Fig. 8. Mesure de la déformation du CC, exemple 2.

La division de CC en quatre segments permet d'isoler le segment déformé (segment 2) et de rechercher une corrélation avec une information sur l'handicap causé par la SEP (score EDSS) [15,16].

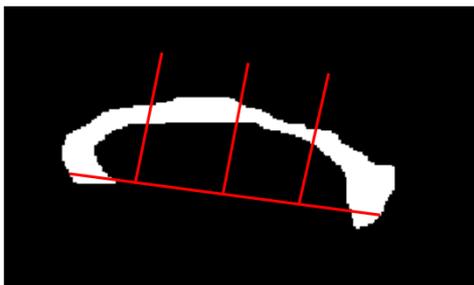


Fig. 9. Mesure de la déformation du CC, en jaune la forme de référence et en rouge la forme de CC segmenté.

Par la suite, nous avons représenté les déformations du CC en espace pour avoir une vue globale des déformations consécutives à la SEP. Nous avons représenté une vue frontale pour le genou ainsi que les déformations possibles dans l'espace. Une vue du splénium est donnée ainsi que les déformations frontales

et longitudinales (Fig. 10). Les déformations du CC sont données dans le plan sagittal avec les déformations des régions lésionnelles. Une mesure quantitative de cette déformation en termes de rapport de l'épaisseur du segment 2 par rapport à sa surface. Dans la Table 1, nous avons calculé ce rapport par rapport aux mesures effectuées sur les surfaces lésionnelles. On observe que le taux de déformation est relativement fort chez les sujets avec score EDSS élevé. En revanche, un taux de déformation faible correspondrait à un indice EDSS faible. Ceci peut mettre en corrélation le taux de déformation calculé à partir d'un volume d'image IRM et le score EDSS (indice de handicap évalué par le médecin).

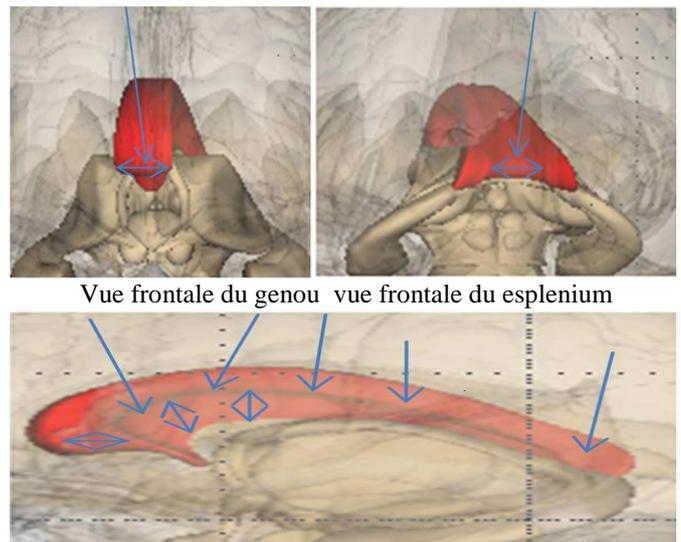


Fig. 10. Visualisation du corps calleux segmenté

N°Patient	Age	Sexe	Forme de la SEP	EDSS	Durée maladie Année	Taux de déformation
1	33	F	RR	4	5	14,7%
2	44	F	RR	5	8	17,1%
3	49	F	RR	3.5	16	10,1%
4	28	F	RR	4	1.5	11,1%
5	55	F	RR	4.5	5	15,3%

Table 1. Mesure des déformations de CC consécutives à la SEP.

Une corrélation de 0.802 est calculée entre les valeurs de l'EDSS et le taux de déformation, soulignant la présence d'une relation positive entre le taux d'incapacité (EDSS) et la déformation de CC. Toutefois le faible de l'échantillon (cinq patients) limite ce premier résultat encourageant.

VI. CONCLUSION

Dans ce premier travail, nous avons proposé une méthode de mesure des déformations du CC chez des patients atteints de SEP, cette pathologie s'accompagne très fréquemment d'une atrophie calleuse. L'extraction du CC a été réalisée à partir de la segmentation du volume d'image multi-spectrale (T1, T2, T1Gado, T2Flair), avec un a priori de forme. Dans un second temps, la division du volume CC en quatre zones à l'aide de segments (surface) permettait d'isoler la région présentant une déformation. Une étude quantitative des déformations des différents segments a été réalisée. Cette déformation était mesurée par un facteur variant de $v_{\min} > 0$ à $v_{\max} < 100$ (pour le rapport de déformation).

Cette déformation a été mise en relation avec un indice évaluant le degré de handicap des patients (EDSS, évalué par le médecin). Ainsi, une corrélation positive significative a été retrouvée entre le degré de déformation et le niveau de handicap.

Cependant, une étude plus détaillée est nécessaire afin de préciser cette relation entre les déformations et le handicap. La fusion d'autres informations hétérogènes dans le modèle d'extraction des déformations du CC est également nécessaire pour aider le médecin dans l'interprétation et la décision concernant la prise en charge du patient en liaison avec son handicap.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] J.C. Ouallet and B. Brochet, "Aspects cliniques, physiopathologiques, et thérapeutiques de la sclérose en plaques", EMC - Neurologie, Vol. 1, no. 4, pp. 415-457, 2004.
- [2] P. Clarysse, F. Frouin, M. Garreau, A. Lalande, J. Rousseau, D. Sarrut and C. Vasseur, "Intégration de connaissances et modélisation en imagerie médicale", ITBM-RBM, Vol. 25, no. 3, pp. 139-149, 2004.
- [3] Alisa D. Gean-Marton, MD L. Gilbert Vezina, MD Keith I. Marton, MD Gary K. Stimac, MD, PhD Robert G. Peyster, MD Juan M. Taveras, MD Kenneth R. Davis, MD, "Abnormal Corpus Callosum: A Sensitive and Specific Indicator of Multiple Sclerosis", *J. Neuroradiology*, vol. 180, no. 1, pp 215-221, 1991.
- [4] J. F. Mangin. "Entropy minimization for automatic correction of intensity non uniformity". *Math. Methods in Biomed. Image Analysis*, pp.162-169, 2000.
- [5] S. Prima, N. Ayache, Tom Barrick, and Neil Roberts. Maximum Likelihood Estimation of the Bias Field in MR Brain Images: Investigating Different Modelings of the Imaging Process, *MICCAI'01*, vol. 2208 of *LNCS*, pp. 811-819, 2001.
- [6] K.J. Friston, J.T. Ashburner, S. Kiebel, T.E. Nichols, and W.D. Penny. *Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images. Academic Press*, 2006.
- [7] R. Khayati, M. Vafadust, F. Towhidkhan, and M. Nabavi. Fully automatic segmentation of multiple sclerosis lesions in brain mr air images using adaptive mixtures method and markov random field model. *Comput. Biol. Med.*, vol. 38, no.3, pp. 379-390, 2008.
- [8] O. Salvado, C. Hillenbrand, Zhang Shaoxiang, D.L. Wilson, "Method to correct intensity inhomogeneity in MR images for atherosclerosis characterization", *IEEE Trans on Medical Imaging*, Vol. 25, no.5, pp. 539-552, 2006.
- [9] A. Akselrod-Ballin, M. Galun, J.M. Gomori, M. Filippi, P. Valsasina, R. Basri, A. Brandt, "Automatic Segmentation and Classification of Multiple Sclerosis in Multichannel MRI", *IEEE Trans on Biomedical Engineering*, Vol.56, no.10, pp. 2461 - 2469, 2009.
- [10] M.A. Horsfield, R. Bakshi, M. Rovaris, M.A. Rocca, V.S.R Dandamudi, P. Valsasina, E. Judica, F. Lucchini, C.R.G. Guttmann, M.P. Sormani, M. Filippi, "Incorporating Domain Knowledge Into the Fuzzy Connectedness Framework: Application to Brain Lesion Volume Estimation in Multiple Sclerosis", *IEEE Trans on Medical Imaging*, vol.26 , no. 12 , pp.1670 - 1680 , 2007.
- [11] F. Robichon, P. Bouchard, J.F. Dmonet, M. Habib, "Developmental dyslexia: re-evaluation of the corpus callosum in male adults", *European Neurology*, vol. 43, no. 4, pp. 233-237, 2000.
- [12] I. Bloch, H. Maître, "Data fusion in 2D and 3D image processing: An overview", TSI, 1997.
- [13] I. Bloch, H. Maître, "Data fusion in 2D and 3D image processing: An overview", TSI, 1997.
- [14] Kurtzke J.F. (1983) Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*; 33, 1444-1452.
- [15] M. Gaspari, D. Saletti, C. Scandellari, S. Stecchi, "Refining an Automatic EDSS Scoring Expert System for Routine Clinical Use in Multiple Sclerosis", *IEEE Trans on Information Technology in Biomedicine*, vol. 13, no 4, pp. 501-511, 2009.
- [16] Dehmeshki, J.; Barker, G.J.; Tofts, P.S., " Classification of disease subgroup and correlation with disease severity using magnetic resonance imaging whole-brain histograms: application to magnetization transfer ratios and multiple sclerosis", *IEEE Trans, on Medical Imaging*, vol. 21, no. 4, pp. 320-331, 2002.
- [17] Martola, J., Stawiarz, L., Fredrikson, S., Hillert, J., Bergstrom, J., Flodmark, O. , & Kristoffersen Wiberg, M. (2007). Progression of non-age-related callosal brain atrophy in multiple sclerosis: a 9-year longitudinal MRI study representing four decades of disease development. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 78 (4), 375-380.
- [18] Figueira, F. F., Santos, V. S., Figueira, G. M. , & Silva, A. C. (2007). Corpus callosum index: a practical method for long-term follow-up in multiple sclerosis. *Arq Neuropsiquiatr*, 65 (4A), 931-935.
- [19] Jafari, N., Kreft, K. L., Flach, H. Z., Janssens, A. C. , & Hintzen, R. Q. (2009). Callosal lesion predicts future attacks after clinically isolated syndrome. *Neurology*, 73 (22), 1837-1841.

Session 6 : Technologies d'assistance à la communication

Présidents de session : Maryvonne ABRAHAM, Jérôme DUPIRE

Interface EOG pour la contrôle d'une aide à la communication

E. L. M. Naves*, A. O. Andrade*, A. B. Soares*, A. A. Pereira*, P. Pino** et G. Bourhis**

*Federal University of Uberlandia, Faculty of Electrical Engineering

Biomedical Engineering Lab, P.O. BOX 593, 38408-100 UBERLANDIA, Brazil,

eduardonaves@yahoo.com.br

**Université Paul Verlaine-Metz,

LASC, 7 rue Marconi, 57070 METZ, France,

bourhis@univ-metz.fr

Résumé: On présente une interface humain-machine basée sur l'acquisition de signaux électrooculographiques (EOG) et la détection des clignements de l'œil. Le système a été testé pour le contrôle d'une aide à la communication par défilement. Les résultats montrent que la méthode proposée est une alternative intéressante pour des personnes ne pouvant utiliser un contacteur classique dans ce cadre.

Mots clés: EOG, clignement de l'œil, IHM, communication assistée.

I. INTRODUCTION

Nombre de personnes souffrant d'une déficience motrice sévère (sclérose latérale amyotrophique (SLA), locked-in-syndrom, infirmité motrice cérébrale, etc.) ont de surcroît des difficultés ou une impossibilité à communiquer verbalement. Pour pallier ce problème, des interfaces humain-machine (IHM) basées sur les signaux physiologiques sont devenues une alternative importante aux capteurs traditionnels mécaniques (contacteurs) pour communiquer ou contrôler un ordinateur.

Dans ce contexte un grand nombre d'interfaces humain-machine ont été conçues utilisant divers signaux physiologiques en entrées, notamment parmi les plus courants : (a) les signaux électromyographiques (EMG) résultant de la contraction des muscles, (b) les signaux électroencéphalographiques (EEG) reflétant l'activité du cerveau, et (c) les signaux électrooculographiques (EOG) générés par le mouvement des yeux.

Bien que des avancées importantes aient été obtenues au travers de systèmes basés sur l'EMG [1], l'EEG [2], et sur d'autres méthodes permettant de détecter le mouvement des yeux comme la video-oculographie

(VOG), l'oculographie infrarouge (IROG), etc. [3], le niveau de coût et/ou de complexité de ces techniques est généralement plus élevé que celui des méthodes basées sur l'EOG et requiert souvent une longue durée d'apprentissage et de préparation [4].

L'EOG est le signal électrique produit par la différence de potentiel entre la rétine et la cornée de l'œil [3]. Cet ensemble se comporte comme un dipôle où la cornée est le pôle positif et la rétine le pôle négatif. Comparés aux EEG les signaux EOG ont les caractéristiques suivantes : l'amplitude est relativement importante, la relation entre l'EOG et le mouvement de l'œil est linéaire et le signal est facile à détecter [4]. Du fait de cette simplicité il est aussi plus facile de le classifier comparativement à l'EMG. Pour ces raisons, les IHM basées sur les EOG sont devenues ces dernières années un champ de recherche très intéressant. De plus la majorité des personnes souffrant d'un déficit moteur sévère reste capable de contrôler le mouvement de leurs yeux. C'est pourquoi des études récentes ont montré l'intérêt de l'application des EOG aux systèmes de communication alternative.

Borghetti et al [6] ont développé un communicateur à partir d'un clavier virtuel alphanumérique contrôlé par deux canaux EOG (vertical et horizontal). Le mouvement du curseur dans les deux directions orthogonales est réalisé à partir de la classification de paramètres élémentaires de l'EOG comme la polarité, l'amplitude ou la pente, et la sélection d'un caractère est obtenue par la détection d'un double clignement de l'œil. Usakli et al [7] proposent un système similaire où le mouvement du curseur et la sélection d'un caractère s'appuient sur une méthode de classification, l'algorithme des plus proches voisins. Dhillon et al [8] proposent un clavier virtuel basé sur deux canaux EOG et un canal EMG. Le mouvement du curseur est associé au déplacement angulaire du regard dans les directions verticale et

horizontale et la sélection d'une lettre est obtenue par un "clic" EMG capté au niveau des sourcils.

Malgré les avancées importantes obtenues dans les travaux récents utilisant deux canaux EOG, nous avons décidé d'étudier l'intérêt d'un système constitué d'un seul canal EOG (vertical) permettant de détecter un clignement de l'œil en tant qu'information tout-ou-rien permettant de sélectionner un caractère sur le clavier virtuel d'un communicateur à balayage. De ce fait nous développons un système d'acquisition des signaux EOG et de détection des clignements de l'œil en ligne, simple et efficace. Il est destiné à fournir un moyen de contrôle alternatif aux contacteurs mécaniques généralement utilisés pour le contrôle des aides à la communication à défilement.

II. MATERIELS ET METHODES

A. EDiTH : le système à contrôler

Le système EDiTH (Environnement Digital de Téléaction pour personnes Handicapées), sur lequel nous baserons notre étude, est un logiciel intégrant diverses fonctionnalités d'aide à la communication et au contrôle d'un environnement multimédia [9]. Sa première version a été développée en 1996 pour une personne atteinte de SLA. EDiTH est un système à balayage, colonne-ligne ou séquentiel suivant le type d'écran, contrôlé par un capteur d'interface tout-ou-rien adapté aux possibilités physiques de l'utilisateur. La conception de ce logiciel poursuit deux objectifs. Le premier est pratique : fournir aux utilisateurs potentiels un système d'aide à la communication et au contrôle de l'environnement évolutif, intégrant les avancées récentes de la recherche. Le logiciel est téléchargeable sur le site web du laboratoire et les personnes intéressées peuvent échanger sur un forum de discussion [10]. Le second objectif est de disposer d'un outil permettant des évaluations "écologiques" des résultats de la recherche.

EDiTH a été conçu pour être implémenté sur un PC multimédia pour des raisons pratiques, pour faciliter son utilisation en environnement hospitalier. Le système a deux composantes principales : une interface fonctionnelle et une interface de configuration. L'interface fonctionnelle propose plusieurs commandes comme « appel », « lire des textes », « communication orale », « communication écrite », etc. Cependant, pour évaluer l'interface EOG que nous avons développée, nous n'avons fait appel qu'à deux fonctionnalités : le clavier virtuel montré Figure 1 et les fichiers-logs générés

automatiquement. Ces fichiers procurent notamment les temps de réaction de l'utilisateur mesurés pendant l'utilisation d'EDiTH.

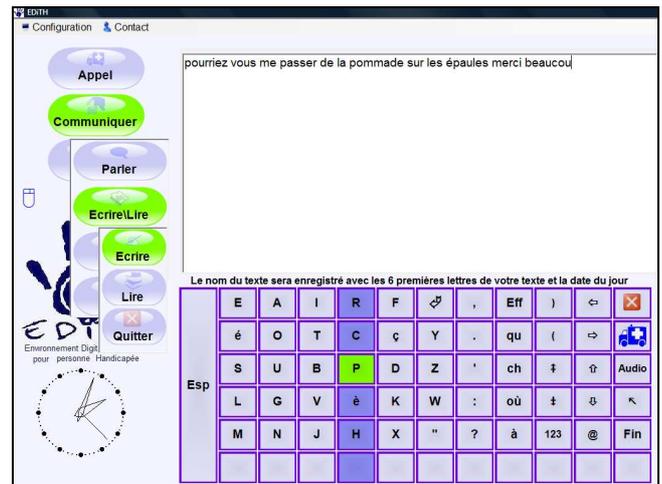


Fig.1: Clavier virtuel d'EDiTH (défilement colonne-ligne)

Pour sélectionner un caractère sur le clavier virtuel d'EDiTH, l'utilisateur procède comme suit. Tout d'abord il sélectionne la colonne contenant le caractère souhaité dès que celle-ci est surlignée (bleu foncé). Puis le défilement reprend en vert sur la colonne et l'utilisateur peut choisir le caractère visé. Après avoir décrit le système à contrôler nous présentons dans la partie suivante l'interface que nous avons développée.

B. Acquisition du signal EOG

Trois électrodes de surface Ag/AgCl adhésives ont été placées comme montré Fig. 2: centrée environ 2.0 cm au dessus des sourcils (V^+), 2.0 cm en dessous de la paupière (V^-) et approximativement au centre du front pour la masse (GND). Ce positionnement est classique pour l'enregistrement vertical de l'EOG.

Les électrodes ont été connectées à un capteur initialement conçu pour enregistrer des signaux EEG (EEG-Z™ SA9305Z, TTL, Montréal, Canada). Pour cette raison, il est pré-réglé avec un gain de 3000 et une bande passante de 2 – 64Hz (non idéal pour l'acquisition complète de l'EOG mais suffisant pour détecter les clignements de l'œil). Enfin, à l'aide d'un module d'acquisition et de traitement du signal (ProComp™ Infiniti™ SA7500, TTL, Montreal, Canada) piloté par un programme Matlab™ (R2008b), le signal EOG a été enregistré à 256 échantillons par seconde, numérisé par un convertisseur A/D 14 bits et transmis en ligne à un PC portable via un port USB 2.0. La Figure 3 montre le

signal EOG avant traitement, enregistré lors de clignements de l'œil consécutifs.

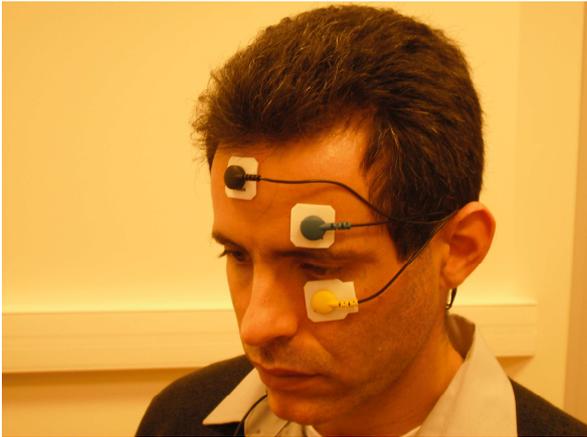


Fig.2: Positionnement des électrodes pour un enregistrement EOG vertical.

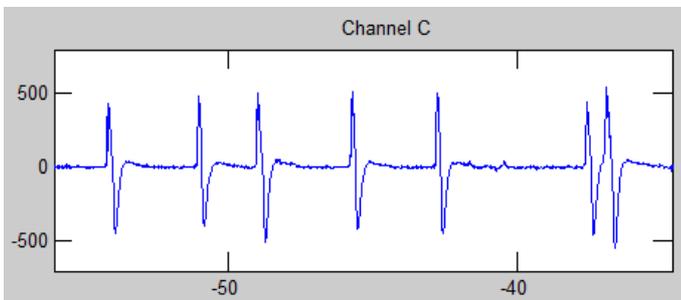


Fig.3: Signal EOG avant traitement enregistré pour des clignements de l'œil consécutifs

C. Détection des clignements de l'oeil

Un logiciel a été conçu sous Matlab™ (R2008b) pour traiter la détection en ligne des clignements de l'œil en prenant en compte trois paramètres de base dans le signal EOG: la polarité, l'amplitude et le signe de la dérivée. Pour être considéré comme un "clic" valide pour sélectionner une colonne ou un caractère particulier du clavier virtuel d'EDiTH, le signal doit avoir les caractéristiques suivantes:

- (1) Polarité positive;
- (2) Dépasser un seuil d'amplitude minimale (environ 200 μV mais quelquefois plus petit en fonction de l'utilisateur);
- (3) Dérivée positive.

Satisfaisant aux conditions mentionnées, le "clic de l'oeil" est transmis par la fonction de communication série disponible dans Matlab pour émuler le clic de la

souris et contrôler ainsi le système EDiTH. Pour éviter un double clic indésirable immédiatement après la première détection d'un clignement de l'œil, un délai minimum de 130ms est imposé entre deux clics consécutifs.

D. Evaluation du système

Pour évaluer l'outil d'acquisition et de traitement que nous avons conçu, nous avons mené des expérimentations portant sur un panel de 8 personnes valides utilisant la fonction éditeur de texte (clavier virtuel) d'EDiTH avec un délai de balayage de 800 ms. Les volontaires ont été informés au préalable des objectifs de l'étude et des risques possibles. Cette expérimentation est cependant sûre et non-invasive. Chaque utilisateur a sélectionné la phrase "pourriez vous me passer de la pommade sur les épaules merci beaucoup" de deux façons en suivant la séquence suivante: (1) en utilisant une souris USB standard pour le clic et (2) en cliquant à l'aide du système d'acquisition EOG que nous avons conçu. En cas d'erreur dans la sélection d'un caractère les utilisateurs ont pour consigne de la corriger à l'aide de la touche Eff (Fig.1) avant de continuer. Ces deux tests ont été répétés par chaque personne pour un délai de défilement de 600 ms.

Il n'y a pas eu de séquences d'apprentissage approfondies de l'utilisation du système EOG avant les expérimentations. Cependant l'utilisation préalable de la souris pour sélectionner la phrase a fourni des valeurs de référence pour les temps de réaction des utilisateurs se servant ensuite du « clignement de l'œil » pour cette même sélection.

III. RESULTATS

A partir des données provenant des fichiers logs d'EDiTH évoqués section II-A, nous avons calculé quelques valeurs moyennes de paramètres permettant d'évaluer les performances de l'interface EOG pour les expérimentations décrites plus haut. Dans le Tableau 1 sont résumées les moyennes obtenues pour chaque condition expérimentale. ST désigne le délai élémentaire de défilement, M fait référence à un contrôle d'EDiTH par le bouton de la souris et Y par l'interface EOG. La précision est définie par la relation suivante:

$$A = (1 - Tm/Tc)*100\%$$

où:

Tm est le nombre total d'erreurs (donné par le nombre de sélections de la touche Eff),

Tc est le nombre total de caractères sélectionnés, espaces non-compris.

Mode opératoire	ST (ms)	Temps/caractère (s)	Précision (%)
M	800	5.33	99.43
Y	800	7.36	84.48
M	600	3.73	100.00
Y	600	5.21	90.84

Tab.1: Moyennes des mesures de performance

Les fichiers logs enregistrant les temps de réaction de l'utilisateur d'EDiTH, nous avons utilisé ces données pour tracer des graphiques donnant les nombres d'action pour chaque temps de réaction (regroupés toutes les 5 ms), ceci pour chaque opérateur et dans les deux modes de contrôle du système (souris et EOG). Les Figures 4 et 5 montrent les résultats obtenus par une des personnes pour des délais élémentaires de défilement de 800 ms et 600 ms respectivement. Par exemple Figure 4-a cet opérateur a réagi 10 fois en un temps de 280 ms lors de la frappe de la phrase test.

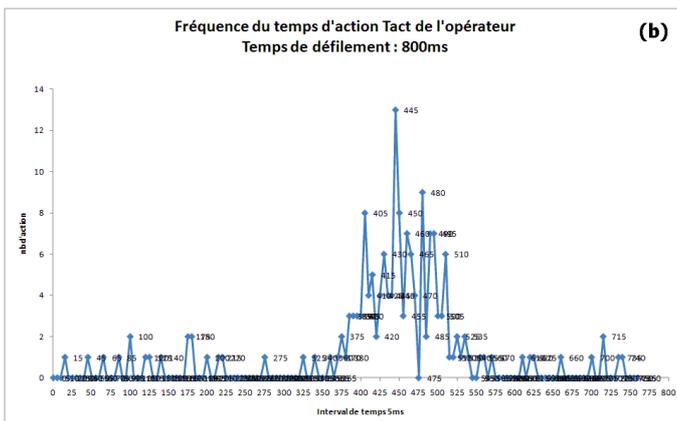
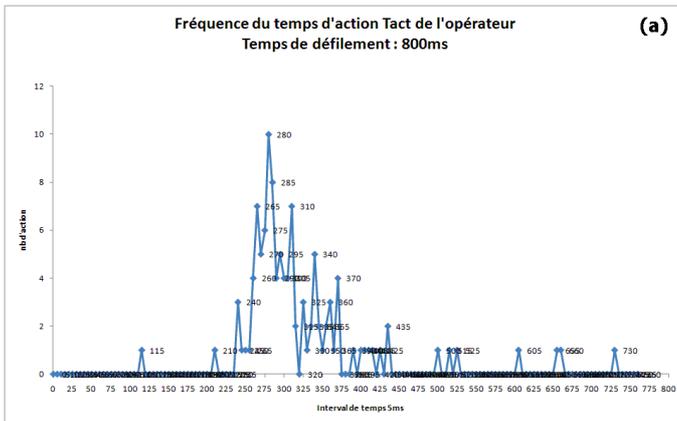


Fig.4: Nombre d'actions sur le capteur pour chaque temps de réaction (regroupés toutes les 5ms) lors de l'utilisation d'EDiTH avec un délai de défilement de 800 ms. (a) contrôle par la souris et (b) contrôle par le système EOG.

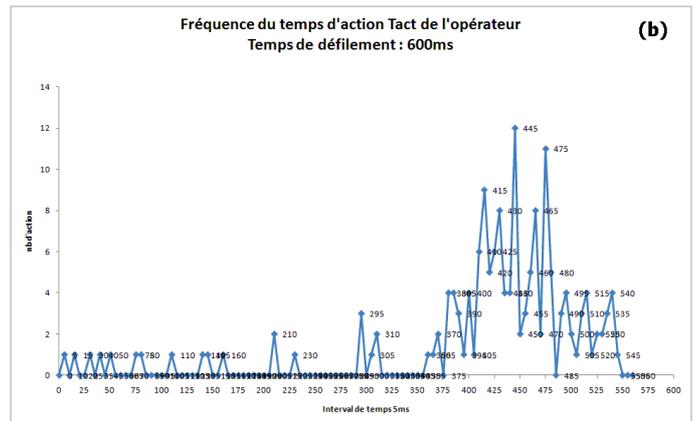
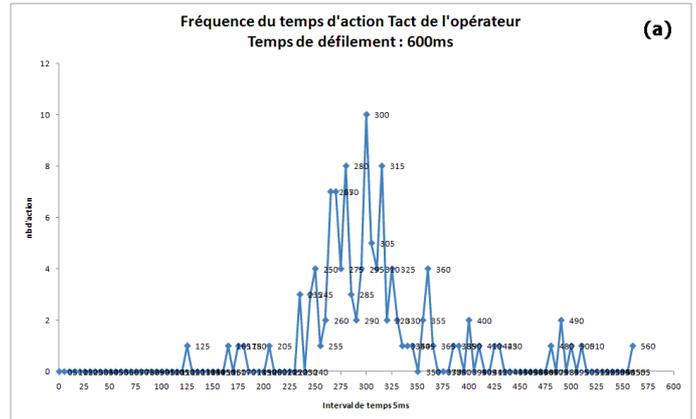


Fig.5: Nombre d'actions sur le capteur pour chaque temps de réaction (regroupés toutes les 5ms) lors de l'utilisation d'EDiTH avec un délai de défilement de 600 ms. (a) contrôle par la souris et (b) contrôle par le système EOG.

IV. DISCUSSION

Les résultats obtenus sont très encourageants. La méthode consistant à combiner un défilement automatique et la détection des clignements de l'œil à partir des signaux EOG a montré qu'elle peut être une alternative intéressante pour contrôler de manière efficace une aide à la communication. Sans électronique spécifique et avec un seul canal EOG, les performances de notre système sont déjà similaires à celles d'autres systèmes récents comme celui décrit dans [7] implémenté sur microcontrôleur et doté d'une méthode de classification plus complexe ainsi que de deux canaux EOG : environ 5.21 s/caractère avec une précision de 90.84% pour sélectionner une phrase de douze mots (57 caractères), contre 5 s/caractère et une précision de 100% pour sélectionner un mot de 5 lettres avec un algorithme de classification atteignant une performance de 95%.

Cependant, à l'observation de nos résultats, nous avons constaté que, pour un même délai de défilement, le temps moyen pour écrire un caractère à l'aide de l'interface EOG (lignes "Y" dans le tableau 1) était 40% plus important que celui nécessaire pour la même tâche en utilisant le clic de la souris (lignes « M » dans le Tableau 1). La raison principale à cette baisse de performance est le temps d'attente pour un nouveau cycle de balayage lorsque l'utilisateur ne sélectionne pas la colonne voulue à la première opportunité. Ces manques de synchronisme peuvent être réduits en utilisant un système électronique dédié pour accélérer le traitement du signal EOG d'une part, et en améliorant l'apprentissage d'autre part. Par ailleurs, considérant qu'il n'y a pas de temps perdu pour l'acquisition et le traitement du clic souris, et constatant qu'aucun des utilisateurs n'a raté de cycle de balayage lors du contrôle d'EDiTH par la souris, les valeurs obtenues par ce mode M sont une bonne estimation des performances d'EDiTH pour le délai de défilement considéré.

De plus, la meilleure précision obtenue pour un temps de défilement de 600ms par rapport à un temps de défilement de 800ms utilisé juste avant dans le protocole expérimental (90.84% contre 84.48% respectivement), nous suggère qu'une meilleure précision pourrait être obtenue en améliorant le niveau d'apprentissage de l'utilisateur.

En ce qui concerne les graphiques Figures 4 and 5, nous avons constaté un comportement similaire pour les deux délais de défilement dans le même mode de contrôle : Figure 4a similaire à la Figure 5a (contrôle par souris) et Figure 4b similaire à la Figure 5b (contrôle par l'œil). D'autre part les temps de réaction mesurés en mode de contrôle par la souris correspondent au modèle MHP (Model Human Processor) qui décompose la réaction motrice à un stimuli en un temps élémentaire de perception, un temps de cognition et un temps moteur [11]. Cependant nous avons observé un retard d'environ 150ms en mode de contrôle d'EDiTH par l'EOG par rapport au mode souris. Ceci peut être vérifié en notant le déplacement horizontal du graphique 4b par rapport au graphique 4a et du graphique 5b par rapport au graphique 5a. Si on fait abstraction de ce décalage le profil des temps de réaction en mode souris et en mode EOG sont similaires. Ce décalage peut être expliqué par le temps nécessaire à l'acquisition et le traitement du signal.

En ce sens, bien que notre système EOG ait démontré des performances satisfaisantes, il dispose de marges d'amélioration importantes. On peut tout d'abord

diminuer le temps d'acquisition et de traitement du signal en utilisant une carte électronique dédiée à base de microcontrôleur ou de DSP. Dans un second temps nous travaillerons à décroître le délai de défilement jusqu'à des niveaux atteints avec succès à l'aide de contacteurs mécaniques standards contrôlant le communicateur EDiTH, par exemple jusqu'à 200ms pour des utilisateurs expérimentés en scénarios imposés [11]. Une autre piste d'amélioration consiste à employer des algorithmes adaptatifs pour régler en temps réel et automatiquement le délai de défilement en fonction des performances de l'utilisateur pendant l'utilisation d'EDiTH [12].

Cependant, comme pour tout système activé par le clignement de l'œil, il y a une ambiguïté intrinsèque entre un clignement volontaire, utilisé ici pour contrôler EDiTH, et un clignement involontaire difficile à éviter. Ceci demande un niveau de concentration important pour utiliser de façon efficace le clavier virtuel sur une longue durée et, en conséquence, peut augmenter fortement le niveau de fatigue. Une solution possible a été adoptée pour traiter ce problème, consistant à utiliser la détection d'un clignement double de l'œil pour sélectionner un caractère avec une bonne fiabilité mais une faible performance [6]. Si on suppose que l'utilisateur est à même de contrôler de manière efficace un muscle de la face, une autre alternative peut être de remplacer la détection des clignements de l'œil par celle des signaux EMG comme proposé par Dhillon et al [8]. A court terme, pour garder la simplicité d'un canal EOG unique, nous envisageons de résoudre l'ambiguïté entre clignements volontaires et involontaires en faisant appel à des méthodes de classification des signaux plus puissantes, méthode que nous implémenterons sur une carte électronique dédiée.

Ce travail s'inscrit dans un projet plus large dont l'objectif est de développer une gamme de capteurs d'interaction homme-machine diversifiée et performante pour le système EDiTH pour étendre son utilisation à un plus grand nombre de personnes handicapées. La version actuelle d'EDiTH est en effet contrôlée essentiellement par des contacteurs mécaniques et optimisée en conséquence. Pour cette raison on vise à réaliser un système de communication et de contrôle de l'environnement multimédia dont l'interface humain-machine (capteur d'interaction et stratégie de contrôle) serait optimisée pour chaque utilisateur en fonction de ses capacités motrices.

Un autre avantage important à développer un système modulable, est la possibilité de modifier périodiquement la stratégie de contrôle de chaque utilisateur. Ceci

pourrait contribuer à diminuer significativement le niveau de fatigue de cette personne et, en conséquence, l'important taux de rejet des aides techniques de haute technologie. D'après des statistiques émanant des services de la santé aux Etats-Unis en 1990, environ un tiers des aides techniques non-indispensables pour la survie sont inutilisées ou abandonnées 3 mois après leur acquisition [13]. Enfin, les efforts futurs de notre groupe de recherche vont porter sur l'utilisation d'autres signaux physiologiques en tant qu'interface humain-machine comme les signaux EMG ou EEG ou encore leur combinaison avec les signaux EOG.

V. CONCLUSION

La tâche d'écriture à l'aide d'un clavier virtuel en mode défilement contrôlé par la détection des clignements de l'œil (EOG vertical) comme il a été décrit dans cet article, présente des performances similaires à celles de systèmes récents basés sur deux canaux EOG. De plus, la méthode proposée ici présente des potentialités importantes à explorer, non seulement en terme de performance, mais aussi en ce qui concerne la complexité et le coût final d'un tel système, le second canal EOG étant dans notre cas remplacé d'un point de vue fonctionnel par le balayage du clavier. A court terme, dans l'objectif de rendre cette interface EOG disponible aux utilisateurs d'EDiTH, nous allons implémenter l'électronique d'acquisition et de traitement des signaux sur un système dédié.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient les gouvernements brésiliens et français pour leur soutien à cette étude (Projet CAPES/COFECUB Ma 627/09).

BIBLIOGRAPHIE

- [1] A. B. Barreto, S. D. Scargle, and M. Adjouadi, "A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 1, pp. 53-64, 2000.
- [2] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland *et al.*, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, 2002.
- [3] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo *et al.*, "System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, no. 4, pp. 209-218, 2002.
- [4] T. B. Krueger, and T. Stieglitz, "A Naive and Fast Human Computer Interface Controllable for the Inexperienced - A Performance Study," in 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Lyon, France, 2007, pp. 2508-2511.
- [5] Z. Lv, X. Wu, M. Li *et al.*, "Implementation of the EOG-based Human Computer Interface System," in 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, ICBBE, Shanghai, 2008, pp. 2188-2191.
- [6] D. Borghetti, A. Bruni, M. Fabbrini *et al.*, "A low-cost interface for control of computer functions by means of eye movements," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 37, no. 12, pp. 1765-1770, 2007.
- [7] A. B. Usakli, S. Gurkan, F. Aloise *et al.*, "On the use of electrooculogram for efficient human computer interfaces," *Computational Intelligence and Neuroscience*, vol. Vol 2010, pp. Article ID 135629, 5 pages, 2009.
- [8] H. S. Dhillon, R. Singla, N. S. Rekhi *et al.*, "EOG and EMG Based Virtual Keyboard: A Brain-Computer Interface," in 2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology, ICCSIT, Beijing, 2009, pp. 259-262.
- [9] P. Pino, G. Bourhis, and A. Leal-Olmedo, "Communication devices for persons with motor disabilities: Man-machine interaction modeling," *AMSE Periodicals - Special Issue on Bioengineering Applied to Handicap Rehabilitation*, pp. 15-24, 2003.
- [10] www.lasc.univ-metz.fr.
- [11] G. Bourhis, P. Pino, C. Dumas *et al.*, "Modelisation of "the person with disabilities - aid to communication" system: some experimental results," *AMSE Periodicals, Modelling C 2004*, vol. 65, no. 7/8, pp. 121-130, 2004.
- [12] S. Ghedira, P. Pino, and 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, no. 3, pp. article n°14, 2009.
- [13] J. D. Enderle, S. M. Blanchard, and J. D. Bronzino, *Introduction to Biomedical Engineering* second ed.: Elsevier Academic Press 2005.

L'audio-description, entre pratique et recherche.

Anna R. Galiano¹, Serge Portalier²

¹Maître de conférences en psychologie à Université de Lyon-UCLy
Chercheur au Laboratoire SIS EA 4129 (Université Lyon 2),
Equipe Perception, Cognition, Handicap
argaliano@univ-catholyon.fr

²Professeur en psychologie à Université de Lyon 2
Chercheur au Laboratoire SIS EA 4129 (Université Lyon 2),
Equipe Perception, Cognition, Handicap
serge.portalier@univ-lyon2.fr

Résumé : L'objectif de cette communication est d'engager un débat autour des techniques de l'audiodescription destinées aux personnes malvoyantes ou aveugles. Nous mettons l'accent sur deux points, d'une part sur la pratique de traduction et d'autre part sur l'état des recherches sur cette technique. La pratique des traducteurs est très souvent empirique. Les références employées pour décrire des scènes visuelles (film, tableau, pièce de théâtre) portent principalement sur quelques principes qui régissent la traduction (en particulier ceux diffusés par Maryvonne Simoneau, Paris III, Sorbonne, dès 1989), le récit commenté de ces traductions et, enfin, quelques retours souvent positifs des personnes déficientes visuelles. Cependant le travail d'audiodescription n'est pas seulement un judicieux équilibre entre l'œuvre et l'auditeur déficient visuel, c'est un processus qui nécessite un travail d'élaboration psychologique et linguistique important. L'audiodescription demande un travail de création exigeant qui doit être fondé sur des données psycholinguistiques scientifiquement reconnues. Les recherches dans ce domaine sont presque inexistantes. Nous faisons un état des lieux de ces recherches et donnons des pistes pour la réalisation d'études permettant de soutenir scientifiquement les productions des interprètes.

Mots clés : Audio-description, Handicap visuel, Langage, Références.

I. INTRODUCTION

L'audiodescription (ou audio-vision) est une technique qui permet de traduire des scènes de films, des documentaires, de décrire des tableaux, des pièces de théâtre, des sculptures, des lieux... Pour les films, un traducteur insère, entre les dialogues et les bruitages, des

descriptions permettant à la personne malvoyante ou aveugle de comprendre les éléments essentiels de l'information visuelle.

Après un bref historique du développement de la technique au niveau international, nous nous intéressons aux règles qui permettent de traduire des images visuelles pour les mettre à disposition des personnes malvoyantes et aveugles. En particulier, nous présentons une revue de littérature des recherches sur l'audiodescription. L'objectif de notre article est d'inciter les chercheurs à mener des études permettant de mettre en relation les spécificités du langage des personnes déficientes visuelles et la description langagière des scènes visuelles. En ce sens, nous mettons l'accent sur l'importance de la recherche fondamentale, premier palier pour une recherche appliquée cohérente.

II. BREF HISTORIQUE DE L'AUDIODESCRIPTION

L'audiodescription a été introduite aux Etats-Unis en 1975, par Gregory T. Frazier initiateur de la technique, sur une idée d'Auguste Coppola. Gregory T. Frazier utilise pour la première fois le principe DVS : *Descriptive Video Service*. Une formation spécifique est assurée aussi pour les étrangers. En 1989, Marie-Luce Plumauzille, Maryvonne Simoneau et son fils Jean-Yves Simoneau vont se former aux techniques de l'audiodescription à l'Université de San Francisco. Cette même année, Auguste Coppola donne à l'Association Valentin Haüy (AVH) l'exclusivité du développement du projet Audiovision.

En Belgique, en 1999, la première audiodescription a été réalisée en collaboration avec le *Centre provincial d'Enseignement Spécial de Mons*. En Grande-Bretagne, c'est surtout dans le milieu théâtral que l'audiodescription se diffuse dans les années 80. La Suisse commence tout juste de diffuser des films en audiodescription. C'est en 1993 que le premier film en

audiodescription a été diffusé en Allemagne. D'autres pays européens, comme l'Italie, prévoient dans leur législation de favoriser les techniques de télécommunication pour les personnes en situation de handicap, mais la mise en pratique reste difficile.

III. LA PRATIQUE EMPIRIQUE

Les productions des interprètes (appelés parfois descripteurs d'images) se réalisent bien souvent de manière empirique. On retrouve de nombreuses associations pour déficients visuels à l'initiative de productions dans ce domaine (Centre for Learning Technology, au Canada ; Royal National Institute of Blind People (RNIB), en Grande Bretagne ; l'ASBL La Lumière, en Belgique, ...). En France, nous l'avons souligné, c'est l'Association Valentin Haüy qui détient la marque « Audiovision » et forme des audiodescripteurs.

L'université Lumière Lyon2, en formation continue, et sous l'impulsion du professeur Serge Portalier de l'Institut de Psychologie, en partenariat avec le département des Sciences du langage du même établissement et avec l'intervention de Maryvonne Simoneau, a engagé pendant trois ans cette même formation. Beaucoup de parents d'enfants déficients visuels y ont activement participé et y ont trouvé une aide précieuse dans l'accompagnement de leur propre jeune enfant. Cette formation, un temps interrompue, devrait reprendre sur des bases didactiques plus affirmées.

Nous avons un témoignage de deux sœurs malvoyantes qui ont, dans le passé, traduit des films en audio-description. Elles ont, par exemple, retranscrit le film « Louise Aubrac ». Elles relatent les contraintes des traductions comme, par exemple, la difficulté à trouver les « bons mots » pour décrire les scènes, surtout lorsque celles-ci présentent des déplacements et des mouvements. Elles expliquent que, pour s'aider, elles ont effectué un gros travail de recherche de termes adaptés en les faisant valider par des personnes aveugles. Leur étonnement a été de constater que les mots choisis n'avaient pas toujours la même signification pour les personnes aveugles. En outre, elles ont éprouvé des difficultés à traduire des mots comme « ciel » n'ayant pas un référent empirique susceptible de mobiliser une « image » mentale conforme chez la personne aveugle de naissance. Comment le décrire, le situer dans un espace suffisamment distancié ? Enfin, la question était aussi de savoir s'il fallait décrire de la même façon pour un aveugle de naissance ou pour un aveugle tardif. Est-ce que le fait d'avoir vu, dans le passé, influence-t-il les

représentations des choses et comment cette influence agit-elle sur leur champ référentiel.

Le travail d'audiodescription n'est pas seulement un judicieux équilibre entre l'œuvre (film, tableau, pièce de théâtre, sculpture, ...) et l'auditeur déficient visuel, c'est aussi un processus qui nécessite un travail d'élaboration psychologique et linguistique important. Il s'agit donc d'une activité qui ne s'improvise pas, qu'il s'agisse des incises justes et brèves, en lien avec des processus mentaux propres aux personnes aveugles, ou de la lecture, où le ton, la mélodie, l'intensité, la prosodie de la voix sont très importants. L'audiodescription demande donc un travail de création exigeant qui doit être fondé sur des données psycholinguistiques scientifiquement reconnues [1].

Le traducteur, en tant que sujet observateur en présence visuelle avec un objet du monde qu'on lui demande de « parler », le transforme, par son énonciation, en objet de discours [2].

A. La Charte de l'audiodescription

Michel Boyon, président du Conseil supérieur de l'audiovisuel, et Sylvie Genevoix, membre du Conseil, responsable de la mission d'accessibilité des programmes aux personnes handicapées, ont signé le 10 décembre 2008 la Charte de l'audiodescription, à l'initiative de Patrick Gohet, délégué interministériel aux personnes handicapées [3].

L'objectif de cette Charte est de donner des règles pour une bonne qualité d'audiodescription. Ces règles doivent satisfaire à la fois le réalisateur et l'auditeur.

Nous pouvons lire dans cette Charte que le descripteur doit produire une description basée sur quatre informations principales : les personnes, les lieux, le temps et l'action. En outre, des principes fondamentaux sont donnés, comme, par exemple, le fait de devoir décrire les scènes au présent, ou encore d'éviter le terme « nous voyons », d'adapter le vocabulaire au genre du film et de respecter le niveau de langage, d'utiliser un vocabulaire riche et précis, de citer les couleurs qui peuvent être complétées d'un qualificatif... Tous ces principes sont essentiels dans le travail de l'audiodescription, cependant les modalités de mise en pratiques sont souvent laissées au bon gré du traducteur, sans réelle référence à une qualification scientifique.

IV. DE LA RECHERCHE FONDAMENTALE A LA RECHERCHE APPLIQUEE

Dans le domaine de l'audiodescription, les productions écrites sont très nombreuses. Cependant elles se limitent souvent à présenter la technique [4] [5] [6] [7] [8]. En effet, il s'agit, pour la plupart, d'articles de presse, de sites Web, ou de rapports en ligne. Le dernier en date est celui de Gilbert Montagné, qui a produit en 2007 un rapport sur « l'inclusion des personnes aveugles et malvoyantes dans le monde d'aujourd'hui » [9]. Ce rapport a donné naissance au « plan handicap visuel » présenté en 2008. Dans ce plan, nous pouvons lire l'objectif suivant : « Introduire la technique de l'audiodescription par les chaînes de télévision en France, afin de rendre le média télévisuel accessible aux personnes handicapées visuelles ; développer l'audiodescription dans les salles de spectacles cinématographiques ; rendre Internet accessible aux mêmes personnes » [10]. L'audiodescription doit s'imposer dans les médias au même titre que les sous-titres pour les personnes déficientes auditives.

Si nous regardons de plus près du côté de la recherche fondamentale, nous sommes confrontés à un grand déficit d'articles. Quelques rares articles dans des revues scientifiques reconnues font de temps en temps l'état de la question sur un point particulier. Piety, en 2004, affirme qu'il n'existe pas aujourd'hui une théorie acceptée ou un ensemble de définitions de base pour soutenir la recherche sur l'audiodescription [5].

Nous pensons que la recherche fondamentale, c'est-à-dire une recherche qui se donne avant tout pour objectif de comprendre les spécificités langagières des personnes déficientes visuelles, doit s'imposer à côté de la recherche appliquée. Les traductions des scènes visuelles doivent prendre en compte d'une part l'univers référentiel des personnes déficientes visuelles et d'autre part les théories psycholinguistiques qui fondent la démarche de description, opposant parfois des modèles structuralistes (Ferdinand de Saussure) à des propositions de linguistique générative (Noam Chomsky).

A. De la fonction référentielle à l'audiodescription

La fonction référentielle concerne la capacité de représenter, de faire voir ce dont on parle (triangulation entre le signifié, le signifiant et le référent). Elle situe le contexte, ancre les choses dans un espace-temps historique et social [1]. Dans sa fonction de description, elle permet d'expliquer et d'apporter des informations sur des personnages, des objets, des lieux. Cette fonction est donc fondamentale dans la compréhension du système conceptuel des personnes aveugles. Les questions qui se

posent, en relation à l'audiodescription, sont les suivantes : Comment les personnes aveugles comprennent-elles et intègrent-elles les informations obtenues verbalement ? Quelles sont les limites des descriptions verbales données par des personnes voyantes ?, ...

Nous avons traité, dans une publication de 2009 [1], cette problématique de la relation entre le système référentiel de la personne aveugle et le rôle que la description verbale du monde qui l'entoure joue dans la construction de ce même système et ce qu'il comprend de ce que lui est décrit. Cette problématique n'est pas d'aujourd'hui ; nous savons que depuis des siècles plusieurs intellectuels se sont penchés sur la question donnant vie à ce débat passionnant. Nous pouvons rappeler la célèbre question de Molyneux consistant à interroger la relation entre informations tactiles et informations visuelles. En effet, la question était de savoir si un aveugle qui recouvrerait la vue serait capable de distinguer un cube ou une sphère qu'il n'a connus jusque-là que par le toucher. Nous sommes allés plus loin dans le débat pour interroger, cette fois-ci, la relation entre information auditive et information visuelle. En effet, nous nous sommes posés la question de savoir si un aveugle de naissance est capable de reconnaître un objet, dont il n'a jamais pu faire l'expérience par le toucher, grâce aux seules informations verbales reçues d'un tiers. Cette question est fondamentale car c'est à partir de sa réponse que les chercheurs peuvent fournir des indices scientifiques sur le processus permettant de décrire les choses aux personnes aveugles et malvoyantes. À l'heure actuelle, nous ne possédons pas d'études scientifiques complètes permettant d'y répondre avec certitude. Nous avons des éléments de réponse, par exemple le fait de dire que le langage employé par les personnes aveugles est le même que celui des personnes voyantes mais que la façon d'utiliser ce langage peut différer (composant pragmatique du langage).

Une étude conduite en 2008 [11] montre que dans une tâche de description d'image en relief, les personnes aveugles de naissance, comparées à celles aveugles tardivement et à des personnes voyantes ayant les yeux bandés, n'utilisent pas toujours les mêmes références que les deux autres groupes. Une première différence consiste à dire que les personnes aveugles de naissance emploient des références qui portent de manière significative sur les détails des images plutôt que sur leur globalité. Elles s'attachent donc à une description plus minutieuse de la réalité. Ce constat nous indique que la situation visuelle de la personne peut influencer la façon d'apercevoir (de percevoir...) le monde. En outre, notre étude a montré que le groupe d'aveugles tardifs n'est pas à considérer

comme celui constitué de voyants qui ont perdu la vue. En effet, si tel était le cas, il aurait dû produire des références plus proches de celles fournies par le groupe de voyants avec les yeux bandés. Les résultats sont plutôt hétérogènes (parfois proches de ceux du groupe d'aveugles de naissance et parfois de ceux du groupe de voyants) ce qui nous laisse à penser que ce groupe serait plutôt à considérer comme intermédiaire. Cette étude conforte les résultats obtenus par d'autres auteurs qui ont effectué des recherches sur les compétences langagières des personnes aveugles (de naissance et tardifs) en situation d'interaction sociale [12] [13] [14] [15]. Nous sommes alors conduits à reconnaître que naître avec une cécité, ou développer une cécité après quelques années de vie de personne voyante, n'est pas équivalent au niveau cognitif [5]. Il faudra donc porter plus d'attention au statut intermédiaire des aveugles tardifs plutôt que de les assimiler systématiquement aux aveugles de naissance [16]. Concrètement, par rapport à la technique de l'audio-description, cela souligne que décrire une scène à une personne aveugle de naissance engendre des mécanismes de représentation mentale qui ne sont pas forcément reconnus par les personnes ayant perdu la vue tardivement. Certes, nous le savons, les descripteurs ne peuvent pas prendre en compte les spécificités de tous les types de déficience visuelle mais peuvent générer des descriptions qui soient les plus proches possibles de ces composantes [5].

V. CONCLUSION

En conclusion, nous pouvons souligner que l'audiodescription commence à s'imposer de plus en plus en France en tant que technique. Mais l'objectif que les chercheurs doivent se donner est d'asseoir et de renforcer les assises théoriques qui fondent les pratiques de l'audiodescription. Et cela n'est possible qu'en mettant en synergie et en complémentarité des champs disciplinaires comme la psychologie et la linguistique. L'idée étant que ce travail scientifique basé sur une recherche de type plus fondamental permettra une amélioration des formations et des pratiques qui fondent le processus de description d'images.

VI. BIBLIOGRAPHIE

- [1] A.R. Galiano and S. Portalier, "Les fonctions du langage chez la personne aveugle. Méta-analyse de la relation entre connaissance et langage", *L'Année Psychologique*, 109 :123_153, 2009.
- [2] O. Le Guern, "Dire le visible : À la recherche de correspondances verbales pour des systèmes de catégories visuelles", *Visio*, volume 7, n° 3-4 :17_23, 2003.
- [3] M. Boyon, and S. Genevoix, "Charte de l'audiodescription", *CSA*, 10 décembre 2008.
- [4] R. K. Srihari, "Automatic Indexing and Content-Based Retrieval of Captioned Images". *Computer*, v.28 , Issue 9 :50_56, 1995.
- [5] P. J. Piety, "The Language System of Audio Description: An Investigation as a Discursive Process", *Journal of Visual Impairment and Blindness*, v98, n8 :453_469, 2004.
- [6] J. M. Turner and E. Colinet, "Using audio description for indexing moving images", *Knowledge organization*, 31, 4 :222_230, 2004.
- [7] J. M. Turner and E. Colinet, "Scénarios de production pour l'indexation d'images animées", *Documentaliste*, 42, 1 :12_21, 2005.
- [8] L. Gagnon, "Automatic detection of visual elements in films and description with a synthetic voice - Application to video description", *International Conf. on Low Vision*, Montréal, 2008.
- [9] Gilbert Montagné, "*L'inclusion des personnes aveugles et malvoyantes dans le monde d'aujourd'hui*", Ministère du Travail, des Relations Sociales et de la Solidarité, 2007.
- [10] "*Plan handicap visuel*", Ministère du Travail, des Relations Sociales et de la Solidarité. Juin 2008, www.travail-solidarite.gouv.fr
- [11] A.R. Galiano, "Les spécificités du langage et la communication chez la personne déficiente visuelle, approche expérimentale", *Actes des 44ièmes journées pédagogiques du GPEAA*, 48_59, Lyon 16-18 octobre 2008.
- [12] D.R. Rutter, G.M. Stephenson and M.E. Dewey, "Visual communication and the content and style of conversation", *British Journal of Social Psychology*, 20 :41_52, 1981.
- [13] N.J. Kemp, "Social psychological aspects of blindness: A review", *Current Psychological Reviews*, 1 :69_89, 1981.
- [14] N.J. Kemp and D.R. Rutter, "Social Interaction in Blind People: An Experimental Analysis", *Human Relations*, 39 (3), :195_210, 1986.
- [15] D.R. Rutter, "*Looking and seeing: The Role of Visual communication in social interaction*", Chichester: Wiley, 1984.
- [16] A.R. Galiano and N. Baltenneck, "Les interactions verbales chez le sujet aveugle: le rôle de la vision dans la communication", *Revue électronique de psychologie sociale*, 1 :47_54, 2008.

Méthodologie de conception et d'implantation d'aides techniques à la Communication pour les personnes avec TED

A. Delime, P. Pino et G. Bourhis
Université Paul Verlaine-Metz,
LASC, 7 rue Marconi, 57070 METZ, France
delime,pino,bourhis@univ-metz.fr

Résumé : L'objectif général de ce travail est de définir une méthodologie de mutualisation des expériences et de transfert de technologie efficace et performante autour d'outils informatiques visuels de communication alternative, d'entrée dans l'intention de communication, de structuration du temps, de l'espace et des activités à l'intention des personnes avec TED.

Mots clés : TED, Troubles Envahissants du Développement, Communication, aide technique, PECS, Interaction Homme/Machine

I. INTRODUCTION

Les Troubles Envahissants du Développement (TED) se caractérisent par des difficultés dans au moins 2 des 3 champs suivants :

1. une altération qualitative des interactions sociales,
2. une altération qualitative de la communication,
3. un caractère restreint, répétitif et stéréotypé des comportements, des intérêts et des activités.

Par défaut, les personnes autistes ou avec TED mettent en place elles-mêmes leur propre système de communication. Leurs proches le décodent parfois assez aisément, mais il demeure souvent inaccessible aux personnes extérieures, ambigu, limité, peu nuancé, souvent contextuel, généralement construit sur des gestes, des cris, des rires, des caresses, des mouvements stéréotypés, des agressions, soit très souvent des attitudes mal perçues socialement.

Historiquement, différentes stratégies de communication alternative ont été mises en place, utilisant par exemple le langage gestuel, tels que le Coghomo, langage SOS proposant des gestes proches des gestes spontanés, plus facilement compréhensibles par l'extérieur, le Sésame, composé de signes inspirés de la langue des signes, ou des langages symboliques, sélectionnés pour une exécution et une compréhension

aisées : la communication avec des objets, avec des photos, des dessins (pointage et échange d'images).

D'autres stratégies s'appuient sur des outils informatiques ou électroniques, tels que le DELTATALKER, appareil de communication portatif, le MIND EXPRESS, logiciel informatique, à base de pictogrammes, de symboles, de lettres, ou de photographies, ou BABAR, proposant un carnet d'étiquettes autocollantes contenant chacune un code barre associé à l'objet auquel l'on souhaite "donner la parole", ...

Certains de ces systèmes ont été progressivement abandonnés, n'ayant pas été généralisés aux divers milieux de vie, demandant des efforts trop soutenus, trop de disponibilité. Cependant, l'absence de langage adapté peut avoir des conséquences graves, tant dans le domaine de la cognition, que de la communication, de la socialisation et de l'auto-détermination.

L'introduction précoce d'un moyen de communication alternatif, même rudimentaire, apparaît donc comme une nécessité absolue pour tous les enfants avec TED, chez lesquels il existe un haut risque de non-apparition ou d'apparition tardive et mal adaptée socialement du langage oral.

Pour résumer, il semble notamment que les méthodes de communication indirecte, l'utilisation de supports visuels, une mise en place individualisée, en accord avec l'ensemble des partenaires peuvent beaucoup aider les personnes atteintes de TED à rentrer en communication avec leur entourage et ainsi à résoudre au moins en partie leurs problèmes relationnels et d'apprentissage.

Le système le plus connu, et le plus utilisé, la méthode PECS (Picture Exchange Communication System), se base sur l'utilisation d'un classeur personnalisé de pictogrammes qui sont utilisés pour construire des phrases de 3 ou 4 images (figure 1).



Figure 1. Classeur PECS (<http://www.pecs-france.fr>)

C'est un système assez simple, dans son principe ; il présente l'avantage d'être peu onéreux et d'être apprécié par les personnes avec TED, qui se l'approprient rapidement. Il a été mis au point par Andrew S. Bondy et Lori Frost, à la fin des années 80 [1].

Cette approche préconise l'individualisation de l'accompagnement, un partenariat avec les parents et la généralisation des acquis aux divers milieux de vie de la personne et aux divers partenaires de communication.

Elle procède par étapes bien définies, partant de la personne avec TED, des préférences qu'elle manifeste, par exemple (souvent) la nourriture. La communication se développe et se complexifie ensuite progressivement. Le système est construit autour de l'échange de photographies ou de pictogrammes, voire d'objets.

Cette méthode permet des résultats positifs mais très variables en fonction des personnes, des handicaps associés, de l'âge auquel on l'initie : certains enfants ont développé le langage verbal, d'autres continuent d'utiliser PECS en support du langage verbal, d'autres enfin ne communiquent que par pictogrammes.

On observe également une diminution des troubles du comportement, la recherche d'interactions et l'amélioration des performances cognitives. On observe aussi une plus grande implication de l'entourage.

En parallèle, différentes stratégies et méthodologies éducatives ou comportementales, complémentaires avec la méthode PECS, ont été mises en œuvre dont certaines montrent des résultats très intéressants :

On peut citer la méthode ABA (Applied Behavior Analysis), initiée par I.O. Lovaas, [3] [4], basée sur l'analyse fonctionnelle du comportement, procédant généralement par essais distincts et utilisant des renforçateurs pour induire les comportements souhaités.

On peut également citer la méthodologie TEACCH (Treatment and Education of Autistic and related Communication handicapped Children).

Le programme TEACCH est un programme de traitement et d'éducation structurée pour les enfants de tous les âges, atteints d'autisme et de troubles apparentés du développement. Mis en place en Caroline du Nord, en 1966, par Eric Schopler, il vise à une meilleure intégration de l'enfant autiste dans sa famille, son

environnement, par l'acquisition de compétences et de comportements adaptés en mettant l'accent sur la structuration nécessaire de l'espace et du temps. C'est une méthodologie très populaire dans les pays anglo-saxons ou encore en Belgique [2] [4] [5] [6].

La méthode TEACCH préconise l'utilisation d'agendas, eux aussi à forte connotation visuelle qui précisent l'horaire, la durée, le lieu, des différentes activités de la journée. L'utilisation de ces outils permet souvent à la personne avec TED d'envisager plus sereinement l'avenir proche et ainsi d'éviter des problèmes comportementaux.

Dans le même ordre d'idée, la réalisation de sortes de scénarii, eux aussi visuels, où les différentes étapes d'un processus seraient décomposées, peut s'avérer un outil précieux pour l'apprentissage de gestes techniques ou de situations sociales complexes (voir par exemple GRAY et GARAND, 1993).

Enfin, il est reconnu que l'utilisation de l'outil informatique peut favoriser l'implication des personnes avec TED dans la communication et/ou l'activité, il leur permet un mode de communication indirect, interactif. Il permet une information claire et répétitive, l'utilisation de plusieurs modes de communication, un archivage et un échange entre les différents intervenants. Il permet enfin une évolution et une évaluation de l'utilisation de l'outil.

Pour résumer, des stratégies pertinentes existent, la technologie associée aussi, cependant, à ce jour, leur utilisation reste limitée, pour différentes raisons, parmi lesquelles on peut citer le manque de soutien et de suivi.

L'objectif général de ce travail est de définir, à l'intention des personnes avec TED et de leurs entourages, une gamme initiale d'outils visuels informatiques de communication alternative, strictement inspirés des méthodologies PECS et TEACCH, afin de permettre une transition douce et une utilisation parallèle des outils classiques (carton) et d'organiser sur cette base un outil de mutualisation des expériences, permettant un suivi et un soutien durables.

II. LES BESOINS DES PERSONNES AVEC TED EN TERMES DE COMMUNICATION

Light (1988) distingue 4 aspects dans la communication chez l'individu.

A. Une formulation des besoins et désirs

Souvent, les personnes avec TED se contentent de solliciter un adulte en le prenant par le bras, espérant ensuite que celui-ci sait quel est leur besoin. Ils peuvent aussi le faire par des comportements inappropriés, tels

que courir partout, ou socialement inacceptables comme mordre ou griffer. Ils ne s'autorisent souvent pas à aller plus loin dans la communication, ni dans tous les contextes. Même ceux qui sont capables d'expression verbale ne s'autorisent pas à exprimer tout, ni à s'exprimer partout. La communication directe leur est quelque chose de très difficile. Ils ont besoin qu'on les aide dans leur intention de communication.

La communication par pictogrammes peut constituer un excellent outil d'aide à l'intention de communiquer. Il a notamment le gros avantage d'être indirect, et d'être simple d'utilisation et de mise en œuvre. C'est aussi un mode de communication alternatif, proche du langage écrit, lui aussi graphique, vers lequel il peut constituer une bonne transition.

L'outil informatique n'est pas indispensable à ce stade. L'utilisation de classeurs et d'images en carton donne de très bons résultats, notamment avec les débutants : le fait d'aller chercher l'image, de la prendre et de la positionner est important et participe de l'intention de communication.

Cependant l'outil informatique peut apporter un plus à différents niveaux :

- Archivage et tri d'un grand nombre d'images, rendus délicats avec un classeur standard ;
- Possibilité, sur le même support, d'avoir des images, des textes, des sons, des vidéos, sans modification du protocole de communication ;
- Valorisation de la personne ;
- Élément de motivation non négligeable ;
- Ouverture sur de nombreuses activités (jeux, etc.) ;
- Possibilité, par l'intermédiaire d'un journal, d'évaluer l'utilisation de l'outil de communication.

B. Une expression de la reconnaissance d'autrui (politesse, salutation)

Les personnes avec TED ont souvent tendance à virevolter et à négliger de saluer les autres. Trop souvent, certains aspects perturbants ou inattendus de leurs comportements font que la plupart des gens font mine de ne pas les voir. Leur façon de saluer n'est pas toujours socialement bienséante, la réponse à leur salutation n'est pas toujours conforme à leur attente.

La mise en place d'un outil de communication indirecte, par l'intermédiaire d'un classeur ou d'un ordinateur peut s'avérer primordiale :

- il introduit un temps spécifique, dédié à l'introduction de la rencontre et/ou de l'activité,
- il introduit un protocole, qui permet d'introduire l'imprévu ou l'inconnu dans un cadre reconnu.

Ces deux éléments sont déterminants pour réduire les épisodes d'inquiétude liés à des situations nouvelles, en introduisant une sorte de rituel sur lequel les personnes avec TED peuvent s'appuyer. Il constitue une alternative à des comportements et des codes de communication inadaptés.

C. Un échange d'informations relatives à la vie des proches

C'est peut-être l'aspect le plus négligé de la communication des personnes avec TED. Il est vrai qu'il leur est difficile de soutenir des conversations prétendues anodines avec leur entourage, et très souvent on se contente d'une communication fonctionnelle, d'autant plus qu'eux-mêmes, spontanément se limitent souvent à des conversations concrètes, à fonction immédiate.

L'ordinateur peut fournir un album de photos, d'images, de vidéos ou de chansons facile d'accès et d'utilisation et constituant un excellent support de communication, permettant d'évoquer avec d'autres personnes les souvenirs agréables, les personnes aimées, les lieux appréciés, même par un simple échange de sourires. On peut aussi utiliser cet album pour préparer un voyage, une rencontre ou une activité.

On peut aller plus loin, en réalisant, au moins pour les événements importants, un journal à base de pictogrammes associés à quelques photos ou dessins.

Nul doute que ce type d'activités pourrait aider les personnes porteuses de TED à se repérer dans le temps et l'espace. Et pour être tout à fait complet, ce journal pourrait être communiqué aux proches par mail, par exemple.

D. Un transfert de connaissance

Quand on apprend quelque chose à des personnes avec TED, il est très difficile d'évaluer ce qu'elles en ont retenu. On a très souvent l'impression qu'ils n'y prêtent pas attention.

Il est important de vérifier s'il y a acquisition et compréhension, par exemple en les faisant répondre à des sollicitations indirectes (l'ordinateur ou l'écrit sont plus faciles à envisager pour eux que la réponse orale directe), concrètes, et demandant des réponses rapides (oui, non, vrai, faux, etc.), pour les impliquer dans l'apprentissage, et qu'ils en soient acteurs.

Enfin, il leur est très difficile d'envisager de se lancer dans une activité s'ils ne se sentent pas sûrs d'arriver au bout. Il peut s'avérer très utile de décomposer les apprentissages complexes en étapes envisageables sous forme de scénarii.

III. MISE EN PLACE D'UNE AIDE A LA COMMUNICATION

A. Préambule

En premier lieu, pour la conception de nos outils de communication TED, nous avons décidé de reproduire la démarche de la méthode PECS. L'interaction entre la personne atteinte de TED et son outil se fera par une succession de sélections par clic plutôt que par défilement ou tout autre artifice réalisable avec une interface homme/machine informatisée. Nous développons au laboratoire d'autres types d'interaction utilisant ce qu'il se fait actuellement en interface homme/machine sur des systèmes mobiles comme les Smartphones, PocketPc ou bien les consoles de jeux, mais ces applications ne font pas l'objet de cet article.

Dans le cadre de nos études en interaction homme/machine sur la mise en place d'une aide à la communication orientée TED nous utilisons la méthode CCU (Conception Centrée sur l'Utilisateur) qui consiste dans ce cas à développer un outil de communication petit à petit, en commençant par les préoccupations et préférences affichées de la personne avec TED. Il est important, compte tenu de leurs problèmes de généralisation, qu'il soit utilisé (même si le protocole diffère un peu, ici sur ordinateur, là avec un classeur, ailleurs sur une bande murale, etc.) en différents lieux (maison, école, cabinet de l'orthophoniste, etc.), et qu'une seule personne décide de son évolution, avec évidemment consultation et accord des autres acteurs.

Cette aide doit s'appuyer au début, sur les besoins essentiels (la faim, la soif, sortir, jouer, etc.), puis les sensations physiques ou morales (mal au ventre, au dos, à la tête, froid, chaud, etc.), les interactions avec les proches (parents, amis, professionnels, etc.), les activités sociales (boulangier, superette, docteur, dentiste, etc.).

Cette aide doit, pour être effectivement utilisée, réunir un certain nombre de conditions :

- être rapidement accessible, facile d'utilisation,
- être optimisée visuellement (nb de pictogrammes),
- être modifiable et évoluer régulièrement,
- ne pas se substituer à un mode d'expression plus rapide existant déjà (mimiques, désignation), ni plus acceptable socialement (oral, écrit),
- être ciblée et personnalisée.

B. Les aides techniques à la communication développées au LASC

Nous avons choisi d'utiliser Microsoft Visual Basic Applications avec le tableur Excel pour développer nos premiers outils car c'est un des logiciels actuellement les

plus implantés dans les foyers, les IME et chez les particuliers.

A partir d'une banque d'images, un certain nombre de feuilles du classeur Excel utilisées comme tables d'une base de données, contiennent, par thèmes, les noms des fichiers images. Ces feuilles sont à renseigner par l'entourage de la personne avec TED et sont évolutives.

Une interface homme/machine «navigateur» (Userform d'Excel) permet d'explorer ces images, d'en extraire des planches de pictogrammes très proches dans leur esprit par leur aspect et par leur démarche d'utilisation des feuilles de classeur papier utilisés couramment avec la méthode PECS (voir figure 2). Ce «navigateur» présente l'avantage d'être très évolutif, pouvant être constitué au départ d'une seule planche, contenant très peu d'images (1 puis 2 puis 3, etc.) puis plusieurs pages, puis enfin plusieurs rubriques classées par thèmes permettant l'apprentissage du tri sélectif.



Figure.2. Ex de feuilles PECS (www.pecs-france.fr) et l'interface navigateur

Sur cette base de données images, et avec l'aide de ce navigateur, afin de conserver un environnement connu et sécurisant, ont ensuite été réalisés trois outils de communication.

1) VRIP (Visualisateur Rapide d'Image PECS)

Dans la phase initiale d'apprentissage de la communication par pictogrammes, il est demandé aux enfants de rapporter une image, correspondant à l'activité souhaitée. L'application VRIP permet, par sélection par clic sur images de naviguer dans la base de pictogrammes et de sélectionner l'image «souhaitée» (figure 3). A cette base d'images est associée une base de textes, affichés sous l'image, qui permettent de familiariser l'enfant au langage écrit, ainsi d'ailleurs qu'au langage oral puisqu'on peut lui associer une synthèse vocale.

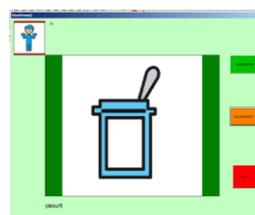


Figure 3. VRIP : Visualisateur Rapide d'Image PECS

Cet outil peut être utilisé en phase d'initiation d'une part, mais aussi en outil de communication rapide ou d'urgence. Il peut d'ailleurs être utilisé indifféremment par la personne avec TED et par son entourage à son intention avec la même efficacité.

2) VRAB (Visualisateur RAPide de Bandes-phrases)

Nous avons réalisé VRAB, un outil permettant d'aller un peu plus loin dans la structuration de la communication. Là aussi, cet outil est très similaire tant dans son aspect que dans son mode de fonctionnement, aux classeurs PECS (figure 4).



Figure 4. Bande phrase PECS

VRAB permet de construire des phrases très simples : chaque pictogramme est sélectionnable indépendamment des deux autres.

Dans l'exemple de la figure 5, la sélection du 1er pictogramme se fait dans une base de données «qui» faisant référence à des personnes (je, maman, etc.). Le 2ème est choisi dans une base «fait» des verbes d'intention (vouloir, ne pas vouloir, etc.) et de sensation (avoir mal, peur, etc.). Enfin, le 3ème, assez similaire à la base utilisée par l'application VRIP, fait références à des activités courantes (manger... un yaourt, des pâtes, ... - faire sa toilette, ...), ce qui permet une transition en douceur d'un outil à l'autre.

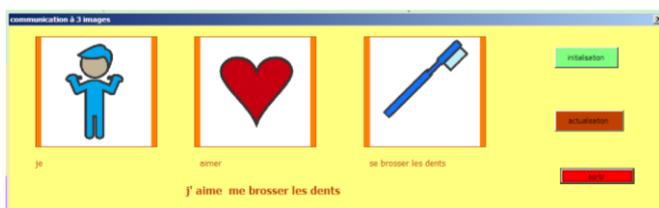


Figure 5. VRAB Visualisateur RAPide de Bandes-phrases

Cet outil permet de structurer un peu plus sa pensée et la construction de sa communication. Il débouche sur la construction de phrases simples (sujet, verbe, complément) qui peuvent être affichées et dites, ce qui constitue une aide inappréciable à l'entrée dans une communication orale (et écrite) plus traditionnelle.

3) TED_PLAN : TED planning journalier

TED_PLAN concerne la structuration du temps et des activités, il s'inspire des plannings journaliers, à base de

pictogrammes, utilisés dans le cadre de la méthode TEACCH.

Une procédure permet de définir simplement la séquence des activités prévues pour la période concernée, en utilisant le navigateur sur une base d'activités possibles (figure 6).

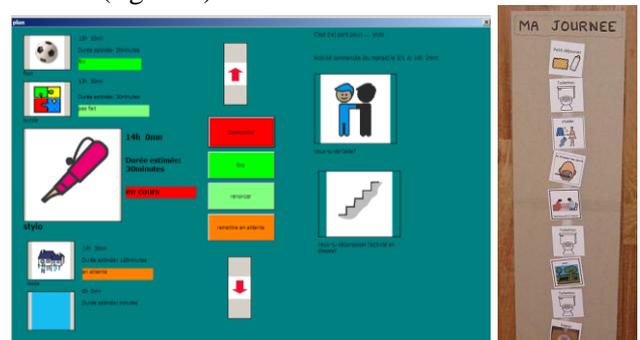


Figure 6. TED_PLAN et un ex. de planning papier

A chaque activité de la séquence sont affectées une heure de début et une durée estimative. Le statut de chaque activité est initialisé à «en attente». L'utilisateur peut faire défiler le planning pour le consulter : il est essentiel pour les personnes avec TED d'avoir une estimation de ce qui va se passer, dans quel ordre, et de sa durée.

Quand il souhaite commencer une activité, il le signale et le statut de l'activité change pour devenir «en cours». La mise en place d'un protocole, d'une sorte de rituel les aide beaucoup à s'investir même dans des activités complexes.

Il peut l'interrompre à tout moment et y revenir. L'utilisateur peut également renoncer à aller au bout de son activité.

Quand il a terminé, il doit aussi le signaler : il est tout aussi important qu'il y ait un protocole de fin d'activité.

Pour les activités qui le nécessitent, pendant la phase «en cours», l'utilisateur peut demander de l'aide (l'aide humaine leur est capitale, même si elle se résume à un simple accompagnement) et/ou visionner les différentes étapes de l'activité (apprentissage), en cliquant sur les pictogrammes de gauche. La décomposition d'une activité difficile en étapes plus abordables peut leur être d'une aide inestimable.

Ce planning peut être utilisé en planning journalier, ou en planning de séance ou d'apprentissage.

Les outils présentés sont encore en cours de développement et sont amenés à évoluer au cours des prochains mois. Les pictogrammes utilisés proviennent de la bibliothèque Axelia (www.axelia.com), une bibliothèque d'images est en cours de développement sous la forme d'un site web de dépose/gestion d'images.

C. Méthodologie d'implantation

Chaque application intègre la mise en place d'un fichier journal (log) associé aux actions de l'utilisateur pour pouvoir étudier l'interaction personne/machine afin d'optimiser l'interface en fonction de la personne et de son environnement.

Au printemps 2010, une première journée de formation à ces outils sera organisée à l'intention des différents acteurs de ce handicap (professionnels, parents) de toute la région Lorraine, avec pour objectifs de se former à ce type d'outils, et de tester ces outils dans le cadre de leurs activités, selon des modalités libres.

Ces tests seront statistiques, basés sur les fichiers journaux, en termes d'utilisation (Fréquence, durée, contexte, objectifs) et d'efficacité (changements observés dans le déroulement des activités, dans le comportement)

Ils sont destinés à nous aider à les faire évoluer (support, protocole), à mutualiser les expériences, pour une meilleure appropriation par les usagers.

Un soutien et un suivi techniques seront assurés par le LASC en s'appuyant sur les moyens du laboratoire et sur ceux de l'Université, dans le cadre de projets étudiants.

IV. CONCLUSION

Notre démarche consiste à mettre en place une méthodologie de recherche d'aides techniques pertinentes pour suppléer les handicaps mentaux et à les intégrer dans le cadre d'une prise en charge du handicap multiple, essentiellement non technologique.

Nous nous sommes imposés la conception d'interfaces basées sur une démarche CCU et sur les pratiques de la méthode PECS.

La définition des outils préliminaires (VRIP, VRAB, TED_PLAN) que nous avons conçus découle de quelques principes directeurs :

- S'appuyer sur des outils visuels de communication alternative, et d'entrée dans l'intention de communication.
- Utiliser l'outil informatique, permettant une communication indirecte, offrant un large éventail de méthodologies d'utilisation, de possibilités d'évolution, et propices à la valorisation sociale des usagers.
- Définir des outils permettant de structurer le temps, l'espace, la communication et les activités.

Nous pensons notamment que la valeur d'un projet de transfert de technologie se définit essentiellement par l'intérêt et l'aptitude des personnes handicapées et de leurs entourages à les utiliser.

C'est pourquoi une méthodologie permettant d'évaluer et de diffuser les prototypes issus de nos recherches est mise en place : les utilisateurs seront associés régulièrement à toutes les phases de la conception, et les versions successives de nos outils, les remarques des utilisateurs seront régulièrement diffusés, afin de s'assurer que les établissements d'accueil des personnes handicapées, les associations, les familles et les personnes handicapées elles-mêmes, s'approprient ces nouvelles technologies.

Notre objectif principal est d'organiser un outil de capitalisation et de mutualisation des expériences, de transfert de technologie efficace et performant.

V. REMERCIEMENTS

Nos remerciements chaleureux vont aux parents membres des associations Autisme Moselle et Envol Lorraine, ainsi qu'à nos partenaires de la «Journée Lorraine annuelle de Conférences Pluridisciplinaires autour de la prise en charge des TED», pour leurs conseils avisés et leurs encouragements précieux.

VI. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Baghdadli, A. « Revue générale des programmes, méthodes et techniques de prise en charge des personnes atteintes d'autisme ou troubles apparentés ». In C. Aussilloux & A. Baghdadli & V. Brun (Eds) « Autisme et Communication » : *XXXII ers Entretiens de Médecine Physique et Réadaptation*, Montpellier, Paris :Masson (Rencontres en Rééducation), 63_76, 5 mars 2005
- [2] Lovaas, O.I. "Behavioral treatment and normal educational and intellectual functioning in young autistic children". *Journal of Consulting and Clinical Psychology*, 55(1): 3_9, 1987.
- [3] Magerotte, G. "L'Applied Behavior Analysis. L'analyse appliquée du comportement en intervention précoce en autisme". *Les cahiers pratiques d'A.N.A.E. (approche neuropsychologique des apprentissages de l'enfant)*, 2, 20_23, 2001
- [4] Schopler, E. « Traitement pédagogique de l'autisme fondé sur les résultats de la recherche empirique ». In G. Lelord, J.P. Muh, M. Petit, D. Sauvage, (Éds.). *Autisme et troubles du développement global de l'enfant*. Paris : Expansion Scientifique Française,160_171, 1989
- [5] Beaugerie-Perrot, A., et Lelord, G. *Intégration scolaire et autisme*. France : Presses Universitaires de France, 1991
- [6] Chastenet, C. « L'intégration sociale et scolaire des enfants et adolescents autistiques. » In P. Messerschmitt (Ed.), *Clinique des syndromes autistiques*. Paris : Maloine., 121_132, 1990.

Session 7 : Posters et démonstrations

Présidents de session : Pierre GAUCHER, Philippe HOPPENOT

Place du chercheur : médiateur et accompagnant dans l'usage d'une TIC ?

Sandrine Rannou*, Bertrand Seys**, Maryvonne Abraham*

*Télécom Bretagne, Département ITI, Image et Traitement de l'Information
Technopole Brest Iroise CS 83818
29238 Brest Cedex 3

**Télécom Bretagne, Département LUSSI, Logiques des Usages, Sciences Sociales et de l'Information
Technopole Brest Iroise CS 83818
29238 Brest Cedex 3

Email : {sandrine.rannou, bertrand.seys, maryvonne.abraham}@telecom-bretagne.eu

Résumé : Les usages d'une aide technique à la communication ne peuvent pas être regardés uniquement du seul centrage sur la personne porteuse de handicap mais aussi sur celle-ci dans ses contextes sociaux. Comment faire pour appréhender les besoins et les usages potentiels de cette aide technique dans leur contexte ? Nous avons mis en place différents outils méthodologiques, allant du questionnaire à l'observation. Nous présentons nos premiers résultats concernant l'écriture pictographique qui montrent qu'effectivement les usages du communicateur dépendent fortement des contextes et des intentionnalités des utilisateurs.

Mots clés : handicap de communication, aides techniques, palliation, usage(s) des TIC, enquêtes de terrain, situation de handicap, médiateur, apprentissage(s)

I. INTRODUCTION

Ce texte relate l'expérience de la plate-forme Palliacom¹, lancée en janvier 2009, qui vise la réalisation d'un communicateur multimodal permettant à des personnes privées de facilités des fonctions communicatives ordinaires (parole, écriture, gestes permettant l'écriture) de produire du texte. Palliacom associe dans un même communicateur plusieurs options d'écriture (alphabétique, logographique ou mixte) permettant la production assistée de vrais textes, à partir de claviers virtuels configurables organisés en fonction

¹ Projet TecSan ANR-CNSA développé en collaboration avec une équipe de l'IRIT et la PME R/D/I+.

des possibilités gestuelles, perceptives et cognitives de l'utilisateur.

Le projet s'inscrit dans une démarche interdisciplinaire qui intègre tous les acteurs concernés, de la conception à l'usage : des chercheurs, un industriel, des professionnels de terrain, des personnes en situation de handicap de communication, des associations... permettant un développement en spirale.

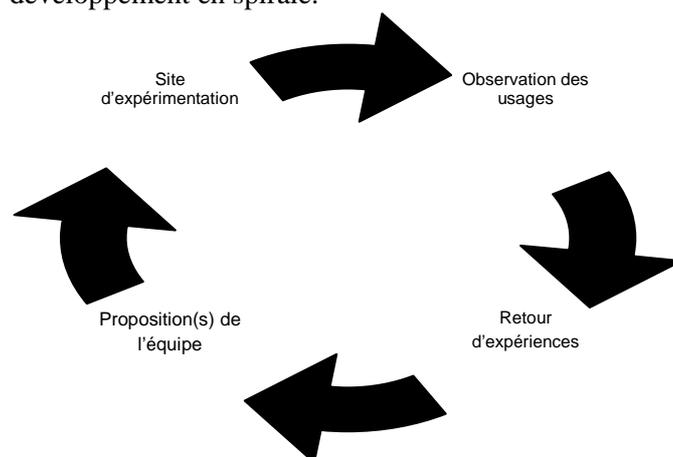


Figure 1 : Développement en spirale

II. OBJECTIFS

A. Brève description du communicateur

Sans retracer l'historique des aides à la communication pictographique, c'est le statut linguistique des pictogrammes qui pose problème [1]. Dans les palliations pictographiques du marché (Dialo, Papoo...), les pictogrammes représentent des concepts (et non des

mots) et leur juxtaposition n'aboutit pas réellement à la phrase que l'utilisateur a en tête. En utilisant Minspeak (Springboard, Vanguard...), système de langage basé sur la combinaison de pictogrammes, le résultat est bien celui voulu par le scripteur, mais la stratégie d'écriture demande une charge mnésique importante et une bonne connaissance des transformations morpho-syntaxiques, alors que dans le communicateur Palliacom, c'est l'appel des opérations grammaticales qui gère ces transformations.

L'option « écriture pictographique » du communicateur, se présente comme un clavier virtuel divisé en plusieurs zones : i) la zone centrale contient les pictogrammes de vocabulaire, et cette zone est encadrée par des bandes verticales latérales, deux bandes horizontales inférieures et une bande horizontale supérieure ; ii) à gauche, une zone verticale aide-mémoire de descente dans les hiérarchies des catégories ; iii) à droite, une zone de « contexte » grammatical ou pragmatique, configurable par l'utilisateur ; iv) au dessous, une première bande contient la suite de pictogrammes sélectionnés ; v) une seconde bande contient la traduction textuelle de cette suite de pictogrammes. Chacune des zones peut être colorée différemment, l'utilisateur peut changer la taille, la couleur, le contenu de chacune des zones, et même la forme, pour la zone i), qui peut être hexagonale ou rectangulaire. Une zone supérieure contient certains paramètres de commande, et d'autres paramétrages moins accessibles. Comme on le voit, la très grande souplesse de configuration demande de maîtriser le paramétrage qui donnera au produit une bonne ergonomie cognitive adaptée à chaque cas.

B. *Adaptation et configuration du logiciel en fonction des besoins et des compétences*

Les objectifs du projet visent une extension des programmes précédents (dont le programme A 3000²) au niveau de l'intégration de diverses configurations de présentation en fonction des utilisateurs à soulager et à aider. Les chercheurs en sciences humaines et sociales ont été sollicités afin de mettre en relief à la fois : i) les capacités physiques, cognitives, intellectuelles des personnes en situation de handicap ; ii) les besoins des accompagnants et des personnes destinataires ; et iii) le contexte d'usage du logiciel Palliacom.

² Projet A 3000, nom du projet soutenu par le Ministère Délégué à la Recherche et aux Nouvelles Technologies, répondant à l'appel à proposition « Usages de l'Internet » lancé en juin 2003.

C. *De la logique des techniques à la logique des usages*

Pour assurer un usage effectif du logiciel, il semble indispensable de rapprocher le concepteur, issu des sciences de l'ingénieur, de l'utilisateur, dont les besoins, l'acceptation ou l'appropriation sont questionnés et observés par les chercheurs en sciences humaines et sociales. Les techniques ne peuvent pas être pensées dans une logique de recherche en dehors des usages, au risque d'installer une dichotomie entre les logiques des techniques et les logiques des usages. Les sciences de l'ingénieur cherchent à concevoir et réaliser des outils techniques performants, mais qui peuvent rester loin des usages que les personnes en situation de handicap pourraient en avoir dans la vie quotidienne. Madeleine Akrich [2] souligne « le rôle important joué par les usagers dans le processus d'innovation et dans la conception même des objets techniques. ».

III. METHODES DE RECUEILS DE DONNEES

A. *Démarche méthodologique*

Un suivi longitudinal a été mis en place dans plusieurs sites accueillant différents publics pouvant être en situation de handicap de communication.

L'intérêt de la convocation des sciences humaines et sociales est triple :

1- la passation de questionnaires va permettre de déterminer le profil physique et cognitif de la personne destinataire afin de pouvoir construire une base de données dégagant des profils utilisateurs, nécessaire pour une configuration du communicateur adaptée en fonction de chaque utilisateur.

2- le suivi des usages doit permettre de rendre compte de l'exploration et de l'appropriation du communicateur, à travers :

- l'adaptation des interfaces de présentation de la version originale

- les méthodes d'apprentissage mises en place par l'accompagnant afin de transmettre son savoir à la personne destinataire

- les premiers usages effectifs en colloque singulier (accompagnant-personne destinataire)

3- l'observation du comportement des personnes destinataires dans l'écriture pictographique assistée et l'analyse des productions (le vocabulaire, les styles de phrases, la longueur des phrases, le statut syntaxique) doit permettre de présenter et d'organiser le lexique afin qu'il devienne un « calque » du lexique mental de l'utilisateur.

B. *Le travail et la place des sciences humaines*

Certains aspects du travail des sciences humaines nous ont introduit dans le rôle d'accompagnant (suivi des usages, mise en valeur des pratiques professionnelles en les intégrant dans un projet national de recherche...), d'agent d'apprentissage des techniques auprès des utilisateurs (affiner les présentations des interfaces, créer un fichier avec un environnement spécifique à chaque utilisateur, résoudre des blocages...) et de médiateur entre les ingénieurs et les utilisateurs (expertise linguistique, sélection et réalisation de pictogrammes cognitifs...).

Cependant, dans ses approches, le chercheur est confronté à certains niveaux de difficultés :

1- Le coût engendré par ces études qui n'apparaissent pas comme immédiatement productives.

2- Le fait que nous souhaitons nous adresser à la personne en situation de handicap, peut perturber cette dernière et peut également perturber le fonctionnement de l'institution. Nous avons constaté que l'accompagnant avait peur que le chercheur mette en échec la personne en situation de handicap.

3- Le chercheur peut être vu comme étant celui qui va questionner les pratiques professionnelles déjà existantes et donc les remettre en cause.

4- Vis-à-vis de l'aide technique comme pour tout objet technique, il nous faut porter notre attention sur les représentations sociales qui peuvent être soit *technophiles*, soit *technophobes* alors qu'un bon outil doit se faire oublier en étant le prolongement des aptitudes de la personne et en ayant le maniement le plus simple et le plus intuitif possible.

IV. RESULTATS

Nous n'exposons ici que les résultats concernant l'écriture pictographique à l'aide du communicateur dont le suivi des usages est déjà bien amorcé au sein de deux établissements. D'une part, l'expérience est réalisée depuis deux ans en hôpital de jour auprès de neuf enfants francophones exclus de la scolarisation classique. Ces enfants, âgés de 6 à 9 ans, sont atteints de troubles envahissants du développement. Ces enfants possèdent ou non le langage oral : certains s'expriment uniquement par des gestes, tandis que d'autres s'expriment oralement soit par des cris et/ou des interjections, soit en mots isolés et/ou en phrases simples. L'enseignement auprès des enfants comprend des séances de jardinage, de cuisine, de socialisation (sortie dans différents sites) et l'apprentissage du français. D'autre part, l'expérience est

réalisée depuis un an en IME (Institut Médico-Educatif) auprès d'enfants et d'adolescents présentant des déficiences à prédominance intellectuelles (trisomie 21...). Le logiciel est utilisé auprès de dix enfants francophones ou non, âgés de 6 à 17 ans. Ils sont tous capables de s'exprimer verbalement, principalement par mots isolés. L'apprentissage de l'usage du logiciel se fait dans le cadre de séances d'orthophonie pour les dix utilisateurs tandis que l'éducatrice technique spécialisée n'intervient qu'auprès des adolescents qui ont intégré la SIPFPro (Section d'Initiation et Première Formation Professionnelle).

A. *Un même besoin de fonctions...*

Ces premières expérimentations nous indiquent que le logiciel est principalement utilisé comme :

- une aide à la compréhension permise par la présence des pictogrammes (un mot associé à une image)

- une aide à la communication orale et à la structuration du langage oral : exercices d'articulation, compte-rendu d'activités (par exemple : ateliers pâtisserie, jardinerie), expression d'évènement de la vie quotidienne ...

- une aide à la communication écrite à travers l'apprentissage du français (lecture, écriture, grammaire, conjugaison, acquisition de vocabulaire...)

Au sein des deux établissements, les fonctions présentes dans le communicateur semblent nécessaires et complémentaires. Lors d'une même séance d'apprentissage de l'usage du communicateur, plusieurs fonctions peuvent être utilisées, chacune avec des objectifs différents. Que ce soit en hôpital de jour ou en IME, les textes produits sont imprimés et collés dans un cahier de classe. Ils seront repris par l'accompagnant et l'enfant pour relecture et mémorisation des moments vécus. Les enfants n'étant pas capables de raconter ce qu'ils ont fait dans la journée, le cahier de classe leur permet d'organiser temporellement et spatialement leurs récits. L'impression du travail permet de conserver un écrit que l'enfant sait lire et qu'il peut transmettre. Cette « trace » du travail effectué en séance peut donc permettre d'élargir la communication qui est faite en colloque singulier. Le communicateur peut être utilisé dans un contexte (ici l'apprentissage en classe) puis dans un autre (ici celui de la communication avec ses parents, son éducateur). Autrement dit, les compétences acquises durant l'apprentissage de l'usage du logiciel vont pouvoir être appliquées dans d'autres contextes. Les pictogrammes peuvent ou non être sous-titrés, cette possibilité est à double tranchant : si elle est pensée comme une facilitée de lecture pour l'accompagnant, ce

dernier ne lit alors pas le pictogramme mais son sous-titre. Il peut donc y avoir une distorsion de compréhension entre l'accompagnant et la personne destinataire. Toutefois, la présence de sous-titres peut permettre une introduction à la lecture et un apprentissage progressif de l'écriture alphabétique. A l'usage, il semble que le sous-titrage est préféré par les accompagnants, non pas principalement perçu comme une aide à l'apprentissage de l'écriture alphabétique mais comme un « confort » pour l'accompagnant et une meilleure compréhension par une tierce personne. Ce qui signifie que la conception d'une aide technique doit être basée à la fois sur les besoins de la personne ayant des troubles de la communication et sur les besoins de l'accompagnant. En IME, l'éducatrice technique spécialisée utilise des pictogrammes collés sur des carrés de mousse qui sont rangés dans des boîtes qui séparent les noms et les verbes. L'observation de ces pratiques professionnelles nous conforte quant à l'importance du cadre coloré indiquant l'appartenance du pictogramme à une catégorie grammaticale dans le logiciel. Cet encadrement syntaxique reprend l'organisation des pictogrammes existant également dans les classeurs de communication. Pour une meilleure acceptation du logiciel par les accompagnants, il semble nécessaire qu'ils aient les mêmes repères dans le passage de l'usage concret à l'usage numérique. L'encadrement concernant la catégorie syntaxique permet l'apprentissage de la grammaire et la structuration des phrases, comme en école ordinaire. Même si le mécanisme d'apprentissage de la lecture est difficile, le fonctionnement de la langue française peut être compris. Nos premières observations nous indiquent que les accompagnants incitent les destinataires finaux à utiliser la synthèse vocale pour valider le pictogramme sélectionné ou pour confirmer que la phrase dite correspond à ce que la personne voulait dire. Le fait que le logiciel « parle » permet également d'attirer l'attention de l'enfant, davantage que lorsque c'est l'enseignante qui le dit, comme l'illustre la situation suivante : lors d'un atelier cuisine à l'hôpital de jour, un enfant a été turbulent. L'enseignante lui a fait la remarque mais il n'a pas réagit. Lorsqu'elle a écrit et fait prononcer cette phrase par la synthèse vocale, l'enfant est resté interloqué, avouant qu'il n'avait pas été sage. Cette situation montre que la communication avec le logiciel prend tout son sens. La synthèse vocale a aussi d'autres avantages par rapport à l'utilisation de méthodes « traditionnelles » ou d'outils techniques ne l'intégrant pas. D'une part, elle permet la différenciation des interlocuteurs par l'enfant : « *C'est la synthèse vocale qui dit « je » donc ils font la différence, on ne se substitue plus à eux.* ». C'est une des raisons pour lesquelles les

enfants de l'IME sont sensibles à l'usage d'une synthèse vocale masculine ou féminine. D'autre part, la synthèse vocale facilite l'accès à l'autonomie des personnes en situation de handicap de communication car les enfants ne sont plus « en miroir » avec l'accompagnant. L'accompagnant suggère moins, ce qui oblige les enfants à donner une réponse personnelle. A l'IME, les enfants pensent que ce qui est dit par l'adulte est toujours vrai, il répondra donc « oui » à l'accompagnant même si ce n'est pas ce qu'il voulait dire.

Les fonctions du communicateur qui sont utilisées par l'accompagnant sont en lien avec leurs contextes : dans une phase d'apprentissage de la grammaire, l'encadrement syntaxique a une valeur pédagogique forte ; dans le travail d'articulation au niveau verbal, la synthèse vocale est nécessaire... Ce même besoin de fonctions nous amène à nous questionner sur les objectifs pédagogiques et les méthodes d'apprentissages développés par les accompagnants. Sont-ils les mêmes dans les deux établissements ? Sont-ils les mêmes pour les différents accompagnants ?

B. ... Mais des situations d'usage différentes du communicateur

Les premières expérimentations nous révèlent que le logiciel est principalement utilisé comme une aide à la communication (expression d'émotions, structuration du langage oral, articulation) et une aide à la compréhension. Nous avons parfois affaire à des situations mixtes, combinant plusieurs logiques d'usage.

Que ce soit en IME ou en hôpital de jour, il s'agit pour les enfants de construire des phrases simples, le plus souvent de la forme: nom/ verbe/ adjectif³. Pour l'orthophoniste « ça leur apprend à préciser leur pensée ». En effet, dans la vie quotidienne, l'enfant peut parfois « se contenter » de communiquer en utilisant un seul mot, s'il arrive à se faire comprendre ainsi, indépendamment de ses capacités réelles⁴ et sans chercher à développer ses capacités potentielles. Ce qui nous permet de souligner la nécessité de penser en termes de « désirs » et d'

³ En IME, les enfants réussissent à faire des phrases tous seuls si l'article défini est mis automatiquement montrant l'importance de l'ajout automatique des articles définis, des conjonctions... dans le communicateur.

⁴ Par conséquent, il est parfois difficile pour l'accompagnant d'évaluer les capacités cognitives et linguistiques de la personne. Il ne faudrait pas sous-estimer les capacités et les compétences de cette personne. Par exemple, un enfant ayant un retard mental est en capacité d'apprendre, d'acquérir des savoirs, de progresser... avec des méthodes d'apprentissage adaptées.

« envies »⁵, y compris dans l'usage du communicateur. L'orthophoniste a constaté que les enfants (6-12 ans) se lassent vite d'utiliser le communicateur et elle en tient compte : « Au bout de la troisième séance, il y en a un, c'est bon alors il y a autre chose à faire ici que de toujours écrire des trucs à l'ordinateur. Donc maintenant, la seule exigence que j'ai, c'est qu'il fasse une phrase pour dire ce qu'il veut faire. ». Dans cet exemple, nous voyons que l'outil n'est pas exclusivement centré sur le handicap de la personne, sur ses envies et ses désirs... mais également sur les objectifs pédagogiques et relationnels de l'accompagnant. Le communicateur est aussi un outil technique permettant une introduction à la lecture et à l'écriture alphabétique. C'est ce que nous dit l'enseignante qui l'utilise comme une aide aux apprentissages de la lecture et de la grammaire : « Quant à V., apprenti lecteur, pour lui, le communicateur est plus un moyen d'expression écrite et de structuration de la langue. ». Elle utilise le logiciel comme une nouvelle méthode d'apprentissage de la lecture avec des enfants en échec avec l'apprentissage ordinaire de la lecture. V., enfant dyspraxique⁶, était angoissé par l'apprentissage de la lecture qui le mettait face à ses difficultés. L'usage du logiciel a permis de dédramatiser la situation de lecture et il est aujourd'hui lecteur. Les accompagnants utilisent également le logiciel pour communiquer avec les enfants et se faire comprendre. Par exemple, l'éducatrice technique spécialisée et un enfant ont écrit : « Je n'emmène pas de hamburger le matin à l'IME. ». Tous les accompagnants rencontrés ont travaillé sur les règles de vie et les codes sociaux (obligations/ interdictions). Cette demande est le fruit d'une coopération avec les autres professionnels de l'établissement (éducateur, enseignant...).

C. *L'apprentissage de l'usage du communicateur en colloque singulier (accompagnant-destinataire)*

Après que l'accompagnant ait pris possession de l'outil, il met en place ses propres méthodes d'apprentissage afin de transmettre son savoir à la personne en situation de handicap de communication. Selon le contexte et les objectifs visés par l'usage du communicateur, les consignes ne sont pas données de la même manière ; les exercices d'apprentissages sont différents ; les productions de phrases sont plus ou moins cadrées ; le contenu des messages n'est pas le même...

⁵ Pouvant se caractériser par le refus d'effectuer une action.

⁶ Selon l'enseignante, « V. est un garçon malhabile, dyslexique et aurait des difficultés à écrire (dysgraphie)... mais c'est un enfant intelligent. ».

Les personnes destinataires ont facilement intégrés les principes de base : « pointer », « déplacer », « glisser », « gommer », « écouter », « imprimer »... Le guidage par l'accompagnant peut se faire à trois niveaux :

1- à trouver la bonne page et l'enfant réussit généralement à trouver lui-même le pictogramme.

2- à structurer correctement une phrase. Soit en demandant de mettre les pictogrammes sélectionnés dans le bon ordre, soit dans le choix des pictogrammes grammaticaux.

3- à cadrer le contenu de la phrase puisque les consignes sont parfois données afin que les enfants acquièrent des automatismes. C'est le cas à l'IME, dans l'apprentissage des verbes « avoir », « être », « faire », « prendre » et « donner ». L'accompagnant donne comme consigne de commencer une série de phrases par « il fait ». Pour l'enseignante en hôpital de jour, le guidage est aussi nécessaire : « Il y a forcément du guidage pour arriver au domaine que je veux travailler. ». Le guidage des accompagnants soulignerait l'envie qu'ils ont de « faire réussir ». Les cahiers sont beaux, les feuilles sont bien collées, les phrases sont bien construites... Lorsqu'il y a une faute dans la phrase, c'est parce que l'accompagnant n'a pas réussi à construire correctement la phrase avec le communicateur. Le plus souvent, il rectifie une fois la feuille imprimée, au crayon noir.

Dans le contexte d'apprentissage de l'usage du communicateur, il apparaît que le vécu de la personne en situation de handicap est le principal support utilisé. L'un des enfants de l'IME possède un poney, l'orthophoniste essaie de l'amener à en parler. Les productions concernent essentiellement la vie familiale des enfants, tandis qu'en hôpital de jour, les productions concernent leur vie quotidienne en établissement. Les productions écrites des enfants sont en quelque sorte des comptes-rendus d'activités qui ont lieu régulièrement (pâtisserie, jardinage...). Les accompagnants exerçant en IME aimeraient aussi que les pictogrammes correspondant à la vie quotidienne de l'établissement soient présents dans le communicateur (peinture, blanchisserie, sorties dans le parc...). Ces demandes d'utilisateurs émergent afin de compléter les capacités techniques du communicateur. L'existence d'autres environnements expérientiels des enfants fait que les demandes potentielles peuvent devenir de plus en plus importantes. Le livre permet aussi la construction d'exercices. L'orthophoniste exerçant à l'IME raconte par exemple une histoire et l'enfant doit la réécrire en pictogrammes. La photo et l'image sont également utilisées dans le processus d'apprentissage de l'usage du communicateur. Elles amènent à un

commentaire, à un « assemblage de pictogrammes » pour reprendre l'expression de l'orthophoniste. Une consigne peut accompagner le support : « Décrire une photo en utilisant les noms et les verbes d'action. ». L'enfant peut aussi choisir de raconter ce qu'il veut⁷. Il produit des phrases qui semblent bien souvent en lien avec la réalité et la vie quotidienne et bien moins souvent le fruit de leur imagination. A l'IME, les accompagnants s'accordent sur le fait que « les enfants ont des choses à dire et d'ailleurs, lorsqu'ils veulent dire quelque chose de précis, ils n'en démordront pas ! ». L'écriture spontanée des destinataires finaux est pour l'instant secondaire dans cette phase d'apprentissage de l'usage de l'aide technique. Le propos tenu par l'enseignante va en ce sens : « Il l'utilise seul mais la majorité du temps je l'aide. ». Dans cette phase de découverte et d'apprentissage des pictogrammes, les enfants produisent souvent des énumérations (les chiffres, les couleurs, les animaux, les verbes ...) sans que la phrase ait nécessairement du sens à première vue. Pour l'éducatrice technique spécialisée « tout ce qu'ils disent avec le logiciel est pertinent, il y a un lien ». L'usage du logiciel lui permet de faire un travail plus global avec l'enfant.

V. CONCLUSION

Le communicateur se révèle être plus qu'un « simple » outil de communication puisqu'il se trouve investi : d'une part, d'une fonction pédagogique au niveau de la compréhension et de l'apprentissage de la langue française ; d'autre part d'une fonction de médiation technique dans le processus de socialisation. Le logiciel permet de mettre en valeur l'utilisateur : « leur montrer qu'ils sont capables » nous dit l'éducatrice technique spécialisée. Tous les accompagnants ont constaté des progrès permis grâce à l'usage du logiciel : que ce soit dans l'apprentissage de la lecture, dans l'expression verbale (devenue plus riche) ou dans le comportement des enfants et des adolescents. Comme par exemple B., décrit comme un garçon plutôt réservé et n'allant jamais vers les autres. Aujourd'hui, il commence à interpeller les professionnels et à montrer et/ou dire ce qu'il veut (en un seul mot).

D'autres expérimentations sont à venir, avec des personnes qui ont des pathologies différentes à l'origine du handicap de communication : des enfants infirmes moteurs cérébraux, un adulte qui à la suite d'une méningite se retrouve presque entièrement paralysé. Nous

procédons au cas par cas, afin de comprendre chaque situation et de lui trouver sa solution en fonction des compétences, des capacités et des envies des utilisateurs. L'expérimentation auprès de cet homme vient de débuter. Des périphériques adaptés ont été trouvés afin qu'il puisse utiliser l'ordinateur. Il a testé le balayage automatique mais l'a rejeté du fait qu'il est capable de pointer d'une main et de cliquer de l'autre. Les personnes en situation de handicap ne souhaitent pas que la technique et/ou l'accompagnant fasse « à leur place ». Ces personnes souhaitent montrer qu'elles sont « capables de faire », et de garder de l'emprise sur l'environnement. La technique ne doit pas se substituer aux capacités de la personne mais en être le prolongement.

Enfin, nous voudrions insister sur l'importance de l'accompagnement des acteurs de la recherche pour l'appropriation des produits dits « innovants » : l'innovation, aussi bien pour les chercheurs que pour les utilisateurs, se situe également dans la découverte d'une bonne ergonomie cognitive. Le succès ne peut alors venir que si chacun des acteurs force les barrières de son propre métier, en s'impliquant à la jointure avec les métiers des autres acteurs de l'accompagnement.

VI. BIBLIOGRAPHIE

- [1], ANTOINE JY., MAUREL D., Aide à la communication pour personnes handicapées et prédiction de texte : problématique, état des lieux et retour sur trente ans de recherche en communication augmentée, *TAL*, vol.48-n°2, 2007
- [2], AKRICH M., "Les utilisateurs, acteurs de l'innovation", *Education permanente*, n°134, pp.79-89, 1998.
- [3], ABRAHAM MY., « Altération de la communication dialogique : Le statut de la langue dans la palliation des troubles de la parole. », Congrès Handicap 2006, Paris
- [4], ABRAHAM MY., « Des pictogrammes pour parler : de la co-conception aux premières évaluations d'usage », *ASSISTH'2007*, Toulouse

VII. REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier les personnes qui participent à cette étude. Jacqueline Poulichet, Nicole Danièle et Patricia Vettier, utilisatrices du logiciel Axelia du projet Palliacom, pour leur collaboration, le temps passé à configurer, à expérimenter, et à utiliser avec succès le logiciel auprès des enfants et des adolescents.

Ces travaux ont été en partie financés par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) au travers du projet TecSan (projet PALLIACOM n° ANR-08-TECS-014).

⁷ C'est à cette condition que nous pouvons réellement parler d'écriture spontanée.

Annotations pour l'accessibilité des vidéos dans le cas du handicap visuel

Benoît Encelle, Yannick Prié, Olivier Aubert

Université de Lyon, CNRS

Université Lyon 1

LIRIS, UMR5205, F-69622, France

{benoit.encelle, yannick.prie, olivier.aubert}@liris.cnrs.fr

Résumé : L'accessibilité des contenus vidéo aux personnes en situation de handicap représente un enjeu important pour l'égalité de l'accès aux ressources numériques. Cet article expose une approche à base de métadonnées visant à améliorer l'accessibilité des vidéos aux personnes mal et non-voyantes. On ajoute dans un premier temps à une vidéo des annotations qui décrivent textuellement des éléments visuels clés de son contenu. Dans un deuxième temps, on construit, à l'aide de modes de présentation de ces annotations et de la vidéo, des rendus enrichis de celle-ci, accessibles. Après le recueil et l'analyse des besoins des non-voyants, nous avons mené une étude préliminaire permettant d'évaluer notre approche et les mécanismes associés. Le développement de ces propositions et leur application à d'autres types de handicaps sont discutés et des perspectives, en cours d'étude au sein du projet ACAV (*Annotation Collaborative pour l'Accessibilité Vidéo*), sont exposées.

I INTRODUCTION

La part de l'audiovisuel numérique dans les contenus diffusés sur les réseaux augmente sans cesse. Les contenus audiovisuels ne sont cependant pas accessibles en pratique aux personnes en situation de handicap, telles que les non-voyants ou les sourds. Celles-ci ne peuvent que difficilement accéder de manière confortable aux vidéos, alors que le numérique permet maintenant d'offrir de nombreux modes d'accès à d'autres types de contenu (pages Web statiques par exemple).

Dans un contexte législatif favorisant l'égalité des personnes face à l'accès à l'information, améliorer l'accessibilité aux contenus audiovisuels apparaît comme un enjeu de société crucial, favorisant l'autonomie et, de ce fait, l'intégration des personnes en situation de handicap.

Pour tenter de répondre à cet enjeu de société, deux questions doivent être abordées. La première, qualitative, consiste à savoir comment améliorer l'accessibilité des vidéos. La seconde, quantitative, consiste à savoir comment augmenter à moindre coût le volume de vidéos accessibles.

Nous nous intéresserons plus particulièrement dans cet article à l'amélioration à l'aide d'annotations de l'accessibilité des contenus vidéo aux personnes non-voyantes.

Après avoir détaillé les solutions existantes et les projets, acteurs autour de l'accessibilité des contenus vidéo aux personnes non-voyantes (section **Erreur ! Source du renvoi**

introuvable.), nous posons le cadre général des questions de recherche associées à cette problématique (section **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) et présentons une étude ayant mené à des propositions pour l'accessibilité vidéo que nous avons évaluées (section **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**). Une discussion de nos propositions et des perspectives ouvertes suit (sections **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** et **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

II ACCESSIBILITE DES VIDEOS AUX NON-VOYANTS

A. Solutions classiques et limites

La technique de l'audiodescription permet aux non-voyants et malvoyants de mieux suivre et comprendre un film sans voir les images. C'est un procédé qui consiste à insérer dans « le blanc des dialogues » une voix-off décrivant les éléments purement visuels du film : actions, mouvements, expressions, décors, costumes, etc. L'association Valentin Haüy¹ (AVH) emploie régulièrement ce procédé, également appelé audiovision, pour décrire de nombreux films ou pièces de théâtre, descriptions effectuées par des acteurs (en général deux voix : un homme et une femme). L'audiodescription d'un film est un processus complexe en plusieurs étapes : traduction textuelle du contenu visuel, enregistrement en cabine insonorisée, puis mixage et pressage. Ce processus est de fait long et très coûteux : une audiodescription coûte entre 4000 et 6000 euros et se réalise en moyenne en un mois. Il n'est par conséquent pas raisonnable de vouloir décrire à l'aide de ce procédé une masse toujours grandissante de contenus vidéo (incluant notamment ceux situés sur le Web) au vu des coûts financiers et temporels que cela impliquerait. Il s'avère donc nécessaire de proposer des solutions alternatives pour améliorer l'accessibilité de ce type de contenu aux mal- et non-voyants.

A. Projets et acteurs

La majorité des travaux sur l'accessibilité vidéo s'est concentrée sur le handicap auditif, en proposant notamment des vidéos enrichies par des sous-titres ou du langage signé (voir

¹ <http://www.avh.asso.fr/>

par exemple le lecteur de lesite.tv² qui propose ces deux rendus). Des outils permettent de décrire des vidéos, tels que MAGPie³, Nico Nico Douga⁴ ou YouTube subtitler⁵. Les auteurs de [Erreur ! Source du renvoi introuvable.] ont développé un navigateur dédié appelé aiBrowser proposant notamment une accessibilité minimale à base de métadonnées des vidéos pour les non-voyants : durée totale de la vidéo, timecode du moment en train de jouer, contrôles basiques du lecteur.

Cette approche de textualisation minimale des vidéos et de leur jeu est proposé notamment par le W3C qui s'intéresse à la fois aux problématiques de l'accessibilité via la Web Accessibility Initiative⁶ (WAI) et à la standardisation de langages et protocoles liés à la vidéo en lien avec la future recommandation HTML5⁷. La WAI a notamment produit des recommandations concernant les applications riches⁸ et les outils de production de contenu⁹. Depuis la conférence *Video on the Web*¹⁰, de nombreuses initiatives liées à HTML5 sont à signaler. La fondation Mozilla, pionnière dans la mise en œuvre des fonctionnalités vidéo de ce langage via son navigateur Firefox, a mené ses travaux liés à l'accessibilité vidéo en recensant les besoins et les outils existants et en développant des bases de solutions [Erreur ! Source du renvoi introuvable.]. Les travaux de l'*open video alliance*¹¹ prennent également en compte l'accessibilité. La convergence de ces initiatives complémentaires devrait donner lieu à un futur groupe de travail dédié à l'accessibilité vidéo, dont les prémisses sont une réunion à Stanford en novembre 2009¹².

Une approche plus ambitieuse d'enrichissement des vidéos est proposée par le projet canadien E-inclusion [Erreur ! Source du renvoi introuvable.], qui regroupe un réseau d'utilisateurs, d'artistes, de producteurs et de chercheurs afin de développer des outils de traitement des contenus audiovisuels, pour permettre aux créateurs et producteurs de contenu d'améliorer la richesse de l'expérience des personnes ayant une déficience sensorielle, notamment en automatisant des aspects du processus de production et de post-production multimédia. Ce projet développe deux thématiques principales. La première vise au développement d'outils logiciels pour l'analyse et l'extraction automatique de contenu audiovisuel dans des documents vidéo (découpage en plan, visages, etc.) et la

deuxième examine comment la reconnaissance de la parole et du contexte sonore peut aider à automatiser certains des processus de production et de post-production qui comptent parmi les plus coûteux en main-d'œuvre, comme la post-synchronisation, la correction des scripts, le sous-titrage en direct et en différé. Un outil de visualisation enrichie est proposé, qui utilise la synthèse vocale pour décrire aux mal/non-voyants le contenu visuel de la vidéo.

III UN CADRE GENERAL : L'ENRICHISSEMENT DES VIDEOS A BASE D'ANNOTATIONS

Il apparaît de façon générale que pour être plus facilement accessibles aux personnes en situation de handicap sensoriel, certaines informations des pistes vidéo ou audio doivent être transmises sur d'autres modalités sensorielles (i.e. transmodalité). La question qui se pose alors est de savoir quelles informations doivent être « transformées » et de quelle(s) manière(s).

En ce qui concerne les non-voyants, des informations visuelles spécifiques doivent être transcrites puis transmises par exemple sur des modalités audio ou tactile. Si certaines informations visuelles peuvent être de manière automatique repérées relativement facilement (les changements de plan, les visages notamment [Erreur ! Source du renvoi introuvable.]), les résultats ne sont pas obtenus en temps réel et leur mauvaise qualité nécessite le plus souvent une correction manuelle. D'autres informations visuelles sont quant à elles quasi-impossibles à obtenir automatiquement (e.g. décrire en audio l'habillement d'un acteur). La transformation à la volée des informations visuelles dans d'autres modalités semble donc pour l'instant hors de portée.

Il convient alors de prendre un approche plus modeste, qui consiste à décrire le contenu visuel des vidéos dans des métadonnées ayant un format facilement transformable pour pouvoir être transmises sur telle et/ou telle modalité(s).

Ces métadonnées sont appelées *annotations*, que l'on définit comme des informations temporellement situées dans une vidéo. Par exemple, on pourra avoir une annotation de type « Vêtements » qui a pour contenu « Pantalon gris et chemise blanche, chapeau » associée au fragment d'un film défini entre les *timecodes* 1min52 et 2min34. Les annotations permettent de mettre en place des *descriptions* des vidéos.

On appelle alors *rendu enrichi* d'une vidéo tout jeu de la vidéo auquel on associe une ou plusieurs pistes de jeu des annotations. Par exemple, on jouera le film et on oralisera les annotations de type vêtement au moment où débutent les annotations considérées. Un spectateur non-voyant pourra alors écouter la bande-son du film enrichie par une voix lui décrivant à 1min52 les vêtements de l'acteur en scène. Les rendus enrichis constituent des *modes de présentation* des descriptions réalisées.

Il y a deux grands types d'approche à base d'annotations pour obtenir des rendus enrichis de vidéos.

En ce qui concerne l'annotation de fragments de la vidéo, Annodex [Erreur ! Source du renvoi introuvable.] définit un format basé sur des standards ouverts, permettant d'insérer des annotations HTML dans un flux vidéo, pour ensuite les afficher dans un lecteur dédié tout en jouant la vidéo. Dans cette approche, comme dans d'autres telles que SMIL ou Youtube

² <http://pourtous.lesite.tv/>

³ http://ncam.wgbh.org/invent_build/web_multimedia/tools-guidelines/magpie

⁴ <http://www.nicovideo.jp/>

⁵ <http://yt-subtitles.appspot.com/>

⁶ <http://www.w3.org/WAI/>

⁷ <http://dev.w3.org/html5/spec/Overview.html>

⁸ <http://www.w3.org/TR/wai-aria/>

⁹ <http://www.w3.org/TR/ATAG20/>

¹⁰ <http://www.w3.org/2007/08/video/>

¹¹ <http://openvideoalliance.org/open-video-conference/>

¹² <http://www.w3.org/2009/11/01-media-minutes>

annotation, les annotations sont directement destinées à un mode de visualisation particulier, et les interfaces qui permettent de les créer sont également très liées à ce mode de visualisation. Ces annotations ne sont donc pas indépendantes de leur rendu.

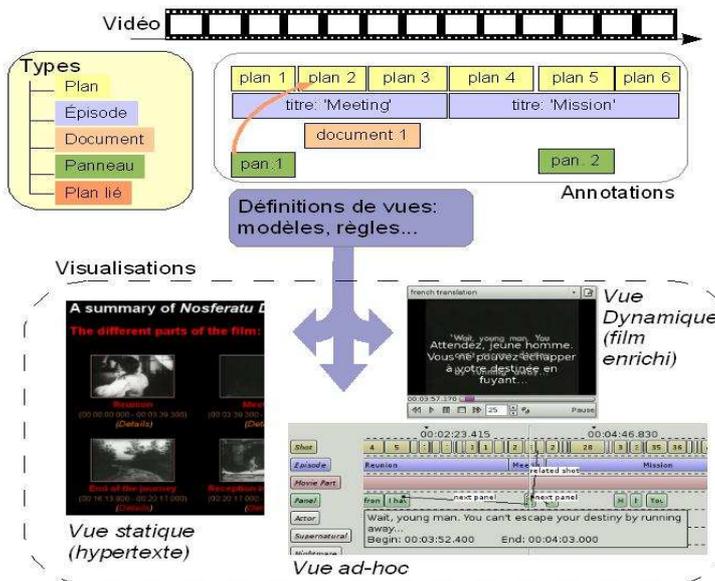


FIG. 1: Principe de fonctionnement d'Advene : des annotations catégorisées sont associées à la vidéo, puis remobilisées pour générer des visualisations

D'autres approches, comme Anvil [Erreur ! Source du renvoi introuvable.], Advene [Erreur ! Source du renvoi introuvable.] ou Ligne de Temps [Erreur ! Source du renvoi introuvable.], proposent des structures d'annotations génériques

et extensibles. Dans ces modèles, la structure d'annotation est relativement orthogonale aux modes de visualisation, ce qui permet de réutiliser les mêmes annotations quelques soient leurs modalités de présentation. Cette dernière approche est plus porteuse dans le cadre de l'accessibilité, où les modalités de présentation doivent pouvoir varier d'un utilisateur à l'autre, sans nécessiter une ré-édition complète des annotations.

La plateforme libre Advene¹³ développée au LIRIS permet d'une part d'associer des annotations (contenant des descriptions) à des contenus vidéo et, d'autre part, de spécifier des modes de présentation de ces annotations. Une fois saisies, les annotations, liées à un fragment d'une vidéo et catégorisées par la notion de *type d'annotation*, sont remobilisées afin de permettre dans un premier temps une navigation dans la vidéo, et dans un deuxième temps la définition de multiples visualisations conjointes de la vidéo et des annotations. Comme le présente la figure [Erreur ! Source du renvoi introuvable.], ces visualisations peuvent prendre la forme d'interfaces dédiées, de document hypertextes permettant une navigation dans la vidéo, ou d'un enrichissement du rendu de la vidéo elle-même, comme par exemple l'affichage du contenu des annotations en tant que sous-titres ou un résumé

(remontage) de la vidéo généré à partir des annotations. Les visualisations sont spécifiables par l'utilisateur, afin de permettre d'expérimenter rapidement de nouvelles formes d'interaction avec les vidéos. De plus, la plate-forme elle-même est extensible via un système de plugins, ce qui a permis de l'étendre facilement avec des fonctionnalités de pilotage d'une plage Braille ou d'un moteur de synthèse vocale comme nous le verrons par la suite.

IV ÉTUDE SUR L'ACCESSIBILITE DES VIDEOS AUX NON-VOYANTS, PROPOSITIONS

Nous avons mené une étude pour mieux comprendre les avantages et inconvénients des modes d'accès aux vidéos employés actuellement par les non-voyants (section [Erreur ! Source du renvoi introuvable.]). Cette étude nous a permis d'identifier plusieurs besoins en matière d'accessibilité (section [Erreur ! Source du renvoi introuvable.]) et nous a conduit à développer plusieurs propositions pour y répondre (section [Erreur ! Source du renvoi introuvable.]). Ces propositions ont ensuite été évaluées (section [Erreur ! Source du renvoi introuvable.]).

A. Recueil des besoins

Des entretiens semi-guidés ont été effectués avec deux sujets non-voyants contactés avec l'aide de la Mission Handicap de l'Université Claude Bernard Lyon 1¹⁴.

Ces entretiens ont été enregistrés pour ensuite être analysés, et les questions suivantes ont été abordées. Premièrement, un ensemble de questions préliminaires a été posé afin de mieux caractériser les deux sujets. Outre les questions classiques (âge, profession, etc.), des questions concernant leur capacité à lire le Braille et leur connaissance en Braille ont été posées : lisez-vous le Braille ? Quels codes Braille connaissez-vous ? (e.g. code 6 points, code abrégé, code informatique 8 points, code musical).

Ensuite, la première question (Q1) portait sur la fréquence à laquelle ils regardent des vidéos (émissions télévisuelles, films) que celles-ci soient audio-décrites ou non et dans quelles conditions ils les regardent.

La question suivante (Q2) les invitait à parler de l'audiovision en précisant les avantages et les inconvénients de ce système.

Enfin, la dernière question (Q3) visait à recueillir leurs avis concernant l'intérêt, la pertinence, de présenter les descriptions sur différentes modalités (par exemple toutes les descriptions en audio ou en Braille, ou certaines en audio et d'autres en Braille).

B. Analyses

Par rapport à la première question (Q1), le premier sujet regarde fréquemment des vidéos non audio-décrites (films à la télévision) et mentionne qu'il n'a suivi que deux ou trois fois des vidéos/spectacles audio-décrits (films en audiovision,

¹³ <http://advene.org>

¹⁴ Service d'accueil et d'aide aux étudiants de l'Université en situation de handicap quel que soit celui-ci <http://handy.univ-lyon1.fr/>.

pièces de théâtre). Le deuxième sujet est amateur de cinéma et assiste régulièrement à des séances pour voyants. Il regarde également beaucoup de films en audiovision.

Les sujets, lorsqu'ils regardent des vidéos non audio-décrites (à la maison, au cinéma), demandent à des personnes proches (conjoint, amis) des descriptions orales supplémentaires. Ils précisent toutefois qu'ils ne peuvent avoir ces descriptions que dans certains contextes (i.e. lorsque cela ne dérange pas les autres spectateurs).

De ce fait, il apparaît d'une part nécessaire de développer des solutions donnant aux non-voyants des descriptions supplémentaires (besoin **1a**). D'autre part, ces solutions doivent, dans la mesure du possible, donner aux non-voyants ces descriptions de manière à ne pas déranger les autres spectateurs (besoin **1b**).

Concernant l'audiovision (*Q2*), le premier sujet trouve que les descriptions données par l'audiovision sont parfois trop verbeuses et contiennent trop de détails (e.g. sur les décors par exemple) non nécessaires à la compréhension de l'histoire, pouvant de ce fait réduire son plaisir d'écoute. Le deuxième sujet souligne la pertinence des descriptions apportées par l'audiovision et apprécie leur neutralité. Par contre, il indique que des descriptions chevauchent parfois les dialogues ou des bruitages ce qui amène une certaine gêne.

De ce fait, il apparaît important de trouver un juste équilibre entre compréhension de la vidéo (en donnant suffisamment de descriptions) et plaisir d'écoute (en ne donnant que les descriptions nécessaires, en faisant attention à leur longueur). De plus, il semble être pertinent de personnaliser les enrichissements : par exemple, le premier sujet peut ne vouloir que des descriptions courtes pour les décors alors que le deuxième, au contraire, en désirera des plus détaillées (besoin **2**).

Concernant la possibilité d'employer différentes modalités pour présenter les descriptions (*Q3*), les sujets ont présenté un certain enthousiasme même s'ils ont naturellement demandé à expérimenter cette possibilité avant de se prononcer sur sa pertinence.

C. Propositions

Pour répondre aux besoins précédemment identifiés, deux propositions ont été faites.

Qualification des descriptions : cette proposition vise à répondre aux besoins **1a** et **2**. Selon Turner et Mathieu [**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**], cinq types d'information doivent être privilégiés dans une description pour les personnes non-voyantes, par ordre d'importance : les personnages et leurs relations, les actions, les lieux, le temps et les décors. Suite à notre entretien avec un des sujets, amateur de cinéma, nous avons ajouté un sixième type d'information à décrire : les mouvements de caméra et de plan. Une description pourra alors être qualifiée, caractérisée par un des types énoncés. En plus de cette qualification des descriptions, nous proposons de définir trois niveaux de verbosité (minimal, normal et complet) pour les caractériser. De cette manière, une description sera qualifiée en fonction de son type et en fonction de son degré de verbosité (i.e. niveau de détail). Ce système de qualification permettra de ne présenter, en fonction des préférences du non-voyant, que les descriptions souhaitées.

Modes de présentation des descriptions : pour répondre au besoin **1b** et pour étudier l'éventuelle pertinence d'utiliser différentes modalités lors de la présentation des descriptions, plusieurs modes de présentation ont été développés. Un mode de présentation est défini par un ensemble de modalités et, pour chaque modalité, par les types et degrés de verbosité des descriptions qu'elle véhicule.

La liste suivante récapitule différents modes de présentation développés, certains n'employant qu'une modalité, d'autres plusieurs.

- présentation des descriptions à l'aide d'une synthèse vocale (1)
- descriptions complètes (tous types confondus)
- descriptions mixtes (complètes et minimales pour les décors)
- présentation des descriptions en Braille intégral (2)
- descriptions complètes (tous types confondus)
- descriptions mixtes (complètes et minimales pour les décors)
- présentation des informations de caméra, de plan en Braille et à l'aide d'icônes sonores (3)
- présentation des descriptions en Braille et à l'aide d'une synthèse vocale (4)

D. Evaluation

Nous avons mené une étude informelle dans le but d'évaluer les précédentes propositions auprès de deux sujets non-voyants.

Nous avons employé comme contenu vidéo le film *Les enfants du paradis*¹⁵ qui a été annoté en s'inspirant de son audiodescription par l'AVH. Les annotations ont ensuite été qualifiées selon leur type et leur niveau de verbosité.

Nous avons enfin présenté différents rendus à des non-voyants suivant les différents modes proposés.

Extension des rendus dans Advène : la plateforme Advène a été employée pour mettre en œuvre nos propositions. Nous avons tout d'abord utilisé la plate-forme comme outil d'annotation (i.e. description) des vidéos. Nous avons également étendu ses possibilités d'enrichissement de rendu des vidéos avec :

- des rendus oralisés (faire prononcer par une voix synthétique le contenu d'une annotation au moment de son temps de début) ;
- des rendus sonores (jouer un son par exemple au début d'un plan) ;
- des rendus Braille (afficher sur une plage Braille un contenu d'annotation).

Les annotations ont été catégorisées suivant différents types (actions, personnages, décors, échelle de plan, etc.) et qualifiées par leur niveau de verbosité (minimal, normal,

¹⁵ Marcel Carné, 1945

complet).

La capture d'écran figure **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** présente une partie de l'interface d'Advene. Le lecteur vidéo (1) dispose des contrôles standards d'un lecteur, et le titre du mode de présentation en

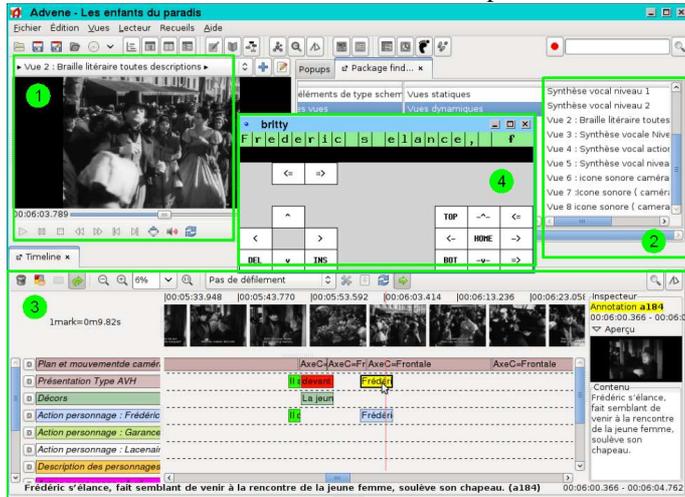


FIG. 2: Interface d'Advene : lecteur vidéo (1), liste de rendus enrichis (2), timeline présentant les annotations catégorisées (3), émulateur de plage Braille BrTTY (4)

cours est affiché au dessus (ici, un affichage en Braille littéraire de la description de la scène). Différents modes de présentation sont disponibles (2). Une *timeline* (3) offre une vue conventionnelle des différentes annotations suivant leur position dans la vidéo : chaque ligne représente un type d'annotation (e.g. personnages, actions, décors...), identifiable par un nom et par une couleur. Enfin, nous avons utilisé un émulateur de plage Braille (4), placé ici au dessus de l'interface d'Advene, pour présenter en noir les informations envoyées à la plage Braille. En plus de l'affichage d'informations, la plage Braille peut également être utilisée pour naviguer dans la vidéo, en utilisant les annotations ou bien en posant des signets pour revenir à un moment donné.

Déroulement : une séance d'évaluation de nos propositions avec un sujet non-voyant était composée de trois phases. La première était une phase de discussion préliminaire pour mieux connaître le sujet (profession, intérêts pour le média vidéo, connaissances du Braille), de prise en main du logiciel Advene et d'explication du déroulement de la séance.

Ensuite, la seconde phase était une phase d'observation du sujet non-voyant employant le logiciel. Au cours de cette phase, des séquences du film ont été présentées au sujet, chaque séquence étant associée à un mode donné de présentation des annotations. Après le test d'un mode de présentation, un court entretien semi-guidé a été effectué avec le sujet afin de vérifier sa compréhension de la séquence et de recueillir ses impressions « à chaud ».

Étant donné le peu de disponibilités des sujets non-voyants, seuls les modes de présentation des familles (1), (2) et (3) ont pu être testés (cf. section **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**).

La dernière phase d'une séance d'évaluation consistait en une discussion générale sur la séance, les tests effectués et les perspectives envisagées.

Résultats : concernant la qualification des annotations et son usage en cours de lecture pour sélectionner les annotations à présenter, les sujets ont grandement apprécié les différents niveaux de verbosité leur permettant d'avoir une description minimaliste des éléments visuels importants de la vidéo ou, au contraire, une description très « riche ».

Concernant la description des mouvements de caméra et des changements de plan les avis sont mitigés. Un sujet trouve que cette information est importante pour transmettre le « rythme » du film, l'autre n'en voit pas l'intérêt. La modalité audio employée (*earcons*) pour transmettre ce genre d'information ne semble pas être adéquate pour tout le monde.

Concernant les modalités de présentation, la synthèse vocale utilisée, pourtant de qualité médiocre, a été rapidement et facilement appréhendée.

De plus, la modalité tactile (i.e. Braille) a été unanimement appréciée : les sujets ont facilement compris et mis en relation les informations Braille et audio (i.e. informations de la bande son de la vidéo). Certaines remarques indiquent qu'il faut faire attention à la longueur des annotations présentées en Braille, celle-ci devant être proportionnelle à la vitesse de lecture du spectateur. De ceci découle naturellement la proposition d'emploi du Braille abrégé, lu par la plupart des jeunes non-voyants.

V DISCUSSION

Les premiers résultats de l'étude menée sont plutôt encourageants : les observations et remarques des testeurs amènent à penser que les propositions exposées doivent être développées. Cependant, cette étude est à considérer comme une étude préliminaire : une évaluation à plus grande échelle doit être accomplie pour valider les précédentes propositions. Il convient également d'évaluer certains modes de présentation que nous n'avons pas encore pu tester (e.g. présentation des annotations en Braille et à l'aide d'une synthèse vocale) et d'en proposer d'autres. Une étude en cours a notamment pour objet d'évaluer l'intérêt d'icônes sonores (i.e. *auditory icons*) pour la présentation des informations de caméra et de plan car celles-ci sont a priori plus intuitives et appréhendables que les *earcons* [**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**]. Une autre étude vise, en fonction du profil du spectateur (e.g. ses préférences, ses connaissances à un instant donné), à adapter en cours de lecture l'enrichissement d'une vidéo (quelles annotations présenter et de quelles manières ?) afin de minimiser l'effort cognitif et de ce fait maximiser le confort (i.e. plaisir) du spectateur.

L'approche à base d'annotations peut évidemment être employée pour rendre accessibles des vidéos aux malentendants et sourds : des annotations peuvent représenter le contenu audio de la vidéo, tels que les dialogues et les bruitages, et être présentées sous la forme de sous-titres ou de télétextes. Si ceci n'est pas nouveau (cf. section **Erreur ! Source du renvoi introuvable.**) l'enjeu ici est que nous souhaitons étudier la possibilité de générer des rendus, à partir d'une *base d'annotations unique* et en utilisant différentes modalités, pour différents types de handicaps.

VI CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cet article expose une approche à base d'annotations et des propositions associées pour améliorer l'accessibilité des contenus vidéo aux non et malvoyants. Après une revue de quelques solutions existantes, projets et acteurs du domaine, nous avons présenté notre approche d'enrichissement de vidéos à base d'annotations : des annotations, contenant des descriptions textuelles, sont attachées à des fragments de la vidéo pour être ensuite présentées en cours de lecture selon différentes modalités (e.g. audio — synthèse vocale, sons — et/ou tactile). Une étude préliminaire nous a permis d'évaluer certains modes de présentation des annotations visant à améliorer l'accessibilité des vidéos (e.g. en Braille, à l'aide d'une synthèse vocale). Ces modes de présentation ont été maquetés à l'aide du logiciel Advène. Si les résultats confirment le potentiel de l'approche retenue et des propositions, mécanismes développés, il convient de continuer leur développement et leur évaluation.

Nous nous sommes dans cet article concentrés sur la question de l'amélioration de l'accessibilité des vidéos, mais n'avons pas abordé celle de l'augmentation du nombre de vidéos accessibles. L'approche adéquate dans ce dernier cas nous semble passer par la notion d'« accessibilité sociale ». Certains travaux comme [Erreur ! Source du renvoi introuvable.] ou [Erreur ! Source du renvoi introuvable.] (du projet d'IBM appelé précisément *Social Accessibility*¹⁶), visent en effet à utiliser les réseaux sociaux pour maintenir collaborativement un annuaire des ressources web accessibles ou rendre des ressources plus accessibles.

Tout en continuant à travailler sur les rendus enrichis de vidéos à base d'annotations, nous allons désormais explorer la voie de l'accessibilité sociale au sein du projet ACAV¹⁷ (Annotation Collaborative pour l'Accessibilité Vidéo), qui regroupe le LIRIS, EURECOM et DailyMotion, ainsi que la mission Handicap de Lyon, l'INSHEA et la Cité Scolaire pour jeunes déficients visuels René Pellet. Ce projet vise à mettre en place des outils directement accessibles dans les navigateurs permettant d'une part l'annotation collaborative de vidéos sur le web en vue de leur accessibilité et, d'autre part, l'obtention de rendus enrichis de ces vidéos. Ce projet vise plus spécifiquement trois classes de scénarios liés à l'utilisation de vidéos en situation de handicap sensoriel dans des contextes différents : scolaire, grand-public et en lien avec les ayants-droit de DailyMotion. Ce projet sera l'occasion de pousser les tests de nos modes de description et de présentation sur des populations plus nombreuses et variées, de mener des études plus fines sur la perception multimodale, de tester les possibilités des traitements automatiques pour une pré-description des paroles, etc. C'est également dans le contexte de ce projet que nous participerons au groupe de travail W3C sur l'accessibilité vidéo si celui-ci est lancé.

¹⁶ <http://sa.watson.ibm.com/>

¹⁷ <http://blog.dailymotion.com/acav/>, projet financé par la DGCIS dans le cadre de l'appel à projet *Web innovant*.

VII REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient Olivier Helleu, qui a participé aux travaux présentés dans la section IV lors de son stage de M2 Professionnel de Sciences Cognitives de février à juin 2009.

VIII REFERENCES

- [1] H. Miyashita, D. Sato, H. Takagi, and C. Asakawa, "aiBrowser for Multimedia: Introducing Multimedia Content Accessibility for Visually Impaired Users," in *9 International Conference on Computers and Accessibility (Assets'07)*, 2007, pp. 91–98.
- [2] S. Pfeiffer and C. Parker, "Accessibility for the HTML5 <video> element," in *6 International cross-disciplinary conference on Web accessibility (W4A'09)*, Madrid, Spain, 2009, pp. 98–100.
- [3] L. Gagnon, S. Foucher, M. Heritier, M. Lalonde, D. Byrns, C. Chapdelaine, J. Turner, S. Mathieu, D. Laurendeau, N. T. Nguyenand, and D. Ouellet, "Towards computer-vision software tools to increase production and accessibility of video description for people with vision loss," *Universal Access in the Information Society*, vol. 8, no. 3, pp. 199–218, 2009.
- [4] S. Foucher and L. Gagnon, "Automatic detection and clustering of actor faces based on spectral clustering techniques," in *CRV '07: Proceedings of the Fourth Canadian Conference on Computer and Robot Vision*. 1em plus 0.5em minus 0.4emWashington, DC, USA : IEEE Computer Society, 2007, pp. 113–122.
- [5] S. Pfeiffer, C. Parker, and C. Schremmer, "Annodex : a simple architecture to enable hyperlinking, search and retrieval of time-continuous data on the web," in *5th ACM SIGMM International workshop on Multimedia information retrieval*, 2003, pp. 87–93.
- [6] M. Kipp, "ANVIL - A Generic Annotation Tool for Multimodal Dialogue," in *Proceedings of Eurospeech 2001*, Aalborg, Sep 2001, pp. 1367–1370.
- [7] O. Aubert and Y. Prié, "Advène: Active Reading Through Hypervideo," in *16 ACM Conference on Hypertext and Hypermedia*, Salzburg, Austria, 2005, pp. 235–244.
- [8] V. Puig, "Lignes de temps, une plateforme collaborative pour l'annotation de films et d'objets temporels," in *Actes de l'université d'automne, Collection "À propos de ...", Les représentations du réel à l'écran, Ministère de l'Éducation Nationale/Cinémathèque française*, oct 2007.
- [9] J. Turner and S. Mathieu, "Audiovision ou comment faire voir l'information par les personnes aveugles et malvoyantes : lignes directrices pour la description d'images en mouvement," in *Congrès annuel de l'ACSI*. 1em plus 0.5em minus 0.4emMontreal, Canada : Canadian Association for Information Science, 2007.
- [10] S. Garzonis, S. Jones, T. Jay, and E. O'Neill, "Auditory icon and earcon mobile service notifications : intuitiveness, learnability, memorability and preference," in *CHI '09: Proceedings of the 27th international conference on Human factors in computing systems*. 1em plus 0.5em minus 0.4emNew York, NY, USA : ACM, 2009, pp. 1513–1522.

- [11] S. Ferretti, S. Mirri, M. Roccetti, and P. Salomoni, “Notes for a Collaboration : On the Design of a Wiki-type Educational Video Lecture Annotation System,” in *International Conference on Semantic Computing (ICSC’07)*, Irvine, CA, USA, 2007, pp. 651–656.
- [12] H. Takagi, S. Kawanaka, M. Kobayashi, D. Sato, and C. Asakawa, “Collaborative Web Accessibility Improvement : Challenges and Possibilities,” in *11 International Conference on Computers and Accessibility (Assets’09)*, 2009, pp. 195–202.

D'une technique à une technologie dans l'environnement de personnes dites fragilisées : les personnes âgées.

Marine Guyomar*, Fabienne Chometon**

*Doctorante en ethnologie, Centre de Recherche Bretonne et Celtique, Université de Bretagne Occidentale et Département Image et Traitement de l'Information, Télécom Bretagne

**Psychologue clinicienne

Marine.guyomar@telecom-bretagne.eu, Fabienne.chometon@gmail.com

Cet article¹ fait état d'un certain nombre d'interrogations portant aussi bien sur les « nouvelles technologies » dédiées au vieillissement que des adaptations de technologies « grand public ».

En ce qui concerne le vieillissement et le handicap, nous nous inscrivons, dans nos sociétés occidentales, dans une culture du soin où les recherches s'orientent vers une espérance de vie sans incapacité. Mais lorsque les incapacités surviennent, quels sont les moyens qui peuvent être mis en œuvre pour assurer, non plus une espérance de vie sans incapacité mais un bien-être intégrant ces différences/déficiences ? Quelles technologies construire ou adapter ?

Mots clés : techniques, gérontechnologies, médiation, usages, personnes « fragilisées », vieillissement.

I. PREAMBULE

Nous considérerons le vieillissement comme étant l'ensemble des modifications qui surviennent avec l'avance en âge et qui diminuent la résistance et l'adaptabilité de l'organisme à son environnement. Les objectifs principaux qui ressortent quant à l'insertion et à l'utilisation des « nouvelles technologies » dans le milieu du vieillissement sont :

-De conserver ou de restaurer l'identité, la citoyenneté, les réseaux sociaux. « permettre [aux personnes âgées] de rester socialement actives et créatrices par une communication en réseau et un accès aux services publics et commerciaux afin de réduire l'isolement social des

personnes âgées, particulièrement dans les zones rurales² »

-De permettre le « bien-vieillir à domicile [*et en institution*] : les TIC doivent permettre d'augmenter la qualité de vie et l'indépendance³ ».

Il s'agit donc d'améliorer le vécu des personnes âgées dans la santé et l'estime de soi, le logement, la communication, l'autonomie, la mobilité... En un mot, la vie quotidienne. Cependant, il est important de ne pas perdre de vue que ce public n'est pas homogène (de par la culture, l'état de santé, les capacités physiques, cognitives...) et que, de ce fait, ni les attentes ni le processus d'adoption, d'adaptation et d'utilisation des technologies ne seront homogènes. Il ressort cependant que le dénominateur commun entre ces différents objectifs se situe au niveau de l'autonomie de la personne.

Nous nous interrogeons alors sur les possibles techniques autorisant une préservation de l'autonomie et du bien-être de la personne. Il convient aussi de s'accorder sur le type d'autonomie permise et voulue par ces technologies.

II. DU BESOIN A L'AUTONOMIE

En analysant le recensement des « gérontechnologies » sur le site gerontechnologies.net, et si nous les faisons correspondre à la pyramide des besoins selon Maslow, nous pouvons constater qu'elles semblent répondre à deux catégories de besoins,. En effet, elles semblent

1 Ces travaux ont été en partie financés par la Fondation Médéric Alzheimer, l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) au travers du projet TecSan (Projet Palliacom n° ANR-08-TECS-014.

² Communication de la Commission au Parlement européen, au Conseil, au Comité économique et social européen et au Comité des régions du 14 juin 2007: bien vieillir dans la société de l'information - initiative i2010 - Plan d'action sur le vieillissement et les technologies de l'information et des communications [COM(2007) 332 final - Non publié au Journal officiel].In http://europa.eu/legislation_summaries/information_society/124292_fr.htm

³ Ibid.

couvrir les besoins physiologiques, puisque, dans les catégories proposées par le recensement, nous trouvons notamment « se déplacer, voir, entendre »... Concernant les besoins de sécurité, nous trouvons « alerter, sécuriser son environnement, prévenir et détecter les chutes ».

En ce qui concerne la catégorie de produits ayant trait à la communication, qui pourraient se rapprocher des besoins secondaires, c'est-à-dire, toujours selon Maslow, comme répondant aux besoins du « Etre », nous pouvons remarquer qu'ils reprennent les produits correspondant aux deux besoins dits primaires énoncés plus haut, relevant du « Avoir ».

Ainsi, en philosophie morale, l'autonomie représente la faculté d'agir par soi-même en se donnant ses propres règles de conduite. Il s'agit ici de la « liberté individuelle » entendue comme étant la capacité à choisir, à affirmer ses opinions, en quelque sorte son identité.

Au niveau des Sciences Sociales, l'autonomie relève plus de l'aptitude de la personne à s'intégrer dans un groupe, dans une société donnée et se positionner dans un ordre social établi.



Figure 1 : le recensement des gérontechnologies et la pyramide de Maslow

En reprenant la pyramide des besoins nous pouvons nous demander où se situe l'autonomie...

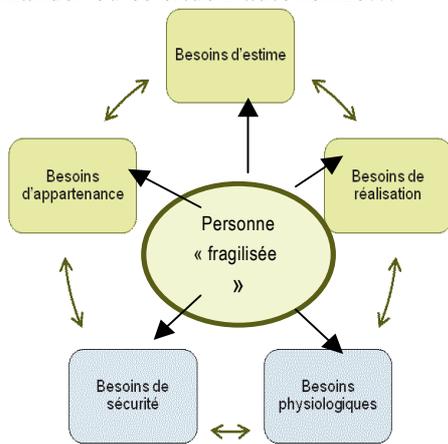


Figure 2 : Quels besoins, pour quelle autonomie ?

Si nous nous attachons à définir cette notion, nous pouvons voir qu'elle est présente dans de nombreux domaines scientifiques mais que les définitions propres à chaque domaine ne sont pas toujours en concordance.

Ces définitions sous-entendent aussi la notion de risque, risque auquel tout individu s'expose en vue de répondre à ses besoins, envies. En effet, ici l'autonomie considère le risque de s'affirmer en tant qu'individu singulier avec son expérience propre, son identité, mais également ses besoins, ses émotions.

En médecine, l'autonomie se définit par une indépendance fonctionnelle, c'est-à-dire que le degré d'autonomie est évalué en fonction de la capacité de la personne à penser son action puis à l'effectuer. Ainsi, de l'intention de l'action jusqu'à sa réalisation, plusieurs critères seront observés : la cohérence, la mise en œuvre de certains savoir-faire lors de l'accomplissement de l'action...

Enfin, au niveau des sciences de l'ingénieur, lorsque l'autonomie est évoquée, elle désigne l'autonomie énergétique de l'objet 'technologique', c'est-à-dire considérant la durée d'utilisation de l'objet, en utilisant ses sources d'énergie internes, sans avoir recours à des sources d'énergie externes. Pour l'ingénieur, l'autonomie du destinataire est facilement assimilée à celle de l'objet technique.

Ces différentes conceptions scientifiques concernant

l'autonomie nous interrogent donc quant au type d'autonomie recherchée. Pour illustrer nos propos, nous allons faire part de quelques expériences significatives. Faisons référence à quelques propos de personnes âgées, résidant à domicile et pour qui un système de téléalarme avait été installé:

N. : « Non, ça me sécurise pas plus que ça... De toute façon, il arrivera ce qu'il arrivera et on y changera rien...

Mais bon, ça les [*ses proches*] rassure alors bon! »

C. : « Non, moi, c'est pas chez moi que je me sens pas rassurée... Mais c'est quand je sors, quand je vais faire mes courses par exemple. Si je tombe dans la rue, y'aura pas forcément du monde autour... Parce que c'est important pour moi de faire mes courses, ça me fait marcher, prendre l'air un peu ».

Le besoin de sécurité, tel qu'il est ici proposé, apparaît important, mais plus aux yeux des accompagnants qu'à ceux des personnes affichées comme destinataires du système. Ce qui a été pensé et conçu comme étant un perfectionnement dans le quotidien et un objet rassurant, sécurisant, n'est pas toujours compris et adopté comme tel par les personnes qui en sont les destinataires et utilisateurs finaux.

D'après les propos cités plus haut, le type d'autonomie permise par ce système reste relatif : le besoin exprimé par C. ne semble pas correspondre à la réponse apportée par le système.

Lorsque nous souhaitons concevoir un outil technique, ou lorsque nous parlons de « technologies visant l'autonomie des personnes âgées ou en situation de handicap », nous devons toujours nous demander à quel type d'autonomie nous faisons référence, et que nous voulons préserver. C'est ici que se reflète tout l'intérêt d'un travail pluridisciplinaire.

De plus, nous nous devons d'être vigilants lors des processus de conception des « technologies » car la notion d'autonomie fait directement appel aux capacités résiduelles des personnes. Il est donc indispensable de considérer les capacités des personnes plutôt que leurs déficits. Ainsi un outil technique devrait, selon nous, être un support sollicitant les capacités résiduelles, et non pas une palliation, réponse insistant sur les déficiences.

III. DES TECHNIQUES A LA TECHNOLOGIE

Dans cette deuxième partie, il s'agit de définir ce que l'on désigne par « nouvelles technologies au service des personnes âgées ». En effet, depuis quelques années, nous voyons émerger de nombreuses « technologies » qui se veulent garantes de la préservation de l'autonomie des personnes âgées ou vieillissantes. Mais de quoi parlons-

nous lorsque nous parlons de technologies ? Est-ce l'objet technique en lui-même ? L'intégrons-nous dans les différents processus d'appropriation, de médiation et d'utilisation ? Considérons-nous suffisamment le fait que la technologie soit l'étude scientifique des différents objets techniques ? Ces derniers sont-ils des supports facilitant la communication, « l'autonomie », le bien-être ou bien des objets auto-suffisants ?

Pour A. Leroi-Gourhan [2] qui illustre l'importance d'un travail pluridisciplinaire dès le processus de conception de l'outil, « L'outil n'existe que dans le cycle opératoire ; il en est un bon témoin car il en porte les traces significatives, [...]. Si la technologie systématique[...] est une base indispensable, l'outil n'est réellement que dans le geste [et donc son usage] qui le rend efficace. »

Ainsi, répondre aux besoins et aux attentes nécessite une solide connaissance de l'objet et passe par un travail long et fastidieux : un travail d'observation participante. Ce travail de terrain permet bien souvent de dégager, ce que Leroi-Gourhan nomme « l'indice d'efficacité ». Des observations se dégagent un bilan des opérations techniques effectuées. Ainsi, il devient possible de déterminer si un outil peut, parfois, être inutilement efficace.

Voyons quelques observations d'usage de ces technologies :

La première situation fait référence à l'utilisation du fauteuil électrique en institution. Le contrôle du fauteuil électrique semble offrir une plus grande liberté dans les déplacements (n'obligeant pas un soignant à pousser le fauteuil), mais constitue dans certains cas un frein aux déplacements, engendrant angoisses et malaises. La commande du fauteuil (vitesse et direction) se révèle parfois périlleuse. En effet, selon les capacités résiduelles de la personne, les déplacements peuvent se voir contraints :

par la mobilité gestuelle

ainsi que par la force de préhension et d'action.

Sur le terrain, nous pouvons constater que pour certaines personnes, la manipulation du fauteuil angoisse et empêche ces personnes de se déplacer. En effet, après de nombreuses tentatives malheureuses (déplacement de la table contre une autre personne,...) elles se sont résignées à limiter considérablement leurs déplacements, rompant ainsi certaines sociabilités.

Dans le domaine de la gériatrie, il est également possible de constater que, si certains outils techniques peuvent s'avérer plus qu'utiles et sécurisants, ils peuvent se révéler dangereux. Par exemple, la détection automatique de présence pour allumer la lumière dans les

toilettes. Nous comprenons tout l'intérêt de ce système. Cependant, dans la pratique, ce système n'est plus un facilitateur du quotidien, mais parfois un élément déclencheur de crises d'angoisses, agitations, énervements. Les gestes étant plus lents, les déplacements difficiles, certaines personnes peuvent parfois passer un certain temps, quasi-immobiles à cet endroit... De ce fait, la lumière s'éteint... et la situation devient angoissante.

De plus, certaines techniques ne favorisent pas la stimulation des capacités résiduelles et vont alors à l'encontre des stratégies de rééducation, de préservation des capacités fonctionnelles. Ici nous relevons un paradoxe éthique : répondant aux normes sécuritaires architecturales, l'environnement quotidien de personnes présentant des difficultés cognitives se trouve modifié, déstabilisant les personnes.

Les différents procédés méthodologiques alors mis en place vont de la participation observante à l'observation participante, la conduite d'entretiens, pratiquer un travail de distanciation, sont autant de méthodes participant à la compréhension des systèmes relationnels établis autour des personnes considérées comme fragilisées. Ces observations permettent d'approcher la question de l'adoption des technologies par les utilisateurs finaux : nous rejoignons alors M. Akrich lorsqu'elle nous apprend, dans son article « De la sociologie des techniques à une sociologie des usages », que « Saisir la signification d'un dispositif technique, c'est comprendre comment ce dispositif réorganise différemment le tissu de relations, de toutes natures, dans lequel nous sommes pris et qui nous définissent. »

Les techniques ne sont pas neutres. Elles transforment potentiellement l'environnement de la personne et de son entourage. Ce travail d'observation du milieu, des tendances et faits peut se révéler extrêmement pertinent, notamment pour comprendre les conditions d'acceptation, d'utilisation et d'appropriation de l'objet technique et donc aborder les questions d'ordre économique. Ce travail d'observation peut également mettre en évidence des situations problématiques relevant des manières d'échanger, de se comporter avec une personne « fragilisée ». Ainsi, ce qui n'est que très peu perceptible dans des situations d'échanges « en face » peut devenir flagrant voire très stigmatisant dans des situations homme / machine. Parfois, nous pourrions même avancer l'hypothèse que si l'environnement social de la personne à qui nous destinons un outil technique n'est pas stable, l'usage de l'objet technique s'en trouvera fortement pénalisé. C'est pourquoi il faut insister sur l'importance de comprendre, au-delà des besoins propres

des personnes dites « fragilisées », également les systèmes relationnels et sociaux entre personnes dites fragilisées et accompagnants.

Il s'agit de considérer et d'intégrer le point de vue des usagers (qu'il s'agisse des accompagnants ou des personnes atteintes de la pathologie) dans l'élaboration, la construction et le développement d'outils techniques, mettant ainsi la technologie instrumentale au service d'une approche systémique des personnes.

Ces différentes phases interrogent différents niveaux logiques qui sont en lien les uns avec les autres : du point de vue de l'ergonomie des outils, des enjeux psychologiques et sociaux mais également économiques.

Dans cette dernière partie il sera question de différentes méthodes de présentation d'objets techniques : de l'utilisation d'une technique « grand public » à la personnalisation d'un outil d'aide à la communication.

IV. PRATIQUE

Considérer le quotidien, les besoins et envies mais également les transformations engendrées dans l'environnement systémique de la personne, permet d'apporter une réponse adaptée aux besoins.

S. Penne[3] constate un paradoxe. Les technologies sont considérées comme pouvant pallier certaines difficultés induites par la pathologie mais, à l'opposé, semblent appartenir exclusivement au domaine de la « jeunesse » : « S'agissant des personnes du grand âge, les nouvelles technologies sont présentées comme des sources potentielles d'exclusion et de difficultés accrues dans différents domaines [...] A contrario, elles sont aussi décrites comme des substituts possibles à leurs besoins, ceux-ci étant considérés en premier lieu sous l'angle des déficits associés au vieillissement. ».

Ainsi, nous constatons que bien souvent, nous nous permettons d'attribuer un discours aux personnes âgées : « Ces avancées sont bien pour nous, quand on sera vieux », « C'est trop compliqué pour eux... Et pourtant... Nous pouvons constater que de nombreuses animations proposées intègrent les « nouvelles technologies » et suscitent de l'intérêt de la part des résidents. Les demandes provenant directement des résidents nous montrent qu'ils ne sont pas totalement extérieurs aux nouvelles techniques. Ainsi, certains besoins, envies, sont émis : avoir un téléphone portable, un programme personnalisé des animations... Les besoins existent et, malgré certaines représentations sociales, l'« appartenance générationnelle » de ce public « âgé » n'apparaît pas être un obstacle à l'insertion d'objets techniques appartenant au domaine des « nouvelles technologies ».

De nombreuses initiatives illustrent ce propos :

visioconférences avec les personnes âgées résidant en maison de retraite et leurs familles, échanges sur msn, activités plus ludiques avec la wii... Ainsi, leurs compétences par rapport aux nouvelles technologies ne dépendent pas toujours de leur appartenance générationnelle mais plutôt de leur désir de s'y investir.

Cependant, les mêmes constats sont relatés dans toutes ces expériences :

il faut que la technique fonctionne parfaitement avant de la présenter aux personnes âgées. Notamment pour éviter au maximum le sentiment d'échec qui, à plus ou moyen terme peut réfréner toute envie de découverte envers cette technique

La technique ne doit pas se substituer/empiéter sur le relationnel. Les échanges interpersonnels revêtent des atouts thérapeutiques indéniables.

Prenons par exemple, le cas de la Wii. De nombreux établissements pour personnes âgées s'équipent de la console Wii, alors que cette population n'était pas visée comme utilisateurs potentiels. Cette console permet aux joueurs de manier la télécommande afin d'imiter des gestes propres à la pratique de chaque sport.

Les constats empiriques ont permis de dégager des intérêts thérapeutiques, sur le plan physique, cognitif et psycho-social. En effet, la console propose des activités ludiques qui permettent de réaliser des exercices physiques, de coordination, et parfois même d'équilibre. Le jeu et la volonté de gagner feraient presque oublier le sentiment d'effort physique.

Dans ces établissements, le « vieux » c'est toujours l'Autre, et plus particulièrement celui qui « n'a plus toute sa tête ». Le sentiment de rassurance que procure l'utilisation de tels jeux permet aux résidents utilisateurs de répondre à leurs besoins de confiance en eux. La Wii permet de se (ré)affirmer dans un groupe : les encouragements des spectateurs.

Malgré les apports positifs de l'utilisation de cette console « telle qu'elle », il s'est révélé nécessaire d'adapter les conditions d'usage et de procéder à quelques précautions. Il faut en effet adapter la Wii aux capacités des personnes. Ainsi, l'utilisation de la « wii mote » nécessite des capacités d'abstraction qui ne sont pas forcément évidentes. Ainsi certaines modifications apportées par les ergothérapeutes faciliteront la prise en main et la manipulation. La projection du jeu au moyen

d'un vidéo-projecteur permet une meilleure visibilité,... Les intérêts, mises en garde et conseils de bonnes pratiques d'un tel outil sont résumés dans le tableau ci-dessous.

Voyons aussi une expérimentation en cours dans un(e) EHPAD/USLD avec une personne de 54 ans, M.R., qui, à la suite d'une méningite, se retrouve presque totalement paralysé et muet. Par cet exemple, nous traiterons de l'importance de la personnalisation et de l'adaptabilité d'un communicateur multimodal, PALLIACOM, dans un processus de reconstruction de l'identité.

M.R. a conservé toutes ses capacités intellectuelles et cognitives mais se retrouve « enfermé dans son corps », ne pouvant effectuer que des mouvements de faible ampleur avec ses bras. La communication se trouve également assez complexe puisque M.R. se trouve privé de l'usage de la parole. Nous lui avons alors proposé d'utiliser le communicateur. Faire connaissance, établir une relation de confiance, ont été le moteur de nos rencontres. L'outil a été proposé dans un second temps.

Il a alors fallu trouver un système de pointage et de cliquage adapté aux possibilités de M.R.. Une séance de familiarisation d'un outil « grand public », la souris, n'a pas donné de résultats satisfaisants. Il s'est avéré nécessaire de décomposer l'action de pointage et celle du cliquage. Dans un premier temps, nous avons utilisé une fonction offerte par le communicateur, celle du clic automatique. M.R. nous a fait comprendre que cela ne lui convenait pas. Au lieu de lui faciliter l'action, cela la complexifiait. Avec du recul, nous comprenons que nous lui propositions une fonctionnalité qui le dépossédait de ses capacités résiduelles. Il veut, simplement, garder le contrôle sur les actions qu'il lui est encore possible d'effectuer. Désormais M.R. pointe avec la main droite au moyen d'un trackball et effectue le cliquage avec la main gauche au moyen d'une souris standard.

Nous utilisons le système de « tables alphabétiques virtuelles augmentées » avec un retour en synthèse vocale. Un travail d'adaptation de l'interface a été conçu, considérant son histoire de vie, ses besoins et envies.

La durée des séances s'allonge peu à peu. Cependant, la durée ne doit pas être un critère d'efficacité de l'outil. Il faut en effet considérer plusieurs facteurs :

	Plan ergonomique	Plan physique	Plan cognitif	Plan psycho affectif et social
Intérêts	Manette enregistrant le mouvement quelles que soient son ampleur et la force déployée: accessible à des personnes à	Exercices physiques Travail sur la coordination,	Stimulation de la mémoire et des capacités d'observation, de concentration, de réflexion et de logique	Ludique Création/ entretien de liens sociaux (jouer en équipe, médiation intergénérationnelle...)

	mobilité réduite	voire l'équilibre		Valorisation/ estime de soi Retrouver des plaisirs de jeunesse
Mises en garde	Difficulté possible de prise en main de la manette	Courbatures et tendinites peuvent apparaître	Demande certaines facultés d'abstraction	Facteur d'exclusion? Elle reste souvent destinée aux plus valides La Wii ne doit pas se substituer aux soignants - Mise en échec possible de la personne
Conseils de bonnes pratiques	Adapter le matériel Individualiser son utilisation	Echauffement Durée de jeux raisonnable	Adapter le niveau de difficultés du jeu aux capacités cognitives du joueur	La Wii est à envisager comme un prétexte à la rencontre, pour initier le plaisir d'être en relation

- la fatigabilité puisqu'en effet l'utilisation d'un nouvel outil demande beaucoup de concentration
- les conditions dans lesquelles s'effectue la communication. Des stimulations extérieures peuvent perturber l'attention et être source d'énerverment...
- même si les séances n'ont pas une grande durée, M.R. émet la volonté de revenir le lendemain.

Les trois premières séances se sont axées sur la prise en main de l'outil et sur les souhaits de M.R. quant aux modalités de présentation de l'interface. Bien que nous procédions essentiellement par questions fermées, M.R. se sentait considéré puisque ses choix avaient été pris en compte à la séance suivante. La phase de prise en main a été assez rapide et M.R. peut désormais s'exprimer. Bien sûr, cela nécessite encore de nombreux efforts et un accompagnement individualisé assez important.

Une autre fonctionnalité est importante à souligner : la synthèse vocale. Le retour sonore est effectivement très important pour M.R. : Il a de plus en plus recours au « mime » de la parole. Nous pouvons alors nous demander jusqu'où cette stimulation ne pourrait pas s'intégrer dans un processus de rééducation.

Lors de la dernière séance effective, nous avons très peu dirigé la communication. M.R. a pu écrire/dire « Je voudrai » « s » « o » « r » « t » « i » « r ». De là, l'équipe d'animation peut envisager de lui proposer une sortie qui lui convienne. Cette expérience reste tout de même à relativiser puisque pour l'instant unique. Nous travaillons actuellement à un élargissement de l'échantillon. Cette étape reste délicate car il ne faut pas mettre en échec les personnes et accepter que l'outil technique puisse ne pas convenir, n'étant pas une "solution miracle".

CONCLUSION

Les observations de terrain sont nécessaires et ce, dès le processus de conception d'un outil technique. La question du destinataire final de la technique ne va pas toujours de soi. Cependant, qu'il s'agisse de l'accompagnant ou de la personne « fragilisée », il faut considérer la notion de besoins. Les premiers résultats mettent en évidence :

- que des efforts d'individualisation et de personnalisation sont nécessaires lors de la phase d'apprentissage et d'adoption de cet outil

- que l'outil n'est qu'une manière de communiquer. L'outil ne représente qu'un support de communication, d'échanges. M.R. nous montre sa volonté d'être perçue et considérée comme une individualité à part entière : si nous ne la regardons pas dans les yeux lorsque nous nous adressons à elle, elle refusera de nous répondre par le biais de l'outil. Ce n'est pas l'outil qui s'exprime mais bien lui !

Ces travaux ont été en partie financés par la Fondation Médéric Alzheimer, l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) au travers du projet TecSan (Projet Palliacom n°ANR-08- TECS-014.

Bibliographie :

- [1] Ackrich, M., « De la sociologie des techniques à une sociologie des usages », in *Techniques et culture, Des machines et des hommes*, n°16, 1990.
- [2] Leroi-Gourhan, A., *Le geste et la parole II, La mémoire et les rythmes*, ed. Albin Michel, 1965.
- [3] Pennec, S., « Les technologies dans la cité : marqueurs d'étrangeté de la vieillesse ou médiateurs possibles de citoyenneté ? », in *L'âge et le pouvoir en question : Vieillir et décider dans la cité*, M@rsouin.

Clavier et souris virtuels pour personnes handicapées à mobilité réduite

Naoures Belhabib et Anis Rojbi

Université Paris8,

THIM, EA 4004 CHART

2, rue de la Liberté 93526 Saint-Denis

nawres_habib@yahoo.fr ; anis.rojbi@univ-paris8.fr

Résumé : Ce travail a pour objectif la réalisation d'un clavier et d'une souris virtuels pour les personnes handicapées à mobilité réduite. L'utilisateur pourra bénéficier ainsi de l'outil informatique avec un simple mouvement de la tête ou d'autres parties de son corps selon ses capacités motrices. Dans ce contexte, nous proposons, de concevoir un système adaptatif de détection et suivi temporel de visage, du nez, de la bouche et des yeux. À ce dispositif de pointage, nous avons associé un clavier virtuel prédictif pour minimiser le nombre d'interactions utilisateurs. L'approche proposée consiste à concevoir un module de détection des pixels de peau associée à un autre module d'apprentissage. Ce dernier est basé sur l'algorithme "Haar-Like Features" permettant de répondre aux exigences du temps réel et sur la technique « Adaboost » apportant de la robustesse au système de détection.

Mots-clés : handicapées moteurs, Accessibilité, Interface Homme Machine, Apprentissage, suivie temporel, segmentation.

I. INTRODUCTION

La faiblesse musculaire, le mauvais contrôle des mouvements et d'autres problèmes dû à l'handicap rendent compliqué voir même impossible l'usage du clavier et de la souris standard. C'est le cas pour certaines personnes handicapées moteurs. L'outil informatique risque alors de marginaliser socialement ces personnes qui ont des difficultés à piloter facilement l'ordinateur. Pour surmonter ces problèmes, plusieurs solutions complémentaires ont été développées par différents

organismes de recherche et entreprises spécialisées dans le développement d'applications informatiques pour le monde du handicap. Ce travail présente une interface accessible et adaptative permettant l'interaction homme-machine indépendamment de tout périphérique physique d'entrée. D'abord, nous présentons le contexte du travail à travers une définition des types de handicap concernés. Ensuite nous donnons un bref historique de quelques technologies d'adaptation pour des personnes handicapées principalement moteur. Puis nous détaillons les différentes techniques de segmentation, d'apprentissage et de détection d'objet que nous avons utilisé pour concevoir et réaliser ce travail. Enfin nous concluons sur les limites et les possibles évolutions du projet au service des personnes handicapées.

II. CONTEXTE DE TRAVAIL

Pour les personnes handicapées, l'accessibilité de l'information via l'ordinateur n'est pas garantie d'une façon égale par rapport aux autres utilisateurs valides. Pour piloter un ordinateur, de manière autonome et complète, l'utilisateur doit être capable de [1]:

- Déplacer le pointeur sur toute la surface de l'écran avec une précision de quelques millimètres.
- Valider et de double-cliquer sans déplacer le pointeur.

Ces opérations s'avèrent être difficiles pour les personnes présentant une motricité réduite voir même impossible pour celles lourdement handicapées. Le système conçu s'adresse donc aux types d'handicaps suivants :

- Paralyse cérébrale appelé aussi infirmité motrice cérébrale (IMC) qui se traduit par des mouvements anormaux tel que : des tremblements, des contractions incessantes et des mouvements volontaires mal contrôlés.
- Une dystrophie musculaire, dans le cas générale myopathie, qui rend limitée l'utilisation des membres supérieurs.
- Tétraplégie ou quadriplégie qui entraîne une paralysie des quatre membres.

Ces déficiences limitent d'une manière très pénalisante l'utilisation des périphériques standards de pointage et de saisie telle que le clavier et la souris. Le système développé, présente une solution alternative à ce problème. Il utilise une sorte de souris virtuelle où l'utilisateur pilote son curseur avec le mouvement de sa tête qui sera capté par une simple webcam. Le clavier est aussi virtuel, il se déclenche automatiquement au démarrage de l'ordinateur exactement comme la souris, et il s'affichera en bas de l'écran pour faciliter l'accès aux applications ouvertes. Le clavier utilisé est prédictif pour faciliter la tâche de saisie et pour faire gagner le temps en minimisant le nombre d'interactions entre l'utilisateur et le système.

III. TRAVAUX ANTERIEURS

Face aux différents problèmes concernant le maniement du clavier et de la souris, plusieurs solutions de différentes catégories sont disponibles tel que les guides doigts, les claviers aux dimensions adaptées, les claviers programmables. Toutes ces techniques ne répondaient toujours pas aux besoins de certains cas d'handicap moteur, les travaux de recherches se sont donc dirigés vers d'autres solutions où l'homme interagit avec son ordinateur à travers ces mouvements et ses gestes qui constitueront l'outil de saisie et d'entrée pour la machine. Plusieurs applications utilisant différents algorithmes ont été développées :

VideoPlace [2] est l'un des premiers travaux utilisant la vision par ordinateur à base de suivi de mouvement de la main pour l'interaction, sans l'utilisation de gants ou de marqueurs. Le principe est d'utiliser des silhouettes de mains pour générer des dessins 2D sur des grands écrans. FingerMouse [3] utilisant un système de vision avec une seule caméra pour suivre un doigt au-dessus du clavier,

permettant le contrôle de souris sans avoir à explicitement déplacer la main sur un autre dispositif. Cela augmente l'efficacité des tâches qui nécessitent une commutation entre la manipulation de la souris et la saisie de texte. Toutefois, le système présenté ne simulait qu'une souris avec un seul bouton. Le Wearable Virtual Tablet [4] permet à tout objet rectangulaire plan, comme un magazine d'être utilisé comme une tablette tactile par l'intermédiaire d'une caméra infrarouge attachée à l'écran. Le système peut reconnaître des gestes simples du doigt pour simuler le mouvement du curseur de la souris, tandis que tout contact avec la surface de tablette est déterminé par l'analyse de la profondeur dépendant de niveaux de gris de pixels autour de la zone du bout des doigts. L'outil EnhancedDesk [5] utilisant des caméras infrarouges pour détecter la position 2D de tous les doigts de chaque main pour des tâches telles que le dessin à deux mains, mais leur seule caméra ne peut pas déterminer si un doigt est en train de toucher la surface de la table. Le 4D Touchpad [6] est un système de projection sur une table qui utilise une caméra stéréo pour extraire la position 3D de doigts au-dessus de la surface de la table. Plutôt que le suivi global des mains dans chaque image vidéo, ils ont choisi de suivre passivement les régions d'intérêt dans l'image pour les séquences de "repères de l'interaction visuelle". Par exemple, une région qui représente un bouton-poussoir peut se repérer par le mouvement ainsi que par la couleur de la peau et la forme des doigts. En outre, plusieurs logiciels ont offert la possibilité de piloter l'ordinateur avec la tête ou n'importe quel objet que l'utilisateur sélectionne au démarrage du programme et qui servira par la suite comme repère de pointage, il s'agit plutôt d'un simple suivie de mouvement.

IV. DETECTION DE DOIGT

A. *Extraction du fond*

La première phase du système de suivi implique la séparation des pixels désignant la main du fond. Avant la segmentation, nous appliquons d'abord à toutes les images saisies un filtre Gaussien 5×5 afin de réduire le bruit. Toutes les opérations de traitement ultérieur de l'image sont alors effectuées sur cette image filtrée. Une simple soustraction de fond est utilisée pour l'extraction de la main au premier plan. Au démarrage du système,

une image de fond I_b est capturée pour représenter l'espace de travail statique de la camera. Les trames suivantes utilisent ensuite l'image de fond appropriée pour segmenter sur les données de premier plan en déplacement. En d'autres termes, pour chaque pixel d'image I_i , nous calculons un masque d'image du premier

$$\text{plan } I_f . \quad I_f = \begin{cases} 255 \text{ si } |I_b - I_i| > \sigma_B \\ 0 & \text{Sinon} \end{cases}$$

Où σ_B est un seuil fixé pour différencier les données de premier plan de celles de fond ($\sigma_B = 8$, valeur déterminé expérimentalement [7]). A noter que la soustraction de fond est effectuée dans l'espace couleur RVB avec 8 bits par canal. Le résultant I_s est une image binaire avec un seul canal 8 bits.

B. Extraction des pixels de peau

Bien que la soustraction de fond décrite marche assez bien pour la segmentation des données du premier plan de celles de fond, elle permet néanmoins à des objets tels que les manches de chemise, des tasses à café, ou autres articles de bureau qui sont placés dans l'espace de travail d'être détectés comme les mains. Afin de faire face à de telles situations et d'ajouter encore plus de flexibilité au système, nous avons mis en œuvre une détection des pixels de peau tel que le montre la figure 1. Pour diminuer le bruit, un petit nombre de clichés sont pris de diverses mains avec une gamme de tons de peau et poses différents. Ensuite, en utilisant un programme d'édition d'image, chacune des images saisies est manuellement segmentée en un masque binaire où les pixels blancs représentent les zones de la peau et les pixels noirs représentent les zones non peau. Cet ensemble d'images capturées et masques associés peau est alors utilisé comme la population d'apprentissage pour un classifieur d'histogramme basé sur la peau.



Fig. 1 –Extraction des pixels correspondant à la peau

C. Extraction de région

Après que les régions de la peau ont été détectées, nous devons déterminer quelles régions correspondent à la main gauche et à la main droite. Il est possible que les petites régions contenant un certain bruit seront encore présentes après la soustraction de fond et l'extraction de peau, mais nous savons que les régions correspondant aux mains seront les plus importantes. Ainsi, nous extrayons d'abord les contours de toutes les régions de la peau détectées dans I_s en utilisant des opérations de détection de contours. Pour chaque région R_i , nous obtenons ainsi une série de coordonnées $C_{i(j)} = (x_j, y_j)$ du périmètre qui trace les grandes lignes de chaque région. Soit N_i représentant le nombre total de coordonnées de périmètre dans le contour C_i . Nous avons ensuite choisi les deux contours les plus significatifs A et B pour représenter les contours des mains, en utilisant N_i comme une mesure de la taille de contour. En outre, afin d'éviter le traitement des contours extrêmement faibles, N_i doit être supérieure à un seuil $N\sigma$ pour que le contour C_i soit pris en considération ($N\sigma = 50$ dans notre cas). Nous calculons ensuite la moyenne de chacune de ces deux contours en calculant la moyenne des coordonnées du périmètre de C_A et C_B respectivement. Ce calcul est suivi par une simple approche heuristique pour distinguer entre les deux mains gauche et droite en déclarant que le contour avec la plus petite moyenne des coordonnées x est la main gauche, et le contour avec la plus grande moyenne des coordonnées x est la main droite (en supposant que l'image est balayée de gauche à droite). Dans notre cas seulement un seul important contour sera détecté, le système le considère comme étant la main droite.

D. Extraction du bout du doigt

Soit C_G représentant le contour de la main gauche, et C_D représentant le contour pour la main droite. Afin de trouver le bout des doigts pour chaque main, nous identifions les pixels qui représentent des pics le long du périmètre du contour. A chaque point de contrôle P_j dans un contour C_i de main, nous calculons la courbure qui est l'angle entre les deux vecteurs :

$$[C_i(j), C_i(j-k)] \text{ et } [C_i(j), C_i(j+k)].$$

k est une constante (nous l'avons fixé à 16), elle est choisie entre 10 et 20 [8], en fonction de la surface de la région de la main. Si la surface est importante, k doit être

élevé pour avoir une détection précise ; si elle est faible, k doit être petit pour être sûr de détecter les doigts. De manière générale, le paramètre k est choisi pour avoir un taux de détection élevé, mais on risque d'obtenir des fausses alertes. La k -courbure est calculée [9] en utilisant une opération de produit scalaire entre les vecteurs. L'idée ici est que les points de contour avec un k -courbure proche de 0 représentent les pics ou les vallées tout au long du périmètre. Nous utilisons actuellement un seuil angulaire $\theta_s = 30$ degré pour la k -courbure de sorte que seuls les points au dessous de cet angle seront examinés. Afin de classer les points comme étant soit des pics soit des vallées, nous convertissons les vecteurs en 3D projetés dans le plan (x, y) et nous calculons ensuite le produit vectoriel. Si le signe de la composante z du produit vectoriel est positif, on marque le point comme un sommet, tandis qu'un résultat négatif des produits croisés dans une étiquette de vallée. Enfin, une suppression des maxima locaux est alors utilisée pour trouver les pics les plus importants et les vallées le long du périmètre, car on peut s'attendre à ce qu'une série séquentielle de pics et de vallées seront détecté dans le voisinage des lieux les plus significatifs. La figure 2 montre la détermination du pic absolu qui représente le bout du doigt.



Fig. 2 –Détermination du pic du contour représentant le bout du doigt

V. DETECTION DU VISAGE

Dans notre travail, nous nous intéressons à la détection des visages dans une séquence vidéo. La détection du visage repose sur des méthodes de classification des données (méthode de Haar). L'image est déclivée en différentes tailles, pour chacune des résolutions, une fenêtre de taille commune à chaque image est balayée de manière aléatoire (pour un gain de temps). Cette fenêtre va être ensuite utilisée pour découper une sous image et pour commencer l'analyse de visage. Par un processus d'apprentissage, un certain nombre de « boites » sont

défini afin de calculer la somme des pixels et définir une valeur type caractérisant le visage.

A. Classifieurs

Nous nous servons, dans nos travaux de détection du visage, du classifieur appelé « Cascade of boosted classifiers working with haar like features » Il s'applique sur des régions de l'image tout en faisant subir des transformations d'échelle, afin de reconnaître si un objet d'une région rassemble à un visage. D'abord, un classifieur (Cascade of boosted classifiers working with haar like features) est formé avec quelques centaines d'échantillons d'images d'un objet particulier (par exemple, un visage ou un nez, une bouche...), appelées les exemples positifs, qui sont réduits à la même taille (par exemple, 20x20), et des images arbitraires de la même taille appelées les exemples négatifs. Après qu'un classifieur est formé, il peut être appliqué à une région d'intérêt (de la même taille que celle utilisée pendant l'apprentissage) dans une image d'entrée. La sortie du classifieur est à "1" si la région est susceptible de démontrer l'objet (c.-à-visage / nez...), "0" sinon. Pour rechercher l'objet dans l'ensemble d'une image on peut la parcourir et vérifier chaque emplacement en utilisant le classifieur. Le classifieur est conçu de sorte qu'il peut facilement être redimensionné afin d'être en mesure de trouver les objets d'intérêt en multi-échelle, ce qui est plus efficace que le redimensionnement de l'image elle-même. Ainsi, pour trouver un objet de taille inconnue dans l'image une procédure de balayage doit être faite à plusieurs reprises à différentes échelles. Le mot "cascade" dans le nom classifieur signifie que le classifieur résultant comporte plusieurs classifieurs simples qui sont appliquées par la suite à une région d'intérêt jusqu'à ce qu'à un certain stade le candidat est rejeté ou toutes les étapes sont passés. Le mot «boosted» signifie que les classements à chaque étape de la cascade sont complexes eux-mêmes et elles sont construites à partir de classifieurs de base en utilisant l'une des quatre différentes techniques de renforcement (pondération) : « Discret Adaboost, Real Adaboost, Gentle Adaboost et Logitboost ». Les classifieurs de base sont des classifieurs d'arbres de décision avec au moins 2 feuilles. « Haar-like features » sont l'entrée des classifieurs de base, et sont calculés comme décrit ci-dessous.

L'algorithme actuel utilise la « Haar-like features » avec l'ensemble des filtres, présenté sur figure3.

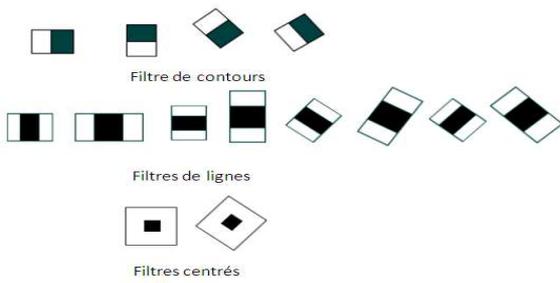


Fig. 3 –Ensemble étendu des filtres de type Haar

Les traits utilisés dans un classifieur particulier est déterminés par sa forme, sa position dans la région d'intérêt et par l'échelle (cette échelle n'est pas la même que l'échelle utilisée à l'étape de détection, bien que ces deux échelles soient multipliés). Par exemple, dans le cas de la troisième figure de la deuxième ligne, la réponse est calculé comme la différence entre la somme des pixels de l'image dans le cadre du rectangle recouvrant totalement la figure (y compris les deux bandes blanches et la bande noire au milieu) et la somme des pixels de l'image sous la bande noire multiplié par trois, afin de compenser les différences dans la taille des régions. Pour le calcul des descripteurs de Haar, les sommes des valeurs de pixels sur une des régions rectangulaires sont rapidement calculées en utilisant des images intégrales. Une cascade de classifieurs (voir figure 4) est alors un arbre de décision où à chaque étape un classifieur est formé pour détecter presque tous les objets d'intérêt (visages dans notre exemple) et rejeter certaines fractions des objets qui n'appartiennent pas au modèle. L'algorithme discret d'Adaboost, permet d'éliminer 50% de fausses détections, mais il élimine 0.2% des modèles frontaux de visage [10] [11].

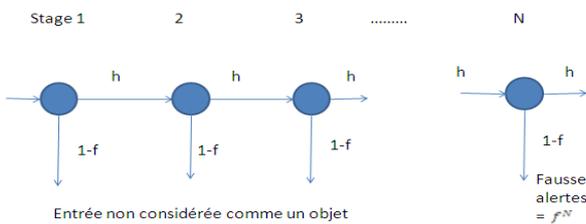


Fig. 4 –Cascade de classifieurs avec N étapes

B. Transformée de HAAR

La transformée de Haar est une transformée en ondelettes pour un signal continu, la fonction de Haar est définie par:

$$\psi(x) = \begin{cases} 1 & \text{si } 0 \leq x < \frac{1}{2} \\ -1 & \text{si } \frac{1}{2} \leq x < 1 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

Pour une implémentation sur des données discrètes, la transformée de Haar est calculée en appliquant à l'image un ensemble de filtres, à différentes échelles, qui indiquent la réponse de l'ondelette sur l'image.

Différents filtres permettent d'étudier les différences d'intensités horizontales, verticales et diagonales. Ainsi la transformée génère plusieurs ensembles de coefficients (un pour chaque orientation). Un ensemble de filtres de Haar (voir figure 5) est proposé pour calculer cette transformée à partir de trois orientations.

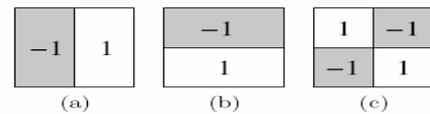


Fig. 5 – Filtres de type Haar

C. Résultats de la détection du visage

A l'aide des centaines d'images nous avons généré les fichiers XML représentant les classifieurs pour l'apprentissage de visage, des yeux, du nez et de la bouche. Les premiers résultats étaient bons mais ils ne répondaient pas encore au besoin de notre application à cause de l'apparition de fausses alertes (voir figure 6).



Fig. 6 – Détection de la bouche accompagnée de fausses alertes

D. Amélioration des résultats

Nous avons donc proposé un algorithme pour améliorer ces résultats en supprimant les fausses alertes. Cette

méthode nous permet d'obtenir des meilleurs résultats sans fausse alerte (voir figure7).

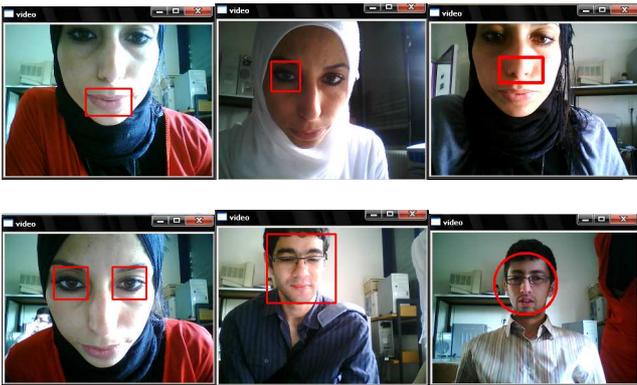


Fig. 7 – les résultats de la détection après la suppression des fausses alertes.

VI. LES EVENEMENTS SOURIS ET CLAVIER

Le déplacement du curseur de la souris est établi relativement au déplacement du visage. On compare d'abord la position actuelle du visage avec l'une des positions précédentes (qui ont été mémorisées), ce qui donne son déplacement en x et en y. On ajoute ensuite aux coordonnées actuelles du curseur de la souris, les différences calculées précédemment (à un coefficient près qui permet de réguler la vitesse de la souris). Un clic est traduit par un délai d'une seconde de pause du visage. Bien qu'avec cette méthode nous ayons pu générer un mouvement correct de curseur, la gestion de clic reste toujours à améliorer. Pour le clavier, On se sert de la dernière version du clavier virtuel « Clavicom NG » qui permet la saisie de texte grâce à un clavier affiché à l'écran et qui propose plusieurs fonctions comme : le mode édition intégré (permet à l'utilisateur de modifier ou de créer son propre clavier) et la prédiction de mots.

VII. CONCLUSION

Nous avons présenté dans ce travail un système de suivi qui ne nécessite aucun marqueur spécial ou gants, implémenté en temps réel sur un PC équipé d'une webcam. Pour ce faire, nous avons eu recours à des techniques de segmentation et à des algorithmes d'apprentissage bien choisis après une analyse de l'état de l'art sur les techniques déjà utilisées. Plus précisément, ce système destiné aux handicapés moteurs,

peut suivre le mouvement de doigt, du visage, de la bouche, du nez ou des yeux et associer ce mouvement à celle du curseur de la souris. Ainsi l'utilisateur peut être indépendant des périphériques classiques pour interagir avec son ordinateur.

VIII. REFERENCES

- [1] Baechler, A. (2002), Accès à l'ordinateur et handicap physique important, Revue Pédagogie spécialisée, pp. 21-27
- [2] Krueger, M. (1991), VIDEOPLACE and the Interface of the Future, The Art of Human Computer Interface Design, pp. 417-422
- [3] Mysliwiec, T. (1994), FingerMouse: A Freehand Computer Pointing Interface, Technical Report VISLab-94-001
- [4] Ukita, N., Kidode, M. (2004), Wearable Virtual Tablet: Fingertip Drawing on a Portable Plane-Object using an Active-Infrared Camera, International Conference on Intelligent User Interfaces. pp. 169-176
- [5] Chen, X., Koike, H., Nakanishi, Y., Oka, K., Sato, Y. (2002), Twohanded drawing on augmented desk system, Advanced Visual Interfaces conference.
- [6] Corso, J., Burschka, D., Hager, G. (2003), The 4D Touchpad: Unencumbered HCI with VICs, IEEE Workshop on Computer Vision and Pattern Recognition for Human Computer Interaction, pp. 573-582.
- [7] Shahzad M. (2003).Real-time Hand Tracking and Finger Tracking for Interaction, CSC2503F Project Report.
- [8] Simon C. (2008), Suivi tridimensionnel de la main et reconnaissance de gestes pour les interfaces hommes machine, Thèse de doctorat, Université Paul Cézanne Aix-Marseille III.
- [9] Viola P. and Jones M. J. (2001). "Rapid Object Detection Using a Boosted Cascade of Simple Features," IEEE CVPR, Vol 1, p. 511.
- [10] Lienhart R. and Maydt J. (2002), "An Extended Set of Haar-like Features for Rapid Object Detection,". IEEE ICIP, Vol. 1, pp.900-903
- [11] Besbes N. (2007). Indexation en intervenant d'un document vidéo par identification du visage.Rapport de Master, Institut de Recherche en Informatique de Toulouse.
- [12] Negri, P., Clady, X., Muhammad Hanif, S., Prévost, L. (2008). A cascade of boosted generative and discriminative classifiers for vehicle detection. RFIA 2008.

Projet A.R.A.P.* : Fiabilisation du système.

*Assistance Robotisée d'Aide à la Préhension

Benjamin Allart^α, Bruno Marhic^α, Laurent Delahoche^α, Olivier Rémy Nériz^χ et Anne-Marie Jolly^β

^αLTI (EA-3899), IUT Amiens

^χCHU Brest

^β Institut PRISME, PolytechOrléans

Résumé :

Nous présentons le travail réalisé dans le cadre d'un projet associant sciences de l'ingénieur et professionnels de santé spécialisés dans la prise en charge du Handicap. Le projet consiste à réaliser une base mobile portant un robot manipulateur Manus pour l'aide à la préhension dédiée aux personnes souffrant d'un handicap moteur sévère. L'ensemble devait pouvoir suivre le fauteuil roulant du sujet ou être utilisé en télé-opération afin d'offrir une disponibilité permanente du robot d'assistance. La télé-opération du système a été validée et les conditions influençant la performance de saisie d'objet étudiée. Nous allons présenter la partie asservissement visuel conditionnant la stratégie de navigation maître-esclave de l'ensemble fauteuil-base qui a été développée pour fiabiliser notre système. Ce projet montre l'intérêt et les limites du positionnement d'un robot manipulateur sur une plate-forme mobile.

I. INTRODUCTION

Nous présentons dans cet article, l'état d'avancement du projet ARAP permettant une Assistance Robotisée d'Aide à la Préhension.

L'objectif visé par cette étude est l'amélioration du système pour l'assistance à la personne par un couplage d'une plate-forme robotique autonome et d'un bras préhenseur à base fixe (bras robot MANUS utilisé en robotique pour handicapés). L'association de ces deux technologies a pour ambition d'augmenter le champ d'investigation de l'assistance, jusqu'ici restreinte au champ d'action du fauteuil électrique où est fixé le bras robot et surtout au temps de présence de l'utilisateur dans son fauteuil. Nous développerons les améliorations mis en place pour l'amélioration du suivi et donc la fiabilité de notre système.

1.1 Contexte du projet

Ce projet est intrinsèquement pluridisciplinaire puisque qu'il réunit les compétences d'une équipe « Sciences Pour l'Ingénieur », se chargeant de l'intégration d'une intelligence embarquée, ainsi que celles d'une équipe de psychologues (Sciences Humaine et Sociale), pour la représentation que suscite la prothèse chez le patient et l'impact de ces représentations sur les mécanismes d'apprentissage. Le groupe Hopale de Berck sur mer représente d'une part le commanditaire du projet et d'autre part la connaissance clinique du problème du handicap. L'équipe d'ergothérapeutes, de neuropsychologues et de médecins, est

chargée d'une part de formuler l'expression de besoin du patient et d'autre part de veiller à la cohérence des nouvelles fonctions d'assistance envisagées.

1.2 Résumé fonctionnel du projet ARAP

L'étude menée souhaite quantifier l'impact technique, psychologique et clinique d'une assistance robotisée à large champ d'action.

Deux fonctionnalités ont été déployées :

- un mode suivi du fauteuil par la base lorsque le patient ne souhaite pas s'en servir et,
- une commande en mode télé-opéré de l'assistance lorsque le patient souhaite exécuter une mission de préhension.

Seule la seconde a pu être évaluée. Les problématiques scientifiques abordées étaient essentiellement liées au suivi du fauteuil mais aussi à la mise à disposition de la base pour permettre la préhension. La photographie ci-dessous montre la dernière version de notre prototype.



Fig. 1, PrototypeV3 (utilisé pour les évaluations) base-mobile/Manus

II. SYSTEME DE PERCEPTION : AUTONOMIE

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

Les fonctionnalités de perception ont été déployées grâce à un système de vision omnidirectionnelle stéréoscopique couplé

d'une ceinture télémétrique infra rouge ainsi que des codeurs incrémentaux (odométries).

Nous allons dans un premier temps vous représenter ce que nous avons développé puis les améliorations effectuées et le pourquoi.

2.1. Reconnaissance de la cible au sein de l'image omnidirectionnelle : OmniCAMshift

Le fauteuil roulant n'était équipé d'aucun marqueur particulier. Nous avons donc utilisé une méthode intégrant la possibilité d'initialiser un modèle le plus implicite possible de la cible. Il était dans notre cas colorimétrique. Nous avons utilisé l'algorithme du CAMShift qui permet de créer un suivi en utilisant une image de la cible. Le CAMShift (Continuously Adaptive Mean Shift, repose sur l'algorithme du MeanShift. Le MeanShift est une méthode robuste non paramétrique et itérative permettant de trouver le mode d'une distribution de probabilité.

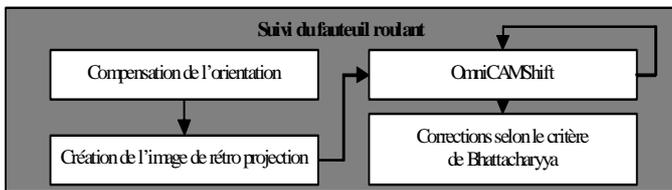


Fig. 2, le suivi du fauteuil roulant.

Le diagramme ci-dessus (Fig. 2) représente les quatre étapes principales du suivi par OmniCAMShift. La première étape consiste à compenser la différence d'orientation de la base entre deux acquisitions. La deuxième est la création de l'image de rétro projection qui correspondra à une image de probabilité d'appartenance au modèle. L'OmniCAMShift qui permet d'estimer l'orientation de la cible dans l'image omnidirectionnelle et le calcul du critère de Bhattacharyya permettant de juger si oui ou non le modèle actuellement suivi correspond au modèle initial.

La signature utilisée pour le suivi est une image couleur de la cible à suivre. Cette image est utilisée pour créer un histogramme de distribution de densité. Etant donné une image couleur représentant la cible et son histogramme de couleur associé, l'image résultant du CAMShift à partir de l'image originale en utilisant l'histogramme comme une table de correspondance est nommée l'image de rétro projection. Si cet histogramme est un modèle de distribution de densité, alors l'image de rétro projection reflète la probabilité de distribution du modèle dans l'image couleur.

Afin de créer l'image correspondant au modèle, il faut en réaliser son extraction du fond. Il est à noter que l'utilisateur (la personne dans le fauteuil) fait partie du modèle colorimétrique. Le port d'habits aux couleurs discriminantes peut aider à la détection du modèle dans l'image. Dans le cadre de l'application, l'utilisateur place le fauteuil roulant face à la base mobile après acquisition du fond. L'image correspondant

au modèle est ensuite extraite par soustraction. Dans notre cas nous avons choisi d'avoir quatre modèles possibles. Une vue de face du fauteuil, une vue arrière ainsi que les vues de côté (Fig. 3).



Fig. 3, Les quatre modèles permettant de suivre le fauteuil roulant quelle que soit sa configuration.

2.2 Construction de l'histogramme de probabilité d'appartenance au modèle

L'histogramme est divisé en un nombre paramétrable de classes afin de réduire la complexité algorithmique ainsi que l'espace mémoire nécessaire à son stockage. Cela permet également à des valeurs proches les unes des autres d'être rassemblées dans une classe. Il est composé dans notre cas de trois axes : Rouge, Vert et Bleu (R, V, B). Pour l'instant, aucune méthode de classification non supervisée n'a été mise en place. De façon empirique et pour satisfaire les contraintes temps réel, nous avons décidé de prendre pour chaque axe 32 classes.

L'histogramme de rétro projection est la première opération qui associe la valeur d'un pixel dans l'image observée avec la valeur de la cellule de l'histogramme correspondante. La rétro projection de l'histogramme du modèle avec les images consécutives génère une image de probabilité où la valeur de chaque pixel caractérise la probabilité d'appartenance du pixel au modèle. L'image candidate dans laquelle il faut retrouver le modèle sera donc converti en une image de probabilités (image de rétro projection) selon les valeurs de l'histogramme.

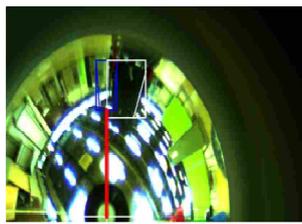
Nous utilisons un histogramme RVB (fig. 4) constitué de w classes par axe. Nous notons la probabilité d'appartenance au modèle d'une classe de l'histogramme $\hat{q}_{(r,v,b)}$ avec (r,v,b) les coordonnées de la classe. L'image S source comportant le modèle est composée de pixels de coordonnées $S_{(x,y)}$, les

composantes r, v, b de chaque pixel de l'image source sont notées $S_r(x, y)$, $S_v(x, y)$, $S_b(x, y)$.

L'initialisation du MeanShift nécessite une ou plusieurs images du modèle à suivre. La soustraction génère un masque d'appartenance au modèle. Le masque défini par la soustraction est une image M comportant des pixels définis sur 1 bit de coordonnées (x, y) et de valeur $M(x, y)$. $M(x, y)$ vaut 1 quand le pixel $S(x, y)$ appartient au modèle et 0 sinon.

On définit une fonction $T(p, pt)$ renvoyant 1 si la valeur pt appartient à l'intervalle de classe représenté par la valeur p :

$$\hat{q}(r, v, b) = \sum_{x=1}^n \sum_{y=1}^m \{ M(x, y) T(r, S_r(x, y)) T(v, S_v(x, y)) T(b, S_b(x, y)) \} \quad (1)$$



Cadrage du fauteuil roulant

Modèle extrait (sans filtrage)

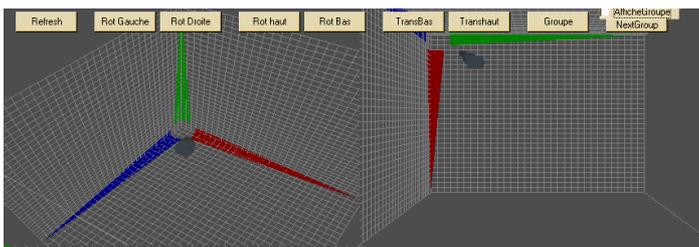


Fig. 4, représentation RVB d'un modèle de fauteuil roulant vu de dos

Le CAMShift détecte le mode de distribution de probabilité dans l'image en appliquant le MeanShift. L'apport du CAMShift par rapport au MeanShift est sa capacité d'adaptation en échelle par rapport à l'objet suivi. Dans nos images omnidirectionnelles l'objet suivi change de taille très rapidement (le fauteuil est quatre fois plus important en surface observée dans l'image vue à un mètre que dans celle vue à deux mètres) ; il est donc important que notre outil de suivi s'adapte rapidement en terme d'échelle.

Dans l'algorithme du CAMShift la zone recherchée est représentée par un rectangle, tandis que dans l'OmniCAMShift la zone de recherche est définie par une section d'anneau définie par les quatre critères que sont un rayon minimum et maximum, un angle minimum et maximum.

L'OmniCAMShift permet de suivre l'objet comportant la plus grande probabilité d'appartenance au modèle. Cependant nous avons besoin d'un outil afin de déterminer si l'objet suivi correspond ou non au modèle original.

A partir de l'ellipse de l'OmniCAMShift, nous reconstituons le modèle correspondant de la même façon que lors de l'initialisation. Nous définissons l'histogramme ainsi constitué \hat{p} . La corrélation (ou la similarité) entre les deux distributions est exprimée comme une mesure dérivée du coefficient de Bhattacharyya. Les propriétés du coefficient de Bhattacharyya tout comme la mesure de Fisher exprime la qualité de l'extrait estimé. D'autre part, les deux caméras sont proches l'une de l'autre (40 centimètres), cela implique que la position des objets suivis est similaire dans les deux images. On se sert de ces deux points de vues rapprochés pour effectuer au besoin des corrections sur l'une ou l'autre des images omnidirectionnelles y compris quand la mesure de similarité est basse sur l'un des capteurs. En d'autres termes, on utilise la redondance (droite - gauche) de l'information. A chaque image, nous testons les quatre différents modèles sur la zone courante. Le modèle donnant le plus grand critère définit quel côté nous sommes en train d'observer. Cette technique ne fonctionne pas si les quatre vues offrent les mêmes histogrammes de probabilité. Malheureusement, dans le cadre du suivi de fauteuil roulant les différentes vues sont bien souvent semblables. La répartition des couleurs dans l'espace est différente, mais en terme de probabilité elles sont semblables, donc non dissociables par le critère de similarité.

L'OmniCAMShift est très sensible aux variations brutales de luminosité ainsi qu'à l'uniformité de la distribution des couleurs composant le fauteuil. La plupart du temps, les fauteuils roulants apparaissent en noir ce qui rend notre méthode relativement instable. Seuls quelques nouveaux modèles commencent à apporter de la couleur. De même les passages d'une configuration de type « éclairage industriel » à une configuration de type « éclairage naturel » induisent une forte instabilité dans la phase de suivi.

L'évaluation de notre assistance robotisée a montré très clairement ces lacunes.

2.3 Amélioration grâce à l'accroissement de région.

Les méthodes d'accroissement de région sont les méthodes de segmentation les plus simples. Le principe est basé sur une approche bottom-up : l'algorithme part de petits éléments de l'image qu'il va tenter de regrouper en éléments plus importants.

Nous présentons ici la version de base de l'algorithme d'accroissement de région qui fonctionne en agrégeant des pixels.

2.3.1 Principe de fonctionnement

Supposons une région de couleur homogène R . Initialement, $R = 1$ pixel. On va étendre la région R en incluant les pixels situés sur la frontière et dont la couleur est proche de celle de R (la variation de couleur est inférieure à un seuil caractéristique de ce type d'algorithmes). En répétant cette procédure jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de pixels de couleur

assez proche sur la frontière, on obtient une région de couleur homogène maximale autour du pixel de départ. La région initiale grandit en absorbant des pixels de la frontière, jusqu'à stabilité par rapport à la propriété d'homogénéité.

Cette méthode présente deux limitations sévères qui n'en font pas une méthode très efficace dans cette configuration:

- Les régions obtenues dépendent fortement des pixels d'amorçage choisis et de l'ordre dans lequel les pixels de la frontière sont examinés.
- Le résultat final est très sensible à la valeur du seuil choisi)

Cet algorithme fait parti de la classe d'algorithmes de segmentation dit « locaux ». L'opération élémentaire consiste à manipuler des pixels adjacents et l'algorithme n'a aucune vision globale du résultat qu'il obtient. Par exemple, il est incapable de détecter que la région qu'il vient de construire est inhomogène, ce qui est souvent le cas.

2.3.2 Implémentation

Nous présentons ici une méthode classique pour implémenter cet algorithme. On associe à chaque pixels de l'image un index qui est un nombre entier. Le but de l'algorithme va être de donner à chaque pixel une valeur d'index qui corresponde à un numéro de région. Pour connaître ensuite l'étendu de la région n, il suffira d'extraire tous les pixels dont l'index vaut n.

L'index de chaque pixel est initialement placé à -1, valeur indiquant que l'index n'a pas encore été attribué. On parcourt l'image de haut en bas et de gauche à droite.

2.3.3 Amélioration de l'accroissement de région

Dans l'état actuel, l'accroissement de région n'est pas meilleur que l'OmniCamshift c'est pourquoi nous l'avons amélioré en y rajoutant quelques conditions de validation de modèle.

Dans un premier temps, nous avons réutilisé le nombre de pixel de notre modèle, en effet entre deux images notre modèle ne va ni trop grossir ni trop rapetisser dans l'image, donc nous pouvons dire que si le modèle est trop grand ou trop petit par rapport à l'instant précédent alors on sait que la région sélectionnée n'est pas la bonne.

Ensuite nous savons que entre deux images le fauteuil ne pourra pas se retrouver trop loin au niveau angulaire de notre modèle trouvé précédemment. C'est pourquoi nous pouvons utiliser ce critère, par exemple si entre deux images le fauteuil a se trouve d'un angle de 0° par rapport à la base, il ne pourra pas se trouver à 90° à l'instant t+1.

Et enfin le critère le plus important et le coefficient de batthacharya que nous avons extrait de l'OmniCamshift pour pouvoir l'utiliser dans l'accroissement de région, c'est à dire

qu'on doit trouver le même histogramme de couleur entre deux images.

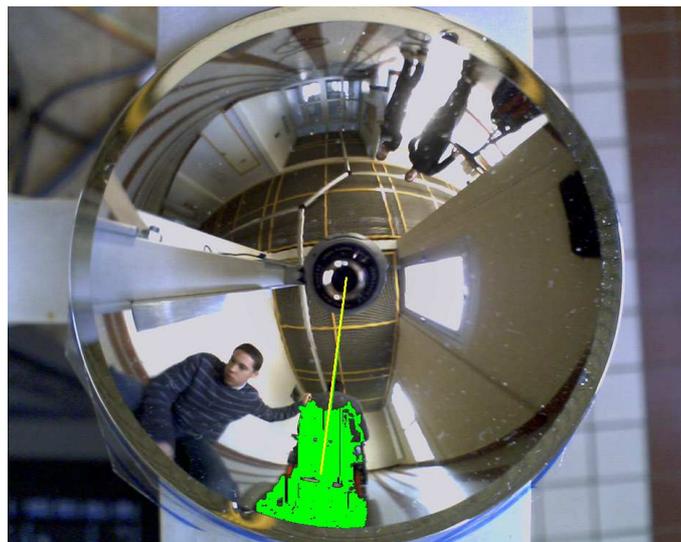


Fig 5 : Résultat de l'algorithme de l'accroissement de région sur notre fauteuil

III. SUIVI TEMPOREL PAR FILTRAGE DE KALMAN

L'utilisation du filtre de Kalman est une approche très classique dans les problèmes d'estimation d'état au sens de la minimisation de l'erreur quadratique. Il est évidemment adapté à l'estimation temporelle de la position d'une cible dans une image. Nous allons ici vous présenter les filtres de Kalman que nous avons utilisé pour obtenir un système qui combiné à notre accroissement de région nous permet d'avoir un système optimisé que ça soit en temps de traitement mais aussi en résultat obtenu.

Tous nos filtres Kalman sont basés sur la même base qui est :

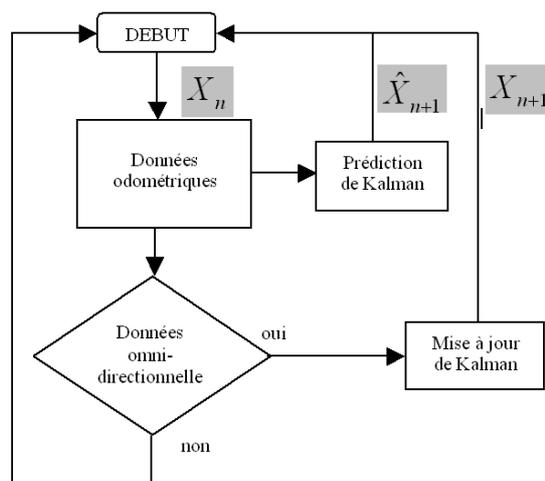


Fig. 6: algorithme de notre traitement.

Contrairement à de nombreux problèmes classiques de suivi de cibles, nous avons à gérer dans notre cas l'estimation relative de position d'une cible (fauteuil) par rapport à un observateur en mouvement (la base). La position de la base est calculée à l'aide de l'estimation odométrique, la position relative du fauteuil par rapport à la base est quant à elle estimée à l'aide des données fournies par le système de vision omnidirectionnelle stéréoscopique après lancement de la phase de reconnaissance de cible (Accroissement de région).

La linéarisation de l'équation de triangulation par rapport au point de convergence fournie par l'estimation odométrique impliquant très souvent une non convergence sur l'estimation de l'état de la cible, nous avons choisi de sortir cette estimation du filtre de Kalman.

Notre système gérant donc la position entre le fauteuil roulant et la base qui n'ont pas la même vitesse, il va nous falloir gérer cette notion dans notre système d'équation pour simuler et donc prédire avec plus de précision la position de notre fauteuil par rapport à la base. C'est pourquoi les équations système intègre une notion de vitesse qui va être calculée par un ratio entre deux images à un instant différent comparé au nombre de donnée odométrique obtenue entre ces deux images.

Notre système est donc le suivant :

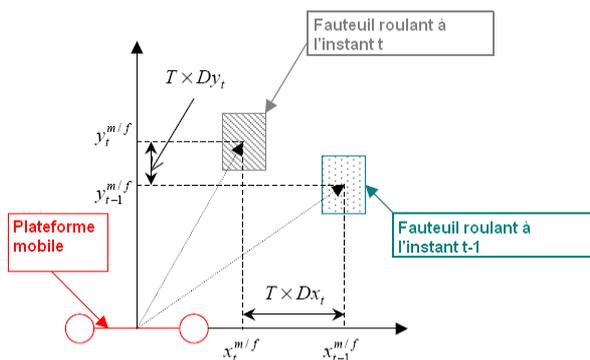


Figure 7 : Système relatif de notre filtre

Ce qui nous donne le système d'équation suivant :

$$\begin{bmatrix} Dx \\ Dy \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_t^{m/f} \\ y_t^{m/f} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \cos(\theta^{im}) & -\sin(\theta^{im}) \\ \sin(\theta^{im}) & \cos(\theta^{im}) \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_{t-1}^{m/f} \\ y_{t-1}^{m/f} \end{bmatrix} \times \frac{1}{T} \quad (1)$$

où le vecteur $X^{m/f} = [x^{m/f} \quad y^{m/f}]^T$ est la position relatif entre la base mobile et le fauteuil roulant, le vecteur $DX = [Dx \quad Dy]^T$ la vitesse relative entre la base mobile et le fauteuil roulant, θ^{im} est la rotation de la base mobile entre deux acquisitions omnidirectionnelles et T le nombre de données odométrique traitées entre ces deux images.

3.1 Filtre de Kalman

Le filtre de Kalman est un outil probabiliste permettant de résoudre des problèmes de filtrage qui va être capable d'extraire un signal à partir de données bruitées. Ce filtre est un observateur qui va nous permettre d'obtenir une prédiction et une estimation d'un vecteur d'état. Il est apparu pour la première fois en 1960 pour le cas discret et en 1961 pour le cas continu.

Il y a cependant 2 hypothèses nécessaires à son fonctionnement et à sa mise en place ; Il faut que les fonctions considérées dans notre système soit linéaire car le filtre de Kalman utilise l'algèbre linéaire mais aussi que le bruit soit gaussien.

Pour la localisation nous utilisons le cas du filtre de Kalman discret car les données arrivent les unes après les autres de façon périodique. La loi de probabilité x_k est alors définie par :

$$\begin{cases} x_k = F_k x_{k-1} + B_k U_k + V_k \\ y_k = H_k x_k + W_k \end{cases} \quad (2)$$

F_k la matrice d'évolution du système de dimension $(d \times d)$, B_k la matrice de commande de dimension $(n \times d)$, U_k le signal de commande de dimension $(n \times 1)$, H_k la matrice d'observation du système de dimension $(d \times m)$, y_k le signal d'observation de dimension $(m \times 1)$, V_k et W_k sont les matrices de bruits d'état et d'observation indépendante, blanc et gaussien de matrice de variance et covariance Q_k et R_k .

3.2 Filtre de Kalman sans biais (UKF)

Le Filtre de Kalman sans biais propose une approximation du filtre EKF. La distribution d'état est à nouveau représenté par une variable gaussienne aléatoire, mais elle est maintenant spécifiée en utilisant un minimum de points d'échantillonnage valide pour l'initialisation. Ces points d'échantillonnage reproduisent complètement la vraie moyenne et covariance du GRV, et où la propagation se fait à travers le vrai système non-linéaire, que la capture, de la moyenne et la covariance, postérieure donne précisément par le troisième ordre (des séries de Taylor) pour chaque non-linéarité.

$$\begin{cases} x_k = f_k(x_{k-1}, u_{k-1}) + Q_k \\ y_k = h_k(x_k) + R_k \end{cases} \quad (3)$$

3.3 Le MP-EKF

Ce système, basé sur les coordonnées polaires, est connu pour être un bon filtre de suivi pour l'analyse du mouvement de la cible à l'aide des angles uniquement parce qu'il découple

automatiquement les composants observables et non observables du vecteur d'estimation d'état. Ainsi en découplant, sous condition, la matrice de covariance qui est la première cause de l'instabilité du filtre et de divergence occasionnelle.

Le vecteur d'état du MP-EKF contient les 4 éléments suivants :

- Le mouvement angulaire entre cible et observateur
- Le mouvement de déplacement divisé par la distance entre cible et observateur
- L'angle entre cible et observateur
- L'inverse de la distance

Cependant, en théorie, les trois premiers paramètres peuvent être estimés depuis un seul capteur angulaire sans avoir besoin de déplacer l'observateur alors que le quatrième paramètre restera inobservable tant qu'on aura pas observé un mouvement.

Ce filtre est donc développé en considérant les équations dynamiques et de mesures avec ce type de coordonnées. Ainsi il est nécessaire d'écrire les coordonnées polaires du model cartésiens des équations. Le vecteur d'état en coordonnée polaire peut être alors défini par :

$$Y_k = \begin{bmatrix} y_{k1} & y_{k2} & y_{k3} & y_{k4} \end{bmatrix}^T$$

$$Y_k = \begin{bmatrix} \dot{\theta}_k & \frac{\dot{r}_k}{r_k} & \theta_k & \frac{1}{r_k} \end{bmatrix}^T \quad (4)$$

IV. RESULTATS

Cette méthode de Kalman avec l'accroissement de région nous a permis d'avoir de bon résultat.

	EKF	MPEKF	UKF
N=10	0.0484	0.1622	0.0578
N=20	0.0446	0.2813	0.0669
N=30	0.0464	0.4205	0.0792
N=50	0.0469	0.6524	0.1053
N=75	0.0440	1.0091	0.1451
N=100	0.0455	1.3455	0.1847

Tableau 1 : Erreur moyenne(en mètre) des différents filtres probabilistes en relation avec le nombre d'observation

On peut voir que les deux filtres de Kalman EKF et UKF ont au final la même erreur de prédiction ce qui fait que nous allons préférer le filtre l'EFK à l'UKF car ce dernier est très

gourmand en temps et est moins compatible à faire du temps réel.

Le MPEKF est malheureusement en dessous du résultat souhaité

V. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

La première et principale partie de ce travail a permis de valider la possibilité d'un suivi de fauteuil roulant par une base mobile sous contrôle de capteurs omnidirectionnels. Cette solution apporte une parfaite souplesse au suivi, permettant simplement après une phase d'apprentissage par la base du fauteuil à suivre, d'être utilisé sans difficulté par l'usager. Elle permet aussi au sujet d'utiliser le robot tant en position assise au fauteuil roulant qu'au lit. La solution que nous présentons permet donc de répondre à une demande plus large que celle évoquée dans les premières études sur l'utilisation de la robotique d'assistance [1]. En effet, de très nombreuses personnes sont immobilisées au lit bien au-delà des personnes tétraplégiques. L'usage d'un robot d'assistance pourrait donc être élargi par la solution que nous présentons. Nous avons validé dans notre étude qu'il n'existait pas de différence d'utilisation entre le fauteuil et le lit.

L'approche améliorée permet de gommer les résultats non satisfaisant de la version précédente de notre suivi et ainsi de fiabilisé ce suivi pour ne plus avoir de perte de fauteuil au cours du fonctionnement. Les travaux actuels sont basés sur la fiabilisation du système de localisation pour assurer à 100% le suivi correct de notre fauteuil via des filtres de poursuite probabiliste.

REFERENCES

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

[2] Driessen, B.J., H.G. Evers, and J.A. van Woerden, *MANUS--a wheelchair-mounted rehabilitation robot*. Proc Inst Mech Eng [H], 2001. **215**(3): p. 285-90.

[3] M. Betke, E. Haritaoglu and L. S. Davis, "Real-time multiple vehicle detection and tracking from a moving vehicle," *Machine Vision and Applications*, vol. 12, no. 2, pp. 69–83, September, 2000.

[4] Janguang Lou, Hao Yang, Weiming Hu, Tieniu Tan, "Vesual vehicle tracking using an improved ekf," *Asian Conf. on Computer Vision*, 2002.

[5] Esther B. Meier and Frank Ade, "Using the condensation algorithm to implement tracking for mobile robots," *Third European Workshop on Advanced Mobile Robots*, pp. 73–80, Zurich, Awitzerland, 6-8 Sep 1999.

[6] Dorin Comaniciu, Visvanathan Ramesh and Peter Meer, "Real-time tracking of non-rigid objects using mean shift," *IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition*, vol. 2, pp. 142–149, Hilton Head Island, South Carolina, 2000.

Pictokids: un logiciel de communication pictographique avec sortie textuelle ou vocale.

M.ZBAKH, I.LOPEZ FONTANA, K.AHNACHE, A.MORTERA, J.LOPEZ KRAHE
Laboratoire Technologies, Handicaps, Interfaces et Multimodalités, (THIM)
EA 4004 CHART, Université Paris8
2 rue de la Liberté, 93526 Saint Denis Cedex, France
mohammed.zbakh02@univ-paris8.fr

Résumé: Le projet Pictokids présente un logiciel d'aide à la communication bidirectionnelle par le biais de pictogrammes. Il s'adresse aux personnes présentant un handicap de communication, ainsi qu'à leur entourage. Pictokids regroupe un choix varié de plus de 1400 pictogrammes permettant la rédaction de phrases pictographiques au travers de trois modes au choix. La phrase pictographique est, par la suite, traduite en texte en respectant des règles de grammaire et conjugaison française, et propose une lecture par une synthèse vocale. Notre objectif est de permettre aux personnes atteintes de troubles de la communication, de dialoguer avec leurs proches de manière autonome, par le biais d'un outil attrayant, ludique et adaptable à chacun.

Mots-clés : Pictogrammes – Communication – Personnalisation – Handicap

I. PREAMBULE

La communication a une fonction fondamentale dans le développement de l'enfant. C'est à travers la communication que l'enfant crée des liens sociaux et parvient à les entretenir, développe sa motricité et étend ses connaissances. Lorsqu'une personne ne peut comprendre ou exprimer des signaux de communication ou quand l'entourage ne peut comprendre les signaux émis, il est primordial d'intervenir et de mettre en place un moyen de communication adapté aux besoins spécifiques de la personne afin de lui permettre cette interaction avec sa famille et son entourage.

Ainsi, plusieurs outils existent sur le marché afin de répondre aux besoins spécifiques de ces personnes ne pouvant utiliser la parole comme outil de communication [1], [2], [3]. Nous nous sommes particulièrement intéressés à une méthode de communication utilisant des représentations écrites par le dessin ou plus communément appelé pictogrammes.

Pictokids est un logiciel de communication qui utilise des pictogrammes. Il s'adresse à une population jeune ayant des troubles de la communication, empêchant l'expression orale et/ou la compréhension de l'écrit. Son utilisation se veut multimodale pour s'adapter aux besoins de chacun : thématique, grammatical et alphabétique. De plus, il intègre une traduction pictogramme-texte incluant les règles de grammaire et de conjugaison française [4]. Le logiciel propose également une lecture vocale de la phrase textuelle traduite [5], [6]. Pictokids a été conçu pour une utilisation accessible à tous, depuis l'enfance à l'âge adulte, avec une capacité d'adaptation à chacun.

II. PROBLEMATIQUE

La communication par pictogramme est utilisée depuis une vingtaine d'années par ou pour des personnes ne pouvant communiquer.

Aujourd'hui, un certain nombre d'outils d'aide à la communication grâce à des pictogrammes pour personnes handicapées sont proposés [1]. Mais notre apport sur l'existant porte sur deux aspects qui nous semblent fondamentaux pour notre logiciel. Dans un premier temps, un bon choix des pictogrammes est primordial, et ce à plusieurs niveaux : clarté, qualité, quantité, taille, mais aussi la normalisation, pour éviter un nouveau « Babel » dans ce type de communication [7]. Dans un deuxième temps, une organisation limpide et logique, facilement compréhensible [8]. Nous avons utilisés les pictogrammes d'Axelia, accessibles sans but lucratif, dans le but de ne pas multiplier les alphabets différents et faciliter la normalisation pictographique dans ce type d'applications. Les outils existants proposaient une organisation complexe qui engendrait parfois une certaine difficulté d'utilisation. Ainsi, pour une conception accessible à tous, nous nous sommes initialement concentrés sur une population âgée entre 7 et 12 ans. En effet, nous supposons qu'un logiciel utilisable

par des enfants le sera également par des adultes. Une organisation ergonomique constituait, pour nous, la clé de la réussite de notre projet.

III. CLASSIFICATION DES PICTOGRAMMES

L'objectif principal de ce projet est de permettre à l'enfant présentant un handicap de communication d'échanger avec son entourage (médical, familial, scolaire...). Pour cela, le logiciel est conçu pour donner la possibilité de communiquer sur divers sujets.

Par ailleurs l'enfant devrait pouvoir rédiger des phrases constituées de pictogrammes, avec une grammaire plus ou moins correcte. Pour une utilisation facile et rapide, le communicant pourra choisir le pictogramme souhaité selon 3 modes différents : d'après une classification par thèmes (école, loisirs, ...), par grammaire (noms, verbes, adjectifs...), ou bien par ordre alphabétique des mots répertoriés par le logiciel (Fig.1).



Fig.1 : Interface de démarrage de Pictokids.

A. Mode alphabétique

Ce mode de classification est principalement conçu pour les utilisateurs adultes ou disposant de connaissances suffisantes du langage écrit. Il aura ainsi la possibilité d'accéder aux pictogrammes en passant directement par le français écrit afin de favoriser une communication bidirectionnelle. Il s'agit en fait de sélectionner un mot de la base de données par choix de la première lettre ou frappe prédictive dans un espace dédié, ceci ferait appel au pictogramme souhaité en vue de constituer une phrase pictographique (Fig. 2). Dans le cas de plusieurs pictogrammes pour un même mot, l'utilisateur pourra choisir le pictogramme de son choix dans un espace prévu à cet effet.



Fig.2 : Interface du mode alphabétique.

B. Mode grammatical

Notre volonté est de proposer un mode grammatical simple et accessible qui pourrait être ajouté par la suite en fonction des évaluations. Ainsi nous avons choisi de regrouper les pictogrammes selon les 3 catégories suivantes : Verbe, Nom et adjectif (Fig.3).

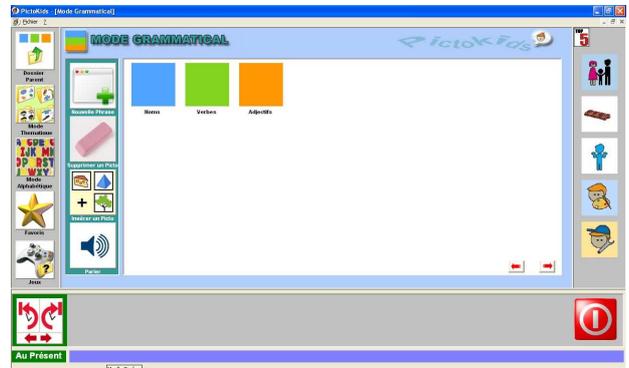


Fig.3 : Interface du mode grammatical.

Inspirées d'Axelia [1], chacune d'entre elles est assimilée à une couleur. Le but est d'aider l'enfant à se familiariser avec ces groupes grammaticaux, et de permettre une bonne traduction grammaticale pictogrammes-texte.

EXEMPLE :

Si nous prenons l'exemple du pictogramme « Infirmier », celui-ci se trouve dans les catégories « NOM » et « ADJECTIF » mais ce même pictogramme sera utilisé et traduit différemment en fonction de sa place dans la phrase.

- Maman est infirmière. (Fig.4.1);
- L'infirmier se lave la main. (Fig.4.2) ;



Fig.4.1 : Grammaire de l'adjectif (Infirmier)¹



Fig.4.2 : Grammaire du nom (Infirmier)

¹ Pictogrammes provenant d'Axelia

C. Mode thématique

Rappelons que notre logiciel de communication est destiné à des enfants présentant des troubles de la parole mais aussi éventuellement de la lecture. Ce mode est donc conçu pour une utilisation qui ne requiert aucune connaissance de la grammaire ou orthographe française, mais qui resterait simple à exploiter. Pour cela, une organisation logique et ergonomique de nos pictogrammes devenait primordiale. Une attention particulière devait alors être prêtée afin que notre logiciel soit pertinent et réponde aux besoins de notre population.

La première difficulté consistait à rendre chaque représentation graphique que comporte notre logiciel (pictogrammes, mais également interfaces, etc.) suffisamment claire et explicite pour permettre à une personne ne sachant pas lire, de tout comprendre. Ensuite, l'objectif principal étant de permettre la communication, notre logiciel devait d'une part être constitué d'un nombre important de pictogrammes recouvrant différentes thématiques de la vie quotidienne de l'enfant (Emotions, école, loisirs, etc.); sans pour autant créer une arborescence complexe qui risquerait d'être difficilement compréhensible par l'enfant (Fig.5).



Fig.5 : Interface du mode thématique.

Nous avons jugé que pour la partie thématique une organisation à trois niveaux représentait un compromis intéressant entre une organisation logique des pictogrammes et une arborescence qui doit rester facilement abordable.

De cette manière, le premier niveau présenterait les *thèmes*, le deuxième les *sous thèmes*, puis le troisième niveau permettrait de sélectionner les *pictogrammes* (Tab.1).

		
Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3
Thème : Sport	Sous thème : Sports de balles	Pictogrammes : Basket ball

Tab.1 : Exemple de trois niveaux d'accès à un pictogramme.

Afin de déterminer cette répartition de pictogrammes qui nous semblait si importante, nous avons fait appel à un ergonome, M. Uzan qui nous a recommandé d'opter pour une organisation contextuelle permettant un accès multiple. Par exemple, si un enfant veut raconter que lors de son séjour à la campagne il a vu des poules, il ne devrait pas être obligé de sortir du sous thème comprenant le pictogramme *campagne*, pour rechercher le thème « animaux », puis le sous thème « animaux de la ferme » afin d'y trouver le pictogramme *poules*.

Cela impliquait une duplication importante de pictogrammes dans les différents thèmes et aurait amené à une arborescence complexe, notamment pour un public d'enfants. Néanmoins, nous avons dupliqué quelques pictogrammes dans certains thèmes (par exemple le pictogramme « ordinateur portable » peut se trouver dans le sous thème « matériel » appartenant au thème « école » mais il appartient également au sous thème « appareils électriques » faisant partie du thème « maison »).

Aussi, le thème « ville » regroupe dans un premier temps tous les lieux faisant partie de l'environnement urbain (le cinéma, la patinoire, la mairie, etc.). Puis inclue dans un deuxième temps toutes les activités et éléments caractéristiques du lieu en question. Par exemple, dans le thème « ville », nous trouverons le sous thème « parc » qui proposera des pictogrammes relatifs à toutes activités ou objets que l'on peut retrouver dans ce lieu en question, comme ci-après :

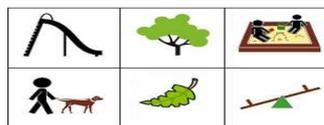


Fig.6 : Exemple d'un ensemble de pictogramme appartient au même sous thème (Parc).

Ainsi, Pictokids présente 22 thèmes, chacun possédant entre 0 et 22 sous thèmes, qui sont présentés dans le tableau 2.

Thème		Sous thème
1	Animaux et insectes	Animaux de la ferme - Animaux de la forêt - Animaux de la jungle et du désert - Animaux des mers et des glaces - Animaux domestiques - Animaux volants - Disparus ou légendaires - Insectes et arachnids.
2	Argent et chiffres	Argent - Chiffres
3	Corps, santé et hygiène	Corps humain - Santé - Hygiène
4	Direction et Position	
5	Ecole	La classe - Leçons et activités - Matériel
6	Emotions, sensations et besoins	Besoins - Emotions et sensations
7	Fêtes	
8	Géographie	Continents - Nationalités - Pays - Régions de France - Villes
9	Formes et couleurs	Formes - Couleurs
10	Loisirs	Atelier créatif - Jardin d'enfant - Jeux de balle - Jeux et occupations - Multimédia - Musique
11	Maison	Appareils électriques - Chambre - Cuisine - Jardin - Objets, meubles et portes - Salle de bain et WC - Salon et salle à manger
12	Mode de vie, politesse et interdiction	
13	Nourriture et repas	Boissons - Charcuterie - Couverts, ustensiles et meubles - Desserts - Fromages - Fruits - Légumes - Petit déjeuner et goûter - Plats - Repas - Restaurant
14	Personnes et métiers	Métiers - Personnages - Personnes
15	Quantitatifs et qualitatifs	Qualitatifs - Quantitatifs
16	Religion	
17	Sports	Athlétisme - Compétitions - Courses automobiles et motocyclistes - Gymnastique - Jeux de balle - Sports de combat - Sports individuels - Sports nautiques
18	Temps	Climat - Heures - Jours - Mois - Saisons, année, vie
19	Transports	Sécurité - Trains et Tramway - Transports aériens - Transports nautiques - Véhicules à moteur - Vélos - Voies de circulation
20	Vacances	Mer - Montagne - Nature et campagne
21	Vêtements et accessoires	Accessoires - Chaussures et chaussons - Vêtements
22	Ville	Banque - Cinéma - Cirque - Coiffeur - Concert et discothèque - Ecole - Faire les courses - Gymnase - La poste - Lieux religieux - Ludothèque - Mairie - Maison et appartement - Musée - Parc - Patinoire - Piscine - Prison - Restaurant et cafétéria - Santé - Transport - Zoo

Tab.2 : Liste des thèmes et des sous thème de Pictokids.

Effectivement, nous pensons que cette organisation permettra aux utilisateurs de communiquer de manière beaucoup plus rapide et fluide sans besoin de connaissances préalables de la langue française.

Ces trois modes ont pour objectif de favoriser une communication bidirectionnelle tout en s'adaptant aux

besoins et préférences de chacun. Un enfant préférera certainement dans un premier temps le mode thématique tandis qu'un aidant pourra utiliser un autre mode qui lui semblera plus fonctionnel. Cette liberté permet à Pictokids de devenir un outil flexible dont l'utilisation s'étend à une grande diversité de population.

IV. PICTOKIDS : UN OUTIL QUI S'ADAPTE À SON UTILISATEUR

En réalisant les prototypes qui ont mené à Pictokids, nous avons souhaité créer un outil qui s'adaptait à son/ses utilisateurs.

Nous l'avons dit précédemment, cela passe dans un premier temps par un choix entre 3 modes répondant à des attentes et besoins différents ; mais pas seulement. En effet, si notre objectif est de proposer un outil de communication au quotidien, certaines adaptations devaient être proposées à nos utilisateurs.

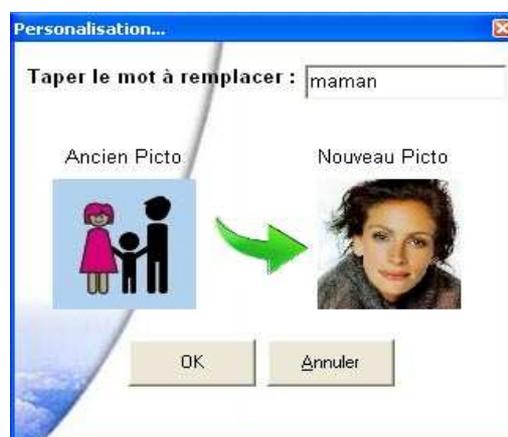


Fig.7 : Interface de personnalisation des pictogrammes.

La première consiste à une personnalisation des pictogrammes (Fig.7). Lorsqu'un enfant souhaite parler de sa maman, quel pictogramme serait plus parlant qu'une photo (Fig.8)? Ainsi, Pictokids offre la possibilité d'enrichir ou modifier la base de données en remplaçant à tout moment les pictogrammes par une autre image ou photo.



Fig.8 : Exemple d'une phrase en utilisant un pictogramme personnel.

La deuxième adaptation se réalise de manière automatique par Pictokids. En effet, l'outil calcule les 5 pictogrammes utilisés le plus fréquemment par le communiquant et les dispose directement sur l'interface

homme-machine. Cela permet une mise en accessibilité rapide mais non figée des éléments les plus récurrents.

De même, des phrases qui seraient souvent utilisées peuvent être enregistrées en tant que « Favoris », toujours dans un objectif de communication fluide et d'évolution au rythme de l'utilisateur et de ses sujets de conversations.

En dernier lieu, nos discussions avec des mamans d'enfants atteints de troubles de la communication associés à un handicap mental nous ont amenées sur une nouvelle dimension. En effet, si nous souhaitions offrir un nombre important de pictogrammes pour permettre une communication riche et variée, cela pouvait par ailleurs engendrer une difficulté et un sentiment de découragement leur enfant. Notre démarche a alors été de proposer la création d'un dossier complètement adapté à la personne et à ses caractéristiques particulières. Il s'agit en quelque sorte de créer un univers qui serait propre aux goûts et sujets abordés par l'utilisateur. Ainsi, si dans un premier temps le communicant n'aime parler que de son chien et dire qu'il aime le chocolat, seuls les pictogrammes respectifs à ces phrases apparaîtraient dans le dossier de pictogrammes. Cela permet à l'utilisateur de disposer des éléments justes et nécessaires à ses envies et besoins, tout en permettant aux aidants d'incrémenter de nouveaux pictogrammes au fur et à mesure de l'évolution et progrès du communicant.

V. TRADUCTION PICTOGRAMME-TEXTE

Pour une traduction pictographique simple nous avons travaillé dans un premier temps sur des phrases simples de genre : *Sujet + Verbe + Complément* (Fig. 9) [9][10]. Si l'ensemble des pictogrammes contient un seul pictogramme qui signifie un verbe, nous traitons la phrase de manière suivant :

- **Le sujet** constitue tous les mots placés avant le verbe;
- **Le verbe**;
- **Le complément** constitue tous les mots placés après le verbe;



Fig.9 : Les parties de la phrase pictographique.

A. Traitement du sujet

La vérification du sujet s'effectue en deux étapes : la première étape concerne le genre du sujet. Une fonction appelé *TraitementSujet()* envoie une valeur de type « M » ou « F » pour indiquer le genre de notre sujet. Cette fonction analyse aussi le nombre du sujet, c'est la deuxième étape pour le traitement du sujet.

Le traitement du sujet nous aide à conjuguer le verbe en accord avec leur sujet.

B. Traitement du verbe

La conjugaison du verbe se base essentiellement sur le traitement du sujet. Il y a deux familles de verbe à gérer : les verbes irréguliers et les verbes réguliers [11]. Pour les premiers nous avons établi une base de données de tous les verbes irréguliers présentés dans Pictokids. Nous avons saisi la conjugaison de ces verbes en trois temps : le présent, le passé composé et le futur. Par contre, les verbes réguliers sont conjugués grâce à deux fonctions. La première fonction *ConjuguerPremier()* conjugue tous les verbes réguliers du premier groupe, et la deuxième fonction *ConjuguerDeux()* concerne les verbes réguliers du deuxième groupe.

C. Traitement du complément

Nous élaborons actuellement une règle générale pour le complément. Néanmoins, il s'agit d'un traitement semblable à celui du sujet avec l'ajout d'un article avant chaque mot (Fig. 10).



Fig.10 : Exemple d'une phrase simple.

D. Traitement de l'adjectif

L'absence d'un pictogramme désignant le verbe « être », nous a conduit à établir une fonction qui permet d'ajouter ce verbe automatiquement à la phrase textuelle sans que l'utilisateur cherche le pictogramme « être ». Dans notre cas, tous les adjectifs seront précédés par le verbe « être » en respectant les règles de la grammaire française (Fig. 11).



Fig.11 : Exemple d'un adjectif.

VI. EVALUATION ERGONOMIQUE

Une première évaluation ergonomique a été réalisée dans l'optique de vérifier la qualité de la communication entre l'émetteur et le récepteur, en termes de temps de recherche d'information et d'adaptation au public visé. Plus précisément, nous avons supposé que l'organisation

des pictogrammes avait une influence sur la qualité de la communication.

L'évaluation a été menée au sein d'un IME (Institut Médico-Educatif) de l'APEI (Association de Parents d'Enfants Inaptes) de Valenciennes. La population étudiée était des sujets âgés de 13 à 16 ans, atteints d'handicap mental de sévérité moyenne. Un groupe contrôle, servant de référence, était constitué de deux enfants âgés de 10 et 12 ans, sans déficit, ni troubles physiques ou cognitifs déclarés. Les conditions de réalisation portaient sur l'utilisation des trois modes de communication, à travers des scénarios de communication similaires à ceux rencontrés en contexte scolaire. Une phase d'apprentissage, dite exploratoire, a été menée au préalable.

Les résultats montrent que d'une manière générale, le temps de l'échange est relativement rapide (soit 2,3 minutes par phrase). Une légère différence non significative entre les différentes organisations des pictogrammes montre que cette classification participe à l'efficacité de la communication. En moyenne, les sujets déficients mettent 2,50 minutes pour construire une phrase simple en utilisant le mode thématique, et 3,20 minutes avec l'utilisation du mode alphabétique. Les sujets du groupe contrôle ont un temps de recherche plus rapide (moyenne 1,50 minutes et 2 minutes respectivement). Néanmoins, les sujets atteints d'handicap mental ne sachant pas lire, exprimèrent des difficultés dans la recherche des pictogrammes du mode thématique. Deux explications ont été formulées : la clarté des images due à la taille de l'écran faussant la reconnaissance, et la présence du texte sous les images créant une perturbation perceptive. Quant aux sujets en apprentissage de la lecture, ils y trouvèrent un intérêt particulier car Pictokids leur permettrait de perfectionner leur apprentissage, notamment avec l'utilisation du mode alphabétique, le mode thématique leur servant d'aide en cas de difficulté de compréhension. Le mode grammatical, ayant été écarté des résultats, n'a pu être utilisé par les enfants déficients mentaux car leur degré d'insuffisance des fonctions langagières et cognitives ne permet pas l'accès aux notions grammaticales.

Face à ces résultats satisfaisants, d'autres évaluations ergonomiques seront réalisées de manières plus approfondies afin de cibler les difficultés ressenties. Des premières pistes d'améliorations sont d'ores et déjà envisagées, notamment la mise en place d'une organisation par fréquence des dossiers thématiques rendant l'outil flexible et évoluant avec les capacités de l'utilisateur, ainsi qu'une saisie par balayage afin de rendre Pictokids utilisable par les sujets atteints d'handicap moteur.

VII. CONCLUSION

Notre objectif lors de la création de Pictokids était de proposer un outil d'aide à la communication pouvant s'adapter et répondre au mieux aux différents types d'handicaps de communication.

Nous ne voulions pas un logiciel qui présenterait uniquement un moyen palliatif à un manque constaté. Nous avons souhaité réaliser un accompagnant au quotidien, ludique, simple d'utilisation et qui s'adapte à son utilisateur et évolue avec lui au cours du temps (des jeux d'apprentissage ont aussi été développés).

L'objectif principal n'est pas l'apprentissage de la langue française et de ses règles mais bien de permettre à l'enfant de communiquer, autrement dit de transmettre facilement des messages à son/ses destinataire(s).

Le système a été testé et présenté dans quelques manifestations publiques [12] et nous avons pu constater l'intérêt qu'il a pu susciter surtout dans le public jeune. Des évolutions sont en cours suite aux résultats des tests effectués.

VIII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] M. Abraham. "Communication pictographique bidirectionnel : du pictogramme au texte et inversement", *Handicap2008, 5ème conférence, 10-12 juin, Paris, 2008. Revue STH, vol 2, n°1/2008, pages 9 à 23.*
- [2] P. Vaillant. "Interaction entre modalités sémiotiques : de l'icône à la langue", *Thèse de l'université Paris XI, 16 septembre 1997.*
- [3] E. Brangier, G. Gronier. "Conception d'un langage iconique pour grands handicapés moteurs aphasiques", in actes de *Handicap2000, 15-16 juin, Paris, 2000.*
- [5] Microsoft Reader pour PC. Disponible sur le site : <http://www.microsoft.com/reader/fr/downloads/pc.msp>. Consulté le 08 février 2010.
- [6] Composant Synthèse vocale Microsoft. Disponible sur : <http://www.microsoft.com/reader/fr/downloads/tts.msp>. Consulté le 08 février 2010.
- [7] Sclera picto's. Disponible sur le site : <http://www.sclera.be/index.php?taal=FRE>. Consulté le 08 février 2010.
- [8] Pictogrammes provenant d'Axelia. Disponible sur le site : <http://www.axelia.com/Pictogrammes.aspx>. Consulté le 08 février 2010.
- [9] La grammaire française Interactive et conjugaison. Disponible sur le site : <http://grammaire.reverso.net/>. Consulté le 08 février 2010.
- [10] Manuel de grammaire en ligne. Disponible sur le site : http://www.synapse-fr.com/grammaire/GTM_0.htm. Consulté le 08 février 2010.
- [11] Bescherelle De La Conjugaison (Dictionnaire De 12000 Verbes). *Hatier, 1994.*
- [12] Premier prix de la communication. *Challenge Handicap & Technologie. 3ème édition, 15 – 16 mai, Metz, 2009.*

Fatigue neuromusculaire au cours d'un protocole d'électromyostimulation chez des sujets blessés médullaires complets (résultats préliminaires)

Maria Papaiordanidou¹, Mitsuhiro Hayashibe², David Guiraud², Alain Varray¹, Patrick Benoît³ et Charles Fattal³
¹EA2991, Laboratoire Efficience et Déficience Motrices, Université Montpellier 1, ²Equipe DEMAR – INRIA – LIRMM, ³Centre mutualiste neurologique (CMN) PROPARA
mariapapaiordanidou@gmail.com

Résumé : La fatigue neuromusculaire est un phénomène physiologique limitant l'application clinique de l'électromyostimulation (EMS). Nous l'avons étudiée au cours d'un protocole intermittent d'EMS afin de comprendre la cinétique d'apparition de ses différentes composantes (fatigue périphérique, fatigue spinale). L'EMS était appliquée au niveau du triceps sural des sujets blessés médullaires complets. La technique de la neurostimulation couplée avec l'EMG de surface ont permis d'identifier les différentes composantes de la fatigue.

Mots clés : paraplégie, réflexe H, propriétés contractiles du muscle.

I. INTRODUCTION

La fatigue neuromusculaire est un phénomène complexe et multifactoriel. Son apparition durant un protocole d'électromyostimulation (EMS) peut limiter l'application clinique à des fins trophiques ou fonctionnelles de cette technique, chez des patients présentant des déficiences motrices, et en particulier les blessés médullaires. En effet, le mode de recrutement des unités motrices étant différent de celui obtenu lors des contractions volontaires, la sollicitation métabolique lors de l'EMS est plus importante et la fatigue neuromusculaire développée est plus élevée et précoce que celle observée si le même travail mécanique est effectué par des contractions volontaires [1], [2]. Non seulement la fatigue sous EMS est exagérée, mais aussi elle peut être de nature centrale, comme l'observent de récents travaux [3]. De plus les muscles sous-lésionnels des sujets blessés médullaires sont connus pour présenter une grande fatigabilité due au profil glycolytique qu'ils acquièrent probablement à cause de l'immobilisation [4]. Le phénomène de fatigue est ainsi une vraie limite chez cette population lors de l'application de l'EMS. Nous avons étudié la fatigue neuromusculaire induite par un protocole intermittent d'EMS chez des sujets blessés

médullaires complets, afin de comprendre la cinétique d'apparition de ses différentes composantes (fatigue périphérique, fatigue spinale).

II. MATERIEL ET METHODES

Quatre sujets blessés médullaires complets se sont portés volontaires pour participer à la présente étude (accord du Comité de Protection des Personnes de Nîmes : 2008-A00068-47/1). Leurs caractéristiques sont présentées au Tableau 1. Ils sont venus au laboratoire de recherche du CMN PROPARA à deux reprises. Une première visite nous a permis d'identifier les intensités de stimulation, tandis que la seconde était consacrée au protocole de fatigue. Durant les deux sessions, le moment et l'activité EMG du muscle soléaire étaient enregistrés en continu. Un ergomètre isocinétique (Biodex Corporation, Shirley, New York) et un système d'acquisition (Biopac MP100, Biopac Systems, Inc., Santa Barbara, CA) étaient utilisés.

Sujet	Age	Ancienneté lésionnelle	Niveau lésionnel	ASIA
S1	32	7 mois	C5	A
S2	45	16 mois	C5	B
S3	48	18 mois	T6	A
S4	53	48 mois	T6	A

Tab.1 : Caractéristiques des sujets participant à l'étude.

La première session commençait avec la détermination de l'intensité où le moment maximal par myostimulation (Tmax) était observé. Par la suite, la courbe de recrutement de l'onde M et du réflexe H était obtenue via la stimulation du nerf tibial. Cela nous a permis d'identifier les intensités où l'onde M maximale (Mmax) et le réflexe H maximal (Hmax) étaient observés. Deux jours après cette première séance, les sujets revenaient au laboratoire pour participer à la session expérimentale. Après vérification des intensités

déterminées lors de la première séance, le protocole d'EMS était réalisé. Celui-ci était composé de 5 séries de 5 trains de stimulation (30 Hz, 450 μ s, 2 s on – 2 s off, à intensité permettant d'atteindre 50% de Tmax) appliqués par myostimulation au niveau du muscle triceps sural droit des sujets. Des tests neuromusculaires étaient effectués avant (pre), tous les 5 trains (post5, post10, post15, post20) et après le protocole d'EMS (post25). Ils étaient composés d'1 train à intensité Tmax (30 Hz, 450 μ s, durée 1 s), de trois secousses à intensité +10% de Mmax et de trois secousses à intensité Hmax. Le moment évoqué par EMS (trains de stimulation et train à Tmax), les réponses électrophysiologiques (Mmax et Hmax) et la réponse mécanique associée à la Mmax ont été enregistrés. Tous les paramètres ont fait l'objet d'un test statistique non-paramétrique de Friedman ($P < 0,05$).

III. RESULTATS

Le moment évoqué par EMS a diminué significativement durant le protocole ($P < 0,01$ à la fois pour les trains de stimulation et le Tmax) dès la première série de trains pour le moment évoqué durant le protocole de fatigue et dès la seconde série pour le Tmax. Le réflexe H et le ratio Hmax/Mmax n'ont pas été modifiés pendant toute l'expérimentation ($P = 0,45$ et $P = 0,19$ respectivement). La Mmax était inchangée durant le protocole, tandis que l'amplitude de la secousse musculaire a diminué au fil du protocole. Cette baisse était significative à post20 ($P < 0,01$; Figure 1).

IV. DISCUSSION

L'objectif de l'étude était de caractériser la fatigue neuromusculaire induite par un protocole intermittent d'EMS chez des sujets blessés médullaires. Les résultats préliminaires suggèrent que la diminution du moment évoqué par EMS était due à des facteurs périphériques et plus particulièrement à une altération des capacités contractiles du muscle. Le réflexe H et le ratio Hmax/Mmax n'ont été altérés à aucun moment du protocole, mettant en évidence une préservation de l'excitabilité spinale. La propagation des signaux le long du sarcolemme a aussi été préservée, comme l'atteste l'absence de modification de l'onde M.

La diminution de l'amplitude de la secousse mécanique met en évidence une altération du cycle du calcium (Ca^{2+}), indispensable pour la formation des ponts actine-myosine. Des altérations au niveau du relâchement ou du re-pompage du Ca^{2+} par le réticulum sarcoplasmique ou encore une moindre sensibilité des protéines contractiles au Ca^{2+} sont souvent mis en avance

pour expliquer l'altération des propriétés contractiles du muscle [5].

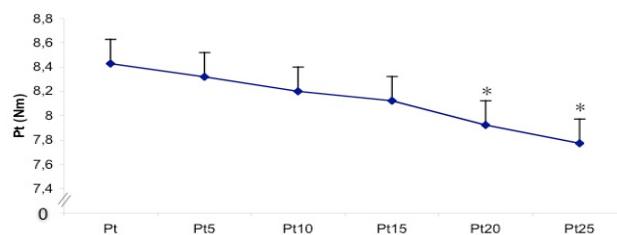


Fig.1 : Évolution de la secousse musculaire (Pt) au cours du protocole d'EMS.

La diminution significative de la secousse musculaire seulement à post20 et post25, malgré la réduction significative du moment évoqué par EMS dès le début du protocole, est expliquée par le phénomène de potentiation, connu pour masquer les effets de celle-ci au niveau de la secousse mécanique [6].

Ces premiers résultats permettent de mieux comprendre la cinétique d'apparition de la fatigue neuromusculaire induite par EMS. Ils mettent en évidence l'apparition d'une fatigue purement contractile, limitant la capacité du muscle de générer de force sous EMS. Ces résultats pourraient amener à de nouvelles réflexions sur le renforcement des patients, visant à l'amélioration des propriétés contractiles des muscles sous-lésionnels.

V. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Theurel J, Lepers R, Pardon L, Maffiuletti NA. Differences in cardiorespiratory and neuromuscular responses between voluntary and stimulated contractions of the quadriceps femoris muscle. *Respir Physiol Neurobiol* 157 (2-3): 341-347, 2007.
- [2] Hamada T, Hayashi T, Kimura T, Nakao K and Moritani T. Electrical stimulation of human lower extremities enhances energy consumption, carbohydrate oxidation and whole body glucose uptake. *J Appl Physiol* 96: 911-916, 2004.
- [2] Papaioordanidou M, Guiraud D and Varray A. Kinetics of neuromuscular changes during low-frequency electrical stimulation. *Muscle and Nerve* 41 (1): 54-62, 2010.
- [3] Gerrits HL, de Haan A, Hopman MTE, van der Woude LHV, Jones DA and Sargeant AJ. Contractile properties of the quadriceps muscle in individuals with spinal cord injury. *Muscle Nerve* 22: 1249-56, 1999.
- [4] Allen DG, Lamb GD, Westerblad H. Skeletal muscle fatigue: Cellular mechanisms. *Physiol Rev* 88: 287-332, 2008.
- [5] Rassier DE and MacIntosh BR. Coexistence of potentiation and fatigue in skeletal muscle. *Braz J Med Biol Res* 33: 499-508, 2000.

Accessibilité de la création musicale par ordinateur : l'exemple d'un instrument virtuel avec accompagnement automatique.

Romain Clair, Nicolas Monmarché , Mohamed Slimane
Université François-Rabelais Tours
Laboratoire d'informatique (EA2101)
Tours, France

Email: {romain.clair, nicolas.monmarche, mohamed.slimane}@univ-tours.fr

Résumé : Dans le cadre de recherches en informatique pour l'accessibilité de la création artistique, nous avons développé un programme pour jouer de la musique en temps réel sur un ordinateur. L'accessibilité de cet instrument virtuel au plus grand nombre est assurée par une interface homme-machine adaptée, le maintien d'un modèle simple limitant les connaissances requises, et un accompagnement automatique.

Le contrôle de l'application s'effectue par le biais d'interfaces génériques, adaptées aussi bien à l'utilisation de dispositifs d'aide technique particuliers que de dispositifs standards tels que le clavier et la souris.

L'instrument est simple, pour une utilisation intuitive et ne nécessite aucune connaissance préalable, en musique comme en informatique. Des contraintes musicales sont incorporées dans le logiciel afin de respecter les règles de la musique, même sans les connaître.

L'adaptation de méthodes génératives permet d'offrir un accompagnement automatique interactif de l'utilisateur.

Les tests en cours visent à évaluer la pertinence de cet outil vis-à-vis, notamment de public en situation de handicap moteur ou cognitif.

1. INTRODUCTION

L'équipe Handicap et Nouvelles Technologies (HaNT) du laboratoire d'informatique de l'université François-Rabelais de Tours axe ses recherches sur l'utilisation de l'informatique pour l'aide aux personnes en situation de handicap. L'un de ses projets s'oriente autour de méthodes automatiques de création artistique.

L'informatique peut-elle permettre une forme de

création artistique accessible ?

Dans un premier temps, il convient de préciser la notion d'accessibilité et les problèmes qu'elle pose, pour lesquels nous proposons donc des solutions. Nous expliciterons ensuite à quel champ du vaste domaine de la création artistique nous nous sommes attaqués.

1.1. Accessibilité

Un des éléments clés de ce projet est la notion d'accessibilité qui recouvre des notions assez différentes. Dans le domaine du web, par exemple, on peut citer la définition donnée en introduction de la *Web Accessibility Initiative* (WAI) [1] :

« L'accessibilité du web signifie que les personnes handicapées peuvent l'utiliser. Plus spécifiquement, elle signifie que ces gens peuvent percevoir, comprendre, naviguer, interagir avec le web, et y contribuer. L'accessibilité du Web bénéficie également à d'autres, notamment les personnes âgées ayant des capacités diminuées dues au vieillissement. »

Certains auteurs poussent même la définition plus loin, notamment au delà de la question du handicap, tel que Tim Berners-Lee, président du *World Wide Web Consortium* (W3C) [2] :

« Mettre le Web et ses services à la disposition de tous les individus, quel que soit leur matériel ou logiciel, leur infrastructure réseau, leur langue maternelle, leur culture, leur localisation géographique, ou leurs aptitudes physiques ou mentales. »

Notre projet d'outil de création artistique accessible cible, en premier lieu, ceux qui rencontrent des difficultés pour accéder à une expression artistique.

Ces difficultés peuvent être motrices, principalement au niveau des membres supérieurs qui pourraient empêcher l'utilisation d'un instrument de

musique ou d'un pinceau mais il peut aussi s'agir de difficultés cognitives telles que les problèmes de concentration, de compréhension ou d'apprentissage.

L'objectif est d'aller plus loin que la notion de handicap, le projet cible aussi quiconque, indépendamment de son niveau de connaissance artistique ou informatique, du matériel dont il dispose, etc. Voir [3] pour plus de détails sur l'accessibilité de la création artistique.

1.2. Création artistique

Nous abordons la création artistique selon deux directions principales :

La première est centrée sur le dessin et prend la forme d'un atelier de dessin accessible [4].

La seconde vise la musique, plus précisément l'improvisation musicale : de la musique jouée en temps réel. C'est de cette orientation que nous traitons dans cet article. Elle se concrétise en un programme informatique qui permet, sans matériel particulier et à l'aide de périphériques d'entrée standards ou adaptés, de jouer de la musique.

Ce programme s'articule autour de trois objectifs principaux :

- anticiper et résoudre les problèmes d'interfaces homme-machine;
- fournir un outil intelligible et intuitif;
- proposer un accompagnement automatique.

Les solutions proposées pour atteindre chaque objectif sont détaillées dans la suite.

2. INTERFACES ADAPTEES

Le problème le plus évident, lorsqu'il s'agit d'accessibilité est celui des interfaces, qu'il s'agisse de la difficulté qu'un malvoyant rencontre pour utiliser les interfaces graphiques, ou qu'une personne avec des difficultés motrices peut avoir face à un périphérique d'entrée standard (clavier, souris, joystick, etc.).

Dans les faits, les problèmes sont souvent plus complexes qu'il n'y paraît au premier abord, et surtout, la diversité des handicaps entraîne une grande variété de problèmes.

Les problèmes d'interfaces sont de deux types :

- les problèmes d'accès à l'information;
- les problèmes de contrôle des applications.

Dans le cas de l'instrument de musique, il s'agit de produire de l'information sonore. Dans ce cadre, on suppose que l'utilisateur n'a pas de difficultés pour

entendre. Proposer une approche pour favoriser l'accès à la musique aux malentendants est un problème intéressant mais nous l'avons laissé de côté pour l'instant. L'information visuelle est, quant à elle, limitée. En fait, la première version de l'interface proposée n'affiche rien. Elle sera sans doute amenée à le faire plus tard. Des alternatives textuelles ou sonores devront, bien sûr, être proposées pour les informations graphiques.

Les problèmes liés au contrôle de l'application sont, eux, au cœur du travail que nous avons fait sur ce logiciel.

2.1. Substitution par des périphériques adaptés

Le contrôle d'un programme repose bien souvent sur l'utilisation du clavier et de la souris, bien qu'il puisse, plus rarement, se baser sur d'autres périphériques d'entrées moins courant comme les joysticks, tablettes, écrans tactiles, etc.

Ces périphériques peuvent n'être utilisables qu'avec difficultés, voir totalement inutilisables par certaines personnes, notamment dans le cas de handicaps moteurs.

En règle générale, l'accessibilité du contrôle des applications s'appuie sur la substitution de ces périphériques par des dispositifs techniques adaptés. Le système de pointage peut ainsi être un trackball, un capteur de mouvement de la tête ou des yeux, etc.

De la même manière, le clavier peut être équipé d'un guide-doigt pour faciliter la frappe, ou être remplacé par un clavier virtuel, etc.

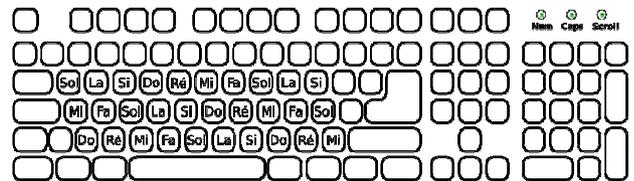


FIG. 1. Disposition des touches du clavier

Ainsi, du point de vue du développeur d'applications informatiques, le problème peut sembler déjà résolu. En effet, utilisons le clavier et la souris, leur substitution permettant à n'importe qui de contrôler le programme. En fait, il ne faut pas s'arrêter là. En effet, l'utilisation d'un périphérique adapté ne produit pas exactement les mêmes comportements et ne permet pas tout à fait les mêmes actions. La vitesse d'utilisation, la possibilité de combiner plusieurs actions, voire plusieurs périphériques, la fatigue à l'usage, peuvent différer profondément. Il est fréquent de se retrouver à devoir cliquer puis déplacer la souris

en maintenant appuyé le bouton de la souris, voire en combinaison avec le maintien de certaines touches du clavier, d'attendre de l'utilisateur une grande précision dans le pointage, etc.

Ces différences sont à prendre en compte par le développeur, qui doit s'assurer que la substitution du périphérique, pour lequel il a prévu l'application, ne se fait pas sans perte de fonctionnalités.

Pour l'instrument de musique virtuel, nous avons choisi de proposer deux moyens distincts de contrôler l'application, et donc de faire de la musique : le clavier et la souris.

2.2. Un clavier

La première des deux interfaces de commande proposée à l'utilisateur s'appuie sur l'utilisation du clavier.

Elle s'inspire des claviers musicaux habituels tels que celui du piano. La pression d'une touche déclenche une note qui s'arrête lorsque l'on relâche cette même touche. Les notes utilisables sont au nombre de 14 et on utilise pour l'instant les trois rangées de touches centrales du clavier : de la touche « w » à « ! » au plus bas et de la touche « a » à « p » au plus haut. Les touches alignées de la gauche vers la droite permettent de monter la gamme de notre instrument. Les touches de la rangée centrale sont les tierces (troisième note de la gamme) de celles qui sont situées juste en dessous, et celles de la rangée supérieure, les quintes (cinquième note de la gamme). Cf. fig 1.

2.3. Déplacement du pointeur

La seconde interface est basée sur les déplacements du pointeur. Elle peut donc être utilisée à l'aide d'une souris, mais aussi de n'importe quel autre dispositif de pointage. Alors que l'interface clavier reprend une interface musicale habituelle, cette autre interface tire parti du fait qu'il s'agit d'un instrument informatique pour explorer une interface plus nouvelle et originale. En effet, nous ne sommes pas soumis, dans ce cas, à des contraintes mécaniques pour produire le son et nous pouvons donc, non pas imiter un instrument existant, mais essayer autre chose, avec l'espoir que cette interface nouvelle pourrait permettre d'autres opportunités artistiques.

Il s'agit simplement de déplacer le pointeur dans la fenêtre de l'application pour générer des sons. Pour limiter la fatigue associée à un maintien continu d'un

bouton, le clic ne sert ici qu'à activer ou désactiver cette interface.

Le fonctionnement se base sur la distance parcourue par le pointeur. On récupère la position d'origine du pointeur sur la fenêtre et lorsqu'il se déplace, on mesure la distance qui le sépare de cette position d'origine. Tant que le pointeur s'éloigne, il ne se passe rien, mais dès que la distance depuis la position d'origine précédemment définie diminue, une note est déclenchée. La hauteur de cette note dépend directement de la distance parcourue : plus cette distance est grande, plus la note est grave. A chaque note jouée, le point de départ du pointeur est redéfini à la position actuelle du pointeur et on commence à préparer la note suivante.

Les notes les plus graves s'obtiennent donc en parcourant la distance la plus longue possible, soit la diagonale de la fenêtre du programme.

3. MODELE SIMPLE ET CONNAISSANCES EMBARQUEES

Autre enjeu de l'accessibilité, il faut s'assurer que l'application, pour être utilisable, soit compréhensible. On s'intéresse bien sûr aux handicaps cognitifs, mais il s'agit d'aller bien au delà .

Bien des personnes, même sans handicap, rencontrent tous les jours des difficultés dans l'utilisation des logiciels classiques. Les raisons sont en général associées à l'habitude d'utiliser l'informatique : plus on utilise les outils informatiques, plus on est familier avec les modèles qu'ils utilisent.

3.1. Sobre et intuitif

La notion de modèle correspond à la construction conceptuelle avec laquelle on propose à l'utilisateur d'interagir. Ce modèle peut correspondre avec plus ou moins de précision à la réalité ou aux moyens techniques mis en œuvre, ou même être éloigné de ces deux aspects. Si l'on prend l'exemple d'un instrument de musique, on peut proposer à l'utilisateur de manipuler des cordes qu'il viendra frotter, comme sur un violon. On peut aussi envisager la chose en lui proposant de dessiner des signaux, ou d'écrire des événements midi, etc.

Le plus important, dans le choix du modèle, c'est de s'assurer qu'il peut bien être compris par l'utilisateur, pour qu'il puisse intuitivement anticiper son comportement.

Nous voulons donc nous assurer que les concepts

seront intuitifs pour l'utilisateur. L'approche choisie est de rester simple, ce qui présente bien sûr des limitations, mais permet, dans un premier temps, d'essayer d'être accessible au plus grand nombre. Le programme se lance, et sans question préalable, joue de la musique si l'on bouge la souris ou appuie sur une touche du clavier.

Cette simplicité présente l'avantage de limiter la charge cognitive et mémorielle requise de l'utilisateur. Les effets des actions sont observables, plus précisément audibles instantanément.

3.2. *Un guide musical*

Dans l'idée de limiter les pré-requis nécessaires à l'utilisation de l'instrument, nous voulions aussi qu'il ne soit pas obligatoire de connaître la musique pour l'utiliser. Autre façon d'aborder l'accessibilité, il n'y a donc pas, ou peu de connaissances préalables exigées. Ainsi, même si les actions de l'utilisateur s'apparentent à n'importe quoi, le programme va assurer que le résultat produit conservera un aspect *musical*.

Du point de vue harmonique, l'instrument est diatonique. Il ne propose à jouer que les notes d'une seule gamme, en l'occurrence pour l'instant, une gamme de Do majeur. On s'assure ainsi que le résultat obtenu ne sera pas trop dissonant. Plusieurs instruments réels, pour beaucoup issus des musiques traditionnelles, présentent ce mode de fonctionnement. On peut citer la flûte irlandaise ou l'accordéon diatonique, par exemple.

D'autre part, la notion de tempo est totalement transparente pour l'utilisateur. À aucun moment l'instrument ne lui demandera de choisir le tempo auquel il souhaite jouer. Idéalement, ce tempo devrait être détecté automatiquement. Ce n'est pas le cas à l'heure actuelle, et l'instrument se contente de travailler à un tempo fixe.

3.3. *Abstraction de la technique*

Techniquement, le programme s'appuie sur la norme midi. Elle permet une approche symbolique de la musique. Chaque note y est définie par quatre paramètres :

- Sa hauteur
- Sa vitesse (l'intensité avec laquelle elle est jouée)
- Son timbre (l'instrument qu'on va utiliser pour la jouer)
- Sa durée, qui est en fait le temps écoulé entre l'événement début de note et

l'événement fin de note.

Dans la pratique, nous n'utilisons pas la vitesse. Toutes les notes jouées par l'utilisateur le seront avec un son de violon qui présente l'intérêt de ne pas s'arrêter de lui-même et convient donc parfaitement aux interfaces de commandes que nous avons créées. Toute cette couche midi et les notions qu'elle utilise sont totalement transparentes pour l'utilisateur qui n'a donc aucun besoin de connaître la norme midi, ni de savoir comment elle fonctionne.

4. ACCOMPAGNEMENT AUTOMATIQUE

Pour fournir un accompagnement automatique de l'utilisateur, nous avons adapté la méthode de N. Monmarché [5], [6], basée sur un algorithme de colonie de fourmis artificielles.

4.1. *Quelques mots sur les fourmis*

Les algorithmes de colonie de fourmis artificielles sont des méthodes de résolution génériques utilisées en informatique. Entrant dans la catégorie des méthodes biomimétiques, ils s'inspirent de la nature, dans notre cas, du comportement des fourmis, pour résoudre des problèmes. Partant du constat qu'une colonie de fourmis, composée d'individus ayant un comportement très simple, est capable, grâce aux interactions entre ces individus, de résoudre des problèmes complexes.

Nous nous intéressons ici à un comportement particulier : le déplacement collectif des fourmis. Ce système a notamment été modélisé par Bonabeau, Dorigo et Theraulaz [7]. Il est utilisé en optimisation combinatoire dans ACO (*Ant Colony Optimization*) [8], [9]. Le déplacement de chaque fourmi est probabiliste et s'appuie sur une communication indirecte entre les fourmis. À chaque instant, la fourmi considère l'information dans son environnement direct. Elle a tendance à suivre préférentiellement une direction précédemment empruntée par de nombreuses fourmis plutôt qu'une peu fréquentée.

Ces mécanismes se basent sur la notion de phéromones, des traces chimiques que les fourmis laissent derrière elles. Dans notre cas où les fourmis se déplacent sur un graphe, il s'agit de valeurs associées à chaque arc. Chaque fourmi incrémente ainsi à son passage la valeur associée à l'arc qu'elle emprunte. Le choix d'un arc se fait en examinant toutes les directions possibles à partir du sommet où la fourmi se trouve. La probabilité de choisir un arc est égale au rapport entre la valeur de cet arc et la somme des

valeurs de tous les arcs (cf. 1).

$$P(x) = \frac{S(x)}{\sum_{i=1}^n (S(i))} \quad (1)$$

Avec :

x un arc partant du sommet courant, avec $x \in [1..n]$

$P(x)$ la probabilité de choisir l'arc x

$S(i)$ la valeur de l'arc i

Ce mécanisme simple permet, par exemple dans le cas de déplacement entre un point de départ et un objectif, d'obtenir progressivement le chemin le plus court. On parle d'intelligence collective ou de comportement émergent. L'évaporation des phéromones, en fait, la diminution régulière de leur valeur au cours du temps, offre de plus grandes capacités d'adaptation à la colonie. Ainsi quand leur environnement évolue, les fourmis sont capables de changer de comportement.

4.2. Génération de musique interactive

Dans notre cas, nous utilisons ce mécanisme pour générer de la musique. Chaque fourmi évolue simultanément sur deux graphes qui constituent l'environnement de la colonie (cf. fig 2). Les sommets du premier de ces graphes contiennent la hauteur des notes. Les sommets de l'autre graphe sont associés aux durées de ces notes. Ainsi nos fourmis, en se promenant, déclenchent à leur arrivée sur chaque sommet, une note qu'elles fabriquent à partir de la hauteur et de la durée correspondants à sa position sur chacun des graphes.

L'interaction entre l'utilisateur et les fourmis se situe à deux niveaux.

Tout d'abord, les graphes sur lesquels évoluent les fourmis vont être créés en temps réel, à partir des notes jouées par l'utilisateur. Ainsi, les fourmis peuvent uniquement procéder à des variations sur les thèmes joués par l'utilisateur.

La séparation des deux graphes offre un peu de liberté à l'accompagnement qui peut néanmoins faire correspondre un motif harmonique donné avec une figure rythmique différente de celle à laquelle il était initialement associé.

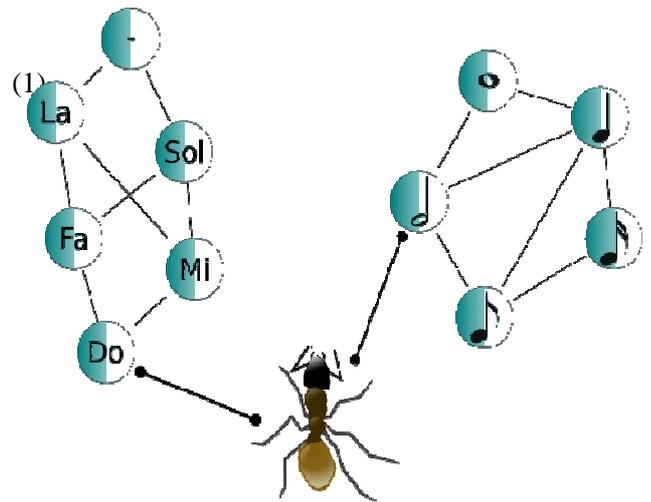


FIG. 2. Les deux graphes où évoluent les fourmis

L'autre interaction affecte plus directement le comportement observé. Laisse à elle-même, la colonie a tendance à créer des cycles dans le graphe qui constituent petit à petit son chemin presque exclusivement emprunté. Le résultat entendu va donc peu à peu se stabiliser en une suite de notes, deux ou trois en général, rarement plus, qui se répètent en boucle. Pour pallier ce phénomène et ajouter un moyen pour l'utilisateur d'influer sur l'accompagnement automatique, le programme va se servir de la suite de notes jouées par l'utilisateur pour y attirer les fourmis. L'utilisateur se comporte lui aussi comme un membre de la colonie, plus attirant qu'une fourmi. Les chemins qu'il emprunte auront tendance à être préférentiellement choisis par les fourmis. L'évaporation des phéromones jouent un rôle essentiel dans ce mécanisme, en évitant justement aux fourmis de trop se focaliser sur un chemin et de ne pas tenir compte des changements dans les graphes.

Ainsi l'accompagnement automatique donne en partie l'impression de suivre la mélodie que joue notre utilisateur.

Pour une description plus précise du fonctionnement de l'algorithme de fourmis interactif pour la génération de musique, voir [10], [11].

4.3. Accompagnement à la basse

La méthode brièvement décrite ci-dessus est utilisée dans notre instrument de musique virtuel. Elle sert à produire une ligne de basse qui accompagne notre utilisateur. Elle joue des notes 2 octaves en dessous et n'est autorisée qu'à produire une note à la fois. Notre accompagnement est donc monophonique. Il n'est rien

besoin de faire pour le déclencher, si ce n'est utiliser l'instrument. Une fois les quelques premières notes jouées, l'accompagnement démarre automatiquement.

5. EVALUATION SUR LE TERRAIN

L'évaluation d'un outil de ce genre est délicate. En effet, l'objectif de ce programme est de permettre de jouer de la musique. Difficile, pour ne pas dire impossible de procéder à une évaluation objective du résultat. Nous ne nous y risquerons pas. L'évaluation des *performances* de l'outil passe donc par une enquête sur le terrain des réactions d'utilisateurs.

Le public cible est le plus large possible, mais peut se grouper en cinq catégories.

- Personnes handicapées (moteur ou cognitif)
- Thérapeutes
- Enfants
- Musiciens
- Autres personnes

Le programme a déjà été présenté sur des salons ou dans des conférences où nous avons pu recueillir les impressions des gens l'ayant essayé. Le côté surprenant du résultat obtenu, sans doute parce qu'il ne correspond pas à l'idée qu'ils s'en font a priori, a rebuté certains qui ont vite abandonné. On constate ainsi qu'environ 10% à 20% d'une population grand public, comme celle rencontrée sur les salons, se désintéresse de l'outil immédiatement. Cet abandon rapide survient, bien sûr, beaucoup moins dans le cas de présentations individuelles, où les personnes ont accepté de participer à un test, et ne sont donc pas motivées que par une curiosité de circonstance.

Les enfants sont, pour la plupart, immédiatement intrigués et explorent plus volontiers le logiciel. Ils semblent avant tout attirés par le côté ludique. Le programme peut ainsi être considéré comme un jouet, voire un outil d'éveil musical.

Les réactions des musiciens sont plus mitigées, ils se sentent trop contraints par le logiciel et sont pour certains gênés par le fait de ne pas pouvoir contrôler précisément tout ce que produit le programme. Ils préfèrent naturellement l'interface clavier qu'ils maîtrisent facilement, et tentent parfois de combiner les deux interfaces, ce qui est possible bien que non prévu à l'origine. Ainsi, l'outil correspond plutôt à des non-musiciens qui trouvent un intérêt à faire facilement de la musique, qu'à des musiciens qui se confrontent très vite à ses limites.

Nous sommes aussi allés à la rencontre de

thérapeutes. Dans l'ensemble, ils se montrent enthousiastes vis-à-vis du projet. Ils envisagent plusieurs cas d'applications pour le programme. Il pourrait servir d'outil de relaxation, ou se montrer particulièrement intéressant avec les personnes ayant des déficits d'apprentissages. En effet, cette approche où aucune connaissance musicale n'est requise, permet à des patients, ayant des difficultés à apprendre l'utilisation d'un instrument classique, de participer à des séances musicales de groupe. Le résultat est plus satisfaisant qu'avec d'autres instruments où leur apport constitue parfois une gêne pour les autres du fait de son aspect clairement aléatoire.

L'outil est actuellement en test au sein d'un centre d'accueil spécialisé pour personnes handicapées et fait partie de la boîte à outils d'un musicothérapeute.

Ces rencontres et les retours obtenus permettent non seulement d'évaluer empiriquement l'outil et son adéquation à des besoins réels, mais aussi de récolter des retours permettant de le faire évoluer vers une adéquation encore meilleure. D'autres rencontres sont prévues pour essayer d'élargir le panel de testeurs. Nous espérons notamment rencontrer individuellement des personnes souffrant de handicap moteur pour recueillir leurs remarques sur les interfaces.

6. CONCLUSION

Ce prototype d'instrument de musique virtuel nous a permis de découvrir l'intérêt d'une approche informatique d'accessibilité à la création artistique. L'utilisation conjointe d'interfaces adaptées et de connaissances embarquées facilite l'accès à une pratique musicale d'un public qui ne pourrait le faire avec des instruments traditionnels.

Les premières évaluations de l'outil sont encourageantes. Elles nous ont d'ailleurs permis de préciser les perspectives d'évolution du programme. L'absence de retour graphique, bien qu'intéressant dans un premier temps pour ne pas perturber l'évaluation de l'appréciation des résultats sonores, devra être comblée dans une version finale. L'interface clavier va évoluer pour permettre de jouer des accords, ou de déclencher directement des suites de notes à l'aide d'une unique touche. Les limites musicales devraient pouvoir être étendues, pour les utilisateurs plus aguerris, et notamment la possibilité de faire varier la gamme proposée. Le choix pourrait être offert du timbre utilisé par l'instrument. L'ajout de la détection automatique du tempo est aussi prévue, pour augmenter l'adaptation automatique à l'utilisateur.

L'accompagnement automatique pourrait être étendu à d'autres instruments. Nous envisageons par

ailleurs d'inclure plus de règles musicales dans l'algorithme pour guider les fourmis, en se basant sur un autre comportement de fourmis [12].

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier toutes les personnes qui ont accepté de participer à l'évaluation de cet outil. Leurs remarques ainsi que le temps qu'elles ont bien voulu nous accorder sont précieux et nous aide à faire évoluer ce projet.

REFERENCES

- [1] S. L. Henry and the Education & Outreach Working Group (EOWG), "Introduction to web accessibility," W3C's web site, September 2005. [Online]. Available : <http://www.w3.org/WAI/intro/accessibility.php>
- [2] T. Berners-Lee, "Définition de l'accessibilité du web," Site web d'accessiweb : http://www.accessiweb.org/fr/Label_Accessibilite/, juin 1997. [Online]. Available : http://www.accessiweb.org/fr/Label_Accessibilite/
- [3] R. Clair, N. Monmarché, and M. Slimane, "Art, an accessibility issue," in *Accessible Design in the Digital World*, York, UK, 22–24 septembre 2008, p. 9.
- [4] R. Clair, N. Monmarché, and M. Slimane, "Accessible art creation tools, a generative arts application." in *12th Generative Art Conference (GA2009)*, C. Soddu, Ed., Milano, Italy, 15–17 décembre 2009, p. 9.
- [5] C. Guéret, N. Monmarché, and M. Slimane, "Ants can play music," in *Fourth International Workshop on Ant Colony Optimization and Swarm Intelligence (ANTS 2004)*, ser. *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 3172. Université Libre de Bruxelles, Belgique : Springer-Verlag, 5-8 September 2004, pp. 310–317.
- [6] N. Monmarché and R. Clair, "Des fourmis artificielles pour l'art artificiel," in *Fourmis Artificielles, des bases algorithmiques aux concepts et réalisations avancées*, ser. *Traité IC2*, N. Monmarché, F. Guinand, and P. Siarry, Eds. Hermès-Lavoisier, 2009.
- [7] E. Bonabeau, M. Dorigo, and G. Theraulaz, *Swarm Intelligence : From Natural to Artificial Systems.*, ser. *Santa Fe Institute Studies in the Sciences of Complexity*. Oxford University Press, October, 21 1999.
- [8] M. Dorigo and G. Di Caro, "Ant colony optimization : A new metaheuristic," in *Proceedings of the 1999 Congress on Evolutionary Computation (CEC 99)*, vol. 2. IEEE Press, 6–9 Juillet 1999, pp. 1470–1477.
- [9] M. Dorigo and T. Stützle, *Ant Colony Optimization*, ser. *Bradford Books*. Cambridge, USA : MIT Press, July 2004. [Online]. Available : <http://books.google.fr/books?id=aefcpY8GiEC>
- [10] R. Clair, N. Monmarché, and M. Slimane, "Interactions between an artificial colony of musical ants and an impaired human composer : towards accessible generative arts." in *XI Generative Art conference (GA2008)*, C. Soddu, Ed., Milano, Italy, 16–18 décembre 2008, p. 10.
- [11] R. Clair, N. Monmarché, and M. Slimane, "An interactive ant algorithm for real-time music accompaniment," in *Évolution Artificielle, 9th International Conference on Artificial Evolution*, Strasbourg, France, 26–28 octobre 2009, p. 12.
- [12] A. Sepchat, R. Clair, N. Monmarché, and M. Slimane, "Task division in ants for better game engines : a contribution to game accessibility for impaired players," in *Parallel Problem Solving from Nature - PPSN X*, ser. *Lecture Notes in Computer Science*, G. Rudolph, T. Jansen, S. M. Lucas, C. Poloni, and N. Beume, Eds., vol. 5199. Dortmund, Germany : Springer Berlin / Heidelberg, September 13-17 2008, p. 961–970.

ASSIST, un robot manipulateur mobile d'assistance à personnes handicapées

J. Bonnemason¹, C. Fattal², P. Fraisse³, P. Garrec¹, C. Leroux¹, Y. Perrot¹,
D. Ponsort¹, A. Verney¹

1. CEA, LIST, Interactive Robotics Laboratory

18 route du Panorama, BP6, FONTENAY AUX ROSES, F- 92265 France

Phone : +33 1 46 54 79 77 ; Fax : +33 1 46 54 89 80 ; Email julie.bonnemason@cea.fr

2. Centre mutualiste neurologique Propara, 34195 Montpellier, FRANCE

3. LIRMM, Université Montpellier II, 34392 Montpellier CEDEX 5, FRANCE

Résumé : Ce papier présente ASSIST [1], un robot manipulateur mobile d'assistance à personnes handicapées de type tétraplégique dont l'architecture mécanique des bras a été développée par le laboratoire de robotique interactive du CEA/LIST. Le cahier des charges s'appuie sur une étude du besoin clinique (effectuée par la clinique Propara). Ce robot est composé de 2 bras basés sur des technologies nouvelles et d'une plate forme mobile industrielle. Compte-tenu des performances obtenues sur le robot ABLE [2] (exosquelette de membre supérieur), le choix de la technologie employée pour les manipulateurs est le vérin à câble [7]. Cette technologie peu encombrante, hautement réversible et à forte capacité (3 kg en bout de bras) s'avère idéale pour le travail dans des environnements complexes et en présence de personnes. La commande bas niveau sera basée sur un asservissement hybride position/force et ceci sans capteur d'effort. Cette commande permettra, en plus de la sûreté de fonctionnement à proximité de personnes, un travail collaboratif des 2 bras afin de réaliser des tâches de préhension ou de manipulation complexe. Les préhenseurs choisis pour ce projet sont développés par la société TechnoConcept, ils ne seront donc pas décrits dans cet article.

I. INTRODUCTION

Le projet ANR PSIROB ASSIST a pour fin de développer un robot mobile autonome pour l'assistance à personnes handicapées de type tétraplégique. L'un des objectifs attendus est la préhension et la manipulation d'objets du quotidien. La manipulation d'objet à un bras étant limitée (objets relativement légers, de petite dimension ...), il semblait nécessaire que le robot soit pourvu de 2 bras à degrés de liberté multiples. Ceci

permettra de réaliser des tâches de préhension d'objets encombrants, plus lourds et d'effectuer des opérations complexes de vissage/dévisage par exemple. Le robot devant travailler dans un environnement à proximité humaine très prononcée, il est indispensable que le robot puisse interpréter chaque situation de potentiel danger et ainsi adopter un comportement évitant de blesser les personnes environnantes. Ceci est encore plus vrai pour les bras, éléments les plus proches de l'espace péricorporel. Nous verrons dans cet article de quelle manière sera préservée la sécurité au niveau des bras.

A. Etat de l'art

Il existe dans la littérature différents systèmes dédiés à l'assistance à personnes handicapées. On peut citer entre autres les mécanismes de type exosquelette ou manipulateur fixe qui permettent de faire bouger le bras du patient possédant des déficiences musculaires. S'inscrivent alors dans ce champ d'application le robot CASE [8] (de type exosquelette), le projet de station de travail de Seamone et Smeisser [9], le robot Spartacus développé en France [10] ou encore le robot industriel PUMA 260 [11]. D'autres projets ont également été développés afin d'élargir l'espace de travail du robot. Le premier concept consiste en l'adaptation d'un bras manipulateur sur un fauteuil roulant. L'un des pionniers dans ce domaine est le robot Manus de la société Exact Dynamics. Le robot reste à demeure du fauteuil, son espace de travail est limité à l'espace proximal du patient. La commande est effectuée à partir d'un joystick. La société KINOVA propose également un bras manipulateur JACO ultra léger adaptable facilement sur tout type de fauteuil roulant. D'autres projets [13] [14] optent pour une commande moins fastidieuse pour l'opérateur telle que la commande vocale ou la commande référencée vision. Concernant les autres solutions d'assistance, on peut également citer le projet

MoVAR qui fait partie des premiers robots mobiles. Il est composé d'un bras PUMA 260 et d'une plate forme mobile omnidirectionnelle [15]. Le robot SAM [16] composé d'une plate forme mobile MP-M470 de chez Néobotix et du bras Manus, est un exemple de système relativement complet. Il est basé sur une commande référencée vision, un système de navigation et une stratégie de préhension d'objets robuste. La société Willow Garage quant à elle commercialise le robot PR2 muni d'une plate forme mobile et de 2 bras manipulateurs. Le projet ASSIST s'inscrit plus dans ce type d'utilisation. Nous verrons par la suite en quoi il diffère des solutions existantes.

B. Positionnement

Le concept premier du robot ASSIST est un mécanisme simple capable d'effectuer une tâche autonome de saisie, de manipulation et de transport d'un objet. La seconde exigence réside dans la sûreté de fonctionnement que ce soit d'un point de vue de la commande que de la mécanique. Le Laboratoire de Robotique Interactive du CEA LIST développe depuis plusieurs années des mécanismes robotisés complexes. La majeure partie de ces systèmes a la propriété d'être à la fois réversible (effort à fournir faible si on actionne le mécanisme par la sortie) et transparent (mécanique à faible inertie et faible frottement). On parlera alors d'haptique. Plusieurs prototypes ont été développés et ont prouvé que cette propriété s'avère intéressante en particulier dans les domaines d'applications suivants : la réalité virtuelle, la téléopération, la rééducation et l'assistance à personnes handicapées. On peut citer parmi eux l'exosquelette de bras humain « ABLE » qui est à ce jour l'un des mécanismes les plus avancés dans le domaine de la rééducation [3]. Ce mécanisme (autrement appelé « orthèse ») s'appuie sur une technologie particulière (le vérin à câble) lui conférant les propriétés caractéristiques d'un système haptique. Ce système ayant fait ses preuves, il semble pertinent de s'inspirer de cette même technologie pour l'assistance à personnes handicapées. Nous verrons dans cet article le principe général de l'actionnement et son intégration dans le bras ASSIST.

II. TECHNOLOGIE D'ACTIONNEMENT

Les principaux éléments mécaniques composant la transmission sont une vis à billes, un moteur rotatif et un câble. Nous présentons ici le principe d'actionnement de ce mécanisme de manière très simplifiée. Le moteur va transmettre un mouvement de rotation à l'écrou de la vis à billes qui est en liaison pivot par rapport au bâti. On vient ensuite bloquer la rotation de la vis. La vis, qui

effectue un mouvement hélicoïdal par rapport à l'écrou, n'a pas d'autre choix que de translater. On accroche ensuite un câble entre la vis et une poulie. La traction sur le câble permet de mettre en rotation la poulie autour de son axe dans un sens. Il faudrait tirer dans l'autre sens pour initier le mouvement inverse. Un deuxième brin de câble est alors accroché entre la vis et la poulie afin d'animer le second sens de rotation. On crée ainsi un mouvement de rotation bilatéral. La Figure 1 schématise le principe d'actionnement de la transmission. La solution technique telle que décrite ne présente pas l'intégralité des éléments de conception nécessaires au bon fonctionnement du mécanisme. Il ne s'agit que d'un principe général. L'article [2] décrit de manière plus détaillée les différents aspects de conception (issu du brevet [6]).

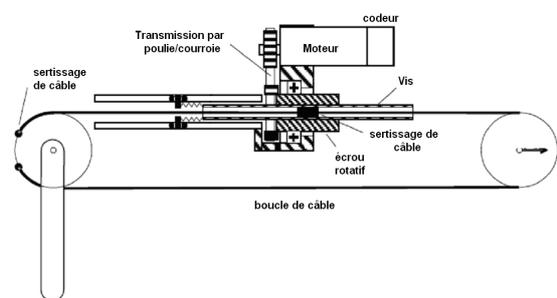


Figure 1: le vérin à câble

Dans le cadre du projet ASSIST, il est indispensable de surveiller les efforts appliqués sur le bras afin d'éviter toutes situations de mise en danger de l'opérateur ou de son environnement proche. L'actionneur tel que décrit ci-dessus est complètement réversible. C'est-à-dire, que l'on peut l'actionner soit par l'entrée (moteur) soit par la sortie (poulie articulaire) et ceci grâce à ses composants hautement réversibles et à haut rendement. Ainsi, en manipulant le mécanisme par la sortie, le mouvement va se répercuter sur le moteur et l'entraîner en rotation. On peut alors mesurer le courant au niveau du moteur. Cette valeur est une image directe de l'effort appliqué au niveau de l'articulation. On peut alors se servir de cette information pour commander en effort le robot. Généralement pour les mécanismes irréversibles, la mesure de l'effort est faite par l'intermédiaire de capteurs. Ces capteurs sont soit positionnés sur chaque articulation (couplemètres) (solution adoptée par le robot DLR LWR) soit en bout de bras (capteur 6 axes). Les inconvénients des couplemètres sont l'encombrement, la multiplication des fils à ramener à la baie de commande ainsi que les problèmes de dérives et de calibration. Les inconvénients des capteurs 6 axes sont le prix et l'impossibilité à détecter la zone d'interférence avec le

robot en amont du capteur. On ne sait pas quel segment est en contact avec un élément extérieur (main, bras ou avant-bras). Pour le robot ASSIST, on se sert des moteurs à la fois comme actionneurs et comme capteurs. Une mesure de l'effort sur chaque axe permet de mieux détecter la collision et d'adopter une stratégie plus adaptée aux configurations problématiques. Cette particularité rend le mécanisme plus sûr car on peut vérifier continuellement les efforts mis en jeu au sein des bras. L'actionnement du robot se faisant par câble, le robot est flexible. A l'impact, une partie de l'énergie sera absorbée par les câbles rajoutant ainsi de la sécurité au niveau des bras. Cette flexibilité sera compensée par la vision (méthode de commande du robot complet). Un modèle flexible pourra également être implémenté afin de diminuer ce phénomène. Les actionneurs sont également équipés de codeur au niveau du moteur. La résolution de ces capteurs ainsi que les réductions des transmissions offrent une résolution minimum de 6.10^{-3}° sur chaque axe. Les différentes technologies décrites ici permettent donc d'effectuer une commande hybride position/force de manière relativement précise.

III. LE ROBOT

D'un point de vue purement cinématique, il semblait intéressant que le bras adopte un comportement proche du bras humain. Ceci permet à l'utilisateur de prédire de manière naturelle le comportement du robot et d'en identifier les incohérences si elles devaient apparaître. Voici de manière très simplifiée le comportement du bras humain. Le bras est relié au torse par une liaison rotule (rotations possibles dans toutes les directions) par le biais de l'épaule. Le coude permet une rotation de l'avant-bras (liaison pivot). La main, quant à elle, transite par le poignet et peut tourner dans toutes les directions également (liaison rotule). On constate alors de manière très simplifiée que le bras humain possède 7 degrés de liberté (3 rotations de l'épaule + 1 rotation du coude + 3 rotations du poignet).

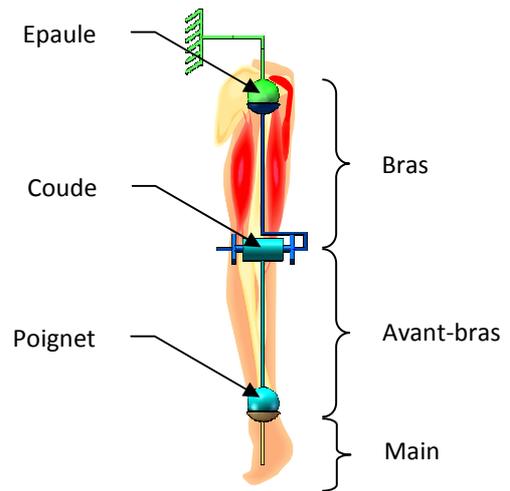


Figure 2: Cinématique simplifiée du bras humain

Les bras du robot ASSIST possèdent donc une architecture série à 7 degrés de liberté. Chaque bras doit soulever un poids de 3 kg (1 kg pour le préhenseur + 2 kg de charge) en fonctionnement nominal. Ils possèdent également 2 segments principaux « bras » et « avant-bras ». Une main (préhenseur développé par la société TechnoConcept) viendra s'accrocher en extrémité de bras. Chaque mouvement de rotation est actionné par le système « vérin à câble » décrit dans le paragraphe ci-dessus. La Figure 3 illustre l'architecture globale du robot.

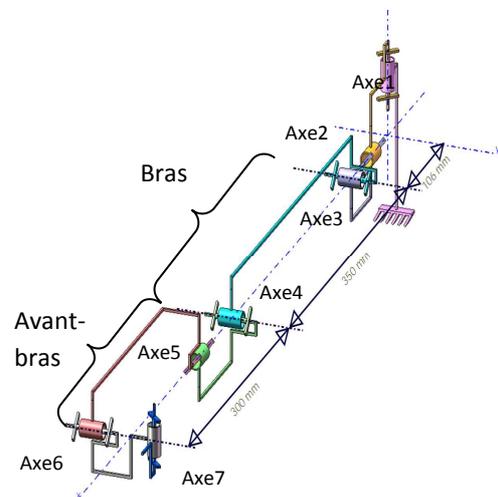


Figure 3: Cinématique du bras ASSIST

Le vérin à câble est en accord avec une cinématique anthropomorphe. En effet, l'orientation du moteur par rapport à l'actionneur permet une intégration complète du

bloc dans les segments « bras » et « avant-bras » et ceci de manière discrète et esthétique.

Un système d'élévation permet d'augmenter l'espace de travail. Il se situe entre les épaules et la plate forme mobile. La main peut ainsi atteindre des objets situés entre le sol et une hauteur de 1350mm.

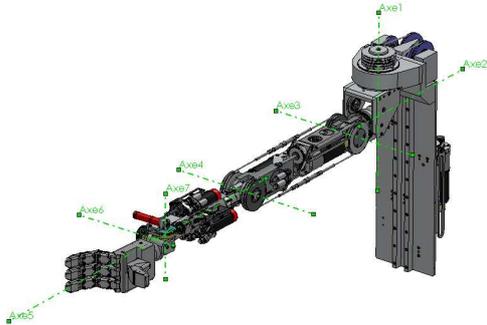


Figure 4 : Conception du bras

De plus, le fait d'embarquer les moteurs au plus près des axes présente l'avantage d'augmenter la raideur de transmission malgré la transmission par câble. De cette manière, la transmission se fait directement par l'intermédiaire d'éléments de transmission relativement courts ce qui n'est pas le cas des mécanismes à actionnement déporté. En effet, dans ce type de mécanismes la transmission transite dans des éléments de type courroie ou câbles. Ceci implique un inconvénient majeur d'élasticité en bout de bras. Plus la longueur des éléments est grande et plus la raideur diminue et par conséquent la déformation du robot est importante. Un autre avantage d'intégrer les moteurs à proximité de l'axe est la limitation du nombre de couplages. La notion de couplage consiste en la traversée d'un axe afin d'atteindre celui situé en aval. Il est difficile d'effectuer cette opération sans créer d'interdépendance entre les 2 axes. En général, le mouvement de l'axe aval se fait en combinant les mouvements des 2 actionneurs en question. Ceci est valable également en termes d'effort. Pour un robot à 7 degrés de liberté à axes déportés, le deuxième axe est couplé au premier et ainsi de suite pour tous les autres axes. La commande devient alors très compliquée. La conception du bras ASSIST a été faite de manière à limiter le nombre de couplages mécaniques, d'où la nécessité d'embarquer les actionneurs dans les segments. La répartition des actionneurs sur le bras se fait de la manière suivante. Les axes 1 et 2 sont situés dans la base fixe. Ils permettent d'animer 2 rotations de l'épaule. L'axe 3 quant à lui est embarqué dans le segment « bras » avec l'axe 4. Ils permettent d'animer la dernière rotation de l'épaule et le coude. Les axes 5, 6 et 7 sont embarqués

dans le module « avant-bras » et reproduisent les mouvements du poignet. Compte-tenu du nombre de degrés de liberté et de segments du robot, on peut s'apercevoir que le couplage est inévitable. Le robot possède donc 2 axes couplés : l'axe 2 avec l'axe 1 et l'axe 7 avec l'axe 6. La

Figure 5 et la Figure 6 sont les représentations matricielles de la transmission et des efforts statiques telles que définies dans le projet ASSIST (Vm_i correspondant aux vitesses moteurs de l'axe i , Va_i aux vitesses articulaires, Cm_i aux Couples moteurs et Ca_i aux couples articulaires). Les termes non diagonaux et non nuls soulignent le couplage existant entre les axes 1 et 2 et les axes 6 et 7.

$$\begin{bmatrix} Vm_1 \\ Vm_2 \\ Vm_3 \\ Vm_4 \\ Vm_5 \\ Vm_6 \\ Vm_7 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 238 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 238 & 238 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 238 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 95 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 64 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 82 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 82 & 82 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Va_1 \\ Va_2 \\ Va_3 \\ Va_4 \\ Va_5 \\ Va_6 \\ Va_7 \end{bmatrix}$$

Figure 5: Matrice de transmission

$$\begin{bmatrix} Cm_1 \\ Cm_2 \\ Cm_3 \\ Cm_4 \\ Cm_5 \\ Cm_6 \\ Cm_7 \end{bmatrix} = 10^3 \begin{bmatrix} 4 & -4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 4 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 10 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 15 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 12 & -12 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 12 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} Ca_1 \\ Ca_2 \\ Ca_3 \\ Ca_4 \\ Ca_5 \\ Ca_6 \\ Ca_7 \end{bmatrix}$$

Figure 6 : Matrice d'effort

Une manière simple de réaliser une liaison rotule en robotique est de réaliser 3 liaisons pivots successives à axes perpendiculaires. Les axes de ces 3 liaisons pivots doivent se croiser en un point d'intersection qui est le centre de la rotule. Comme on peut le remarquer sur la Figure 3, les pivots de l'épaule et du poignet ne se croisent pas en un point, les rotules ne sont donc pas parfaites. Ces décalages ont été créés pour des questions d'intégration afin de maximiser les débattements des articulations. Compte-tenu de la faible valeur de décalage, cela ne change rien au fonctionnement du robot. Le Tableau 1 résume les capacités du bras.

	Débattem ent articulaire	Couple articulaire	Vitesse articulaire
Axe		47.89	
1	176°	N.m	170 °/s
Axe		47.89	
2	123°	N.m	170 °/s
Axe		47.89	
3	176°	N.m	170 °/s
Axe		19.24	
4	176°	N.m	470 °/s
Axe		6.09	
5	180°	N.m	787 °/s
Axe		7.71	
6	90°	N.m	621 °/s
Axe		7.71	
7	60°	N.m	621 °/s

Tableau 1: Performances mécaniques du bras

IV. CONCLUSION

Un prototype de bras est actuellement en cours de montage. Il permettra de valider les concepts exprimés dans cet article. Deux autres bras identiques seront par la suite rapidement fabriqués et installés sur la plate forme mobile. Le robot devrait être mécaniquement disponible pour la fin d'année 2010 (voir

Figure 7). Les partenaires (LIRMM, LAAS, L2E) installeront dans un même temps les algorithmes de commande rendant le système autonome, intelligent et encore plus sûr. Les premiers essais cliniques sont prévus pour 2012.



Figure 7 : Robot ASSIST

V. BIBLIOGRAPHIE

- [1] <http://www.lirmm.fr/~fraisie/ASSIST/>, projet ANR PSIROB
- [2] P. Garrec, J.P. Friconneau, Y. Measson, Y. Perrot, ABLE, an Innovative Transparent Exoskeleton for the Upper-Limb, IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2008.
- [3] Jarrasse, N. Robertson, J. Garrec, P. Paik, J. Pasqui, V. Perrot, Y. Roby-Brami, A. Wang, D. Morel, G. Design and acceptability assessment of a new reversible orthosis , Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on. Pages 1933-1939.
- [4] Garrec. P, Martins J.P, Friconneau, « A new Technology for Portable Exoskeletons », AMSE 2004 – Vol. 65 n° 7/8, pp 13-22.
- [5] Garrec. P, Martins J.P, Friconneau, « Une nouvelle technologie d'orthèse portable », Proceedings of Handicap 2004, pp 170-175 – Paris, France, juin 2004.
- [6] Garrec P., Brevet européen: « Transmission à vis, écrou et câble attaché à la vis » - EUR 01938347.0-2421-FR0101630 (Transmission by screw, nut and cable attached by a screw)
- [7] Garrec, J.P. Friconneau, F. Louveau, « Virtuose 6D: A new force-control master arm using innovative ball-screw actuators », in Proceedings of ISIR 35th International Symposium in Robotics, Paris, March 2004
- [8] Y. Kim and A.M. Cook, « Manipulation and Mobility Aids ». Electronic Devices for Rehabilitation. (J.G. Webstare et al, Eds) London, Chapman and Hall (1985).
- [9] W. Seamone, G. Schmeisser, « Evaluation of the JHU/APL Robot Arm Workstation. », Interactive Robotic Aid. World Rehabilitation Fund Monograph, #37 (R. Foulds Ed.) New York (1986).
- [10] H.H. Kwee et al. « First Experimentation of the Spartacus Telethis in a Clinical Environment. », paraplegia 21:275 (1983).
- [11] M. Van der Loos et al. « Design and Evaluation of a Vocational Desktop Robot», Proc. Resna 12th Annual Conf., New Orleans, (1989).
- [12] H.H. Kwee, et al. « The MANUS Wheelchair-Borne Manipulator: System Review and First Results. » Proc. IARP Workshop on Domestic and Medical & Healthcare Robotics, Newcastle, (1989).
- [13] H. Heck, M. Larsson, C. Bühler, and G. Bolmsjö. Development of a speech control system for the manus manipulator. In AAATE, pages 297–301, Düsseldorf, Allemagne, 1999.
- [14] Z. Kazi, M. Beitler, M. Salganicoff, S. Chen, D. Chester, and R. Foulds. Intelligent telerobotic assistant for people with disabilities. In SPIE Telemanipulator and Telepresence Technologies II, volume 2590, pages 120–130, Orlando, USA, Avr. 1995.
- [15] M. Van der Loos et al.. « Design of fan Omnidirectional Mobile Robots as a manipulation Aid for a Severely Disabled», Interactive Robotic Aids. World Rehabilitation Fund Monograph #37 (R. Foulds Ed.) New York, (1986).
- [16] Remazeilles A.; Leroux C.; Chalubert G. « SAM : un majordome au service des personnes à mobilité réduite - description de la fonction de saisie à distance » 5e Conférence HANDICAP - 2008, 10/06/2008-12/06/2008, Paris, France

Réalisation d'un logiciel de soutien à la mémoire pour les personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer au premier stade.

Destin Valéria, Pex Aurore (*)
Master Technologie et Handicap
Laboratoire THIM – Université Paris 8
2 rue de la Liberté 93526 St Denis
valeria.destin@hotmail.fr, aurore.pex@gmail.com

Résumé : Notre projet s'inscrit dans le cadre du Master "Technologie et Handicap", réalisé à l'Université Paris 8. Afin de répondre aux exigences du plan Alzheimer 2008-2012, nous avons créé une application destinée à faciliter le quotidien des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer au premier stade. L'application MemAlz sert de soutien et de stimulation à la mémoire. Elle dispose d'un agenda (équipé d'une alarme pour le rappel des rendez-vous), d'un répertoire, et d'autres fonctionnalités qui viennent soutenir au quotidien la mémoire de la personne malade. L'application a été conçue dans une logique de simplicité : le but étant que son utilisation ne demande pas un trop gros effort cognitif. Elle a été testée sur un petit échantillon de personnes présentant des troubles cognitifs.

Mots clés : Maladie d'Alzheimer, Application, Support cognitif, Stimulation cognitive, PDA (Assistant Personnel Numérique)

PREAMBULE

On estime à environ 850 000 le nombre de personnes atteintes d'Alzheimer en France. Actuellement, quelques médicaments peuvent apparemment retarder l'évolution de la maladie en atténuant les pertes de mémoires, du langage et du raisonnement. La prise en charge par la stimulation cognitive des personnes atteintes de démence semble apporter une amélioration significative en terme de maintien d'un minimum d'autonomie et entraîne un retentissement positif sur l'humeur et le comportement de ces personnes [1]. Il est cependant nécessaire que la stimulation ne soit pas interrompue.

(*) Nous remercions J Serdin et Y Poureau pour leur collaboration à ce projet, ainsi que P Pousset et J Lopez Krahe pour leur encadrement.

De nombreux débats s'articulent autour des enjeux psychosociaux liés à l'usage des nouvelles technologies pour les personnes âgées. Ces discussions aboutissent de manière générale sur les atouts des dispositifs quant à l'amélioration de la qualité de vie de ces personnes mais aussi sur les effets néfastes quant au maintien de leur intégrité psychique et sociale [2].

Le projet s'intègre dans le plan Alzheimer 2008-2012 [4] et s'appuie sur les recommandations de la HAS pour la maladie d'Alzheimer [5]. On relève dans ses recommandations, au moins une nécessité : amélioration de la qualité de vie des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer et de leurs aidants. Nous souhaitons pouvoir intervenir spécifiquement sur le maintien des ressources cognitives résiduelles et sur le renforcement des automatismes.

I. ETAT DE L'ART

I. 1 Stimulation et soutien cognitifs

Un logiciel de stimulation cognitive a été testé auprès de personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer [3]. Tous les utilisateurs ayant participé aux tests n'ont pas réussi à terminer l'évaluation, mais ceux qui l'ont terminée « acquièrent progressivement une relative autonomie dans l'utilisation de l'interface » [3]. Une autre équipe a évalué l'efficacité de l'entraînement de la mémoire et de l'attention au travers du logiciel Mémo-Technik [7]. Les résultats montrent qu'un entraînement de trois mois permet d'améliorer les capacités cognitives entraînées. L'altération des capacités cognitives ont un retentissement dans la vie quotidienne de la personne atteinte de la maladie d'Alzheimer, et elle doit être aidée ou supervisée au moins pour les activités les plus élaborées. En plus de cette perte d'autonomie, les malades souffrent « d'un sentiment profond d'insécurité, une perte d'estime de soi » [1]. Ainsi nous utilisons la stimulation cognitive au travers d'exercices qui permettent d'apprendre l'utilisation de l'application, afin de participer au maintien des potentialités cognitives des personnes malades aussi longtemps que possible.

I. 2 Importance des TIC

Les personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer ont des capacités de mémoire et d'attention réduites qui nécessitent des efforts supérieurs dans la vie de tous les jours. Il faut alors que la charge cognitive soit minimisée lors d'interactions homme-machine. A l'inverse, en informatique, par exemple, l'accès à une information nécessite souvent plusieurs étapes et la mémorisation d'un grand nombre d'éléments mineurs. Un nombre trop important de choix peut désorienter les personnes. Elles peuvent avoir : des réactions plus lentes face aux instructions, besoin de plus d'indices pour se repérer et d'une interface avec des éléments familiers. Ce dernier facteur psychologique, s'il n'est pas pris en compte, peut être à l'origine d'un refus d'utilisation des technologies [8].

Une étude a été faite sur le rapport entre les personnes âgées et les technologies [8]. Il s'agissait de mettre en avant le débat autour de la question de la possibilité d'adaptation des personnes âgées aux nouvelles technologies. Certains pensent que cette génération, ayant vécu les Trentes Glorieuses, a la capacité d'évoluer aisément avec son temps. Elles n'auront donc aucun souci pour s'adapter aux évolutions et pour utiliser des outils technologiques. D'autres soulignent, au contraire, que les nouveaux outils technologiques (magnétoscope, ordinateur, etc.) sont moins utilisés par les personnes âgées. D'autres encore sont plus radicaux lorsqu'ils disent que « le vieillissement se traduit inéluctablement par une diminution des capacités d'adaptation ».

Sur la base d'une revue de question, d'autres auteurs s'interrogent sur les enjeux psychosociaux liés à l'usage des nouvelles technologies pour les personnes âgées [2]. Cette discussion aboutit sur les atouts des dispositifs quant à l'amélioration de la qualité de vie de ces personnes mais aussi sur les effets néfastes quant au maintien de leur intégrité psychique et sociale. Cet article apporte aussi une réflexion sur les risques de dépendance générés par les aides techniques et sur les risques d'un renforcement de la stigmatisation par la construction d'un nouveau profil : « la personne âgée assistée techniquement ».

Parallèlement à ces constats, les Technologies de l'Information et de la Communication peuvent être bien accueillies par les personnes âgées. Elles peuvent leur permettre de rester actives, d'échanger avec leurs proches et de renforcer le lien intergénérationnel.

Ces études mériteraient d'être étayées par des études spécifiquement axées sur les malades d'Alzheimer.

I. 3 Les outils existants

MEMX, de la société MEM-X Diffusion est un aide mémoire vocal conçu pour pallier de fréquentes pertes de mémoire. Cet outil répond aux besoins des personnes âgées et des personnes malades d'Alzheimer qui ont un minimum d'autonomie. Il s'inscrit dans la prise en charge de la maladie et des troubles de la mémoire des personnes âgées. Il s'agit d'un appareil mobile de la taille d'un téléphone qui rappelle aux personnes malades, tout au long de la journée, les différentes tâches qu'elles ont à effectuer. Quand il sonne, la personne appuie simplement sur l'unique bouton existant et les messages enregistrés par une voix familière s'exécutent. La programmation se veut simple, ainsi que l'utilisation.

Un téléphone simplifié destiné aux personnes atteintes de maladies dégénératives telles qu'Alzheimer a été inventé par la firme suédoise Doro. Le HandlePlus 324gsm comporte cinq grosses touches numérotées auxquelles on assigne les numéros des proches de l'utilisateur. La société Géocalise propose avec cet appareil un service de géolocalisation par triangulation en cas de disparition de son porteur.

Magui est outil de communication conçu par la société Simplistay. Il est principalement utilisé au sein des maisons de retraite pour générer des mouvements « dynamiques et fédérateurs ». Il s'agit d'un écran plat sans souris, ni clavier, ni unité centrale. Une simple voix naturelle guide les utilisateurs qui appuient sur l'écran tactile. Les couleurs, les formes et les tailles des boutons ont été choisies par les personnes âgées. Cet outil se veut ergonomique et répond au besoin des personnes âgées de communiquer avec leur entourage et d'être autonome. « Il suffit de toucher la photo du proche que l'on veut appeler pour être mis automatiquement et immédiatement en relation avec lui ».

La société française eMedicis, propose Temo, un petit compagnon de veille « intelligent ». Cet outil mobile dédié au bien être des personnes âgées a pour but de maintenir de façon simple le contact avec leurs proches à tout moment et n'importe où. Il offre aux utilisateurs un service qui permet de signaler l'absence d'activité physique si aucun mouvement n'est détecté pendant une période de douze heures.

Depuis une dizaine d'années, des projets ont été réfléchis pour pouvoir adapter les Technologies de l'Information et de la Communication émergentes aux personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer. Le projet Tandem est un projet d'aide informatisée à domicile pour l'accompagnement de la maladie d'Alzheimer. « Une partie du développement technique et du déploiement de ce projet, piloté par le Groupe Hospitalier Broca (Paris 13^e), a été confiée à des enseignants-chercheurs du Groupe ESIEE (École Supérieure d'Ingénieurs en Électronique et Électrotechnique) ». Le but du système interactif de vidéoconférence est de permettre au patient et à son entourage de reproduire les exercices de stimulation cognitive habituellement effectués en milieu hospitalier sans rompre avec les liens sociaux. Il offre aussi un suivi continu d'aide à la vie quotidienne (prise de médicaments, agenda, etc.) et à la détection automatique de certaines situations à risques grâce à des capteurs portés par le patient.

II. NOTRE APPLICATION MEMALZ

Pour ce projet, nous avons conçu une application qui soit utilisable par des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer au premier stade, appelé stade léger. Les symptômes s'expriment par des changements d'humeur, la perte des souvenirs récents, des distractions mineures qui s'accroissent et un déficit du langage (oublis de mots).

L'application MemAlz sert de soutien et de stimulation à la mémoire. Nous avons dû concevoir une interface homme-machine spécifique qui s'adapte du point de vue ergonomique aux besoins de l'utilisateur. Elle dispose d'un agenda, d'un répertoire, et d'autres fonctionnalités qui viennent soutenir au quotidien la mémoire de la personne malade. L'application a été conçue dans une logique de simplicité. Elle a été testée sur un petit échantillon de personnes présentant des troubles cognitifs.



Fig. 1 : Menu

Voici les cinq fonctionnalités de MemAlz qui ont pour objectif commun de pallier aux troubles de la mémoire des personnes Alzheimer :

- Agenda

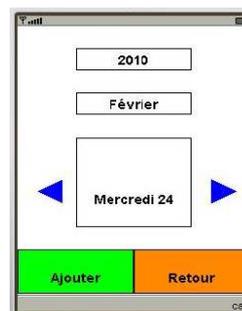


Fig. 2 : Agenda

Il permet à l'utilisateur d'organiser ses journées, de planifier des rendez-vous, d'enregistrer des rappels des événements tels que la prise de médicament. Des flèches permettent d'avancer au jour suivant ou de revenir au jour précédent. Il est possible aussi de faire défiler les mois en appuyant sur le bouton réservé aux mois. L'utilisateur peut programmer une alarme pour lui rappeler qu'il a quelque chose à faire immédiatement ou dans un temps donné, en fonction du pré-enregistrement de l'alarme. L'utilisateur peut ainsi se projeter et organiser ses journées de façon plus sereine.

- Carte d'identité

Cette fonctionnalité regroupe des informations importantes concernant l'utilisateur tel que Nom, Prénom, Adresse, Code maison, Téléphone d'urgence et Autres. Elle facilitera son identification en cas de problème.

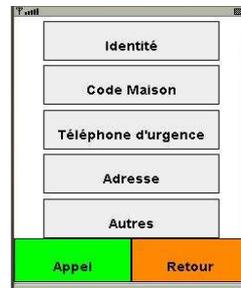


Fig. 3 : Identité

- Répertoire

Le répertoire permet à l'utilisateur d'avoir à sa disposition les informations principales concernant ses contacts (Nom, Prénom, Détails). Il est possible d'assigner à chacun des contacts une photo, par exemple, la photo du médecin traitant (avec son consentement). Cette fonctionnalité permet aussi à l'utilisateur d'appeler son contact à l'aide du bouton « Appel ».

L'application peut être utilisée avec un écran tactile en parallèle d'un clavier physique et/ou virtuel.

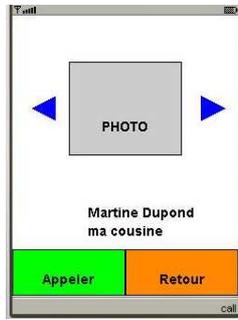


Fig. 4 : Répertoire



Fig. 6 : Journée



Fig. 7 : Alarme

- Jeux

Il s'agit d'un jeu d'apprentissage de l'utilisation de MemAlz qui fait appel à la mémoire de l'utilisateur.

- Liste

Plusieurs listes préenregistrées sont proposées à l'utilisateur pour lui permettre de ne pas oublier d'éléments dans un contexte précis. Par exemple, s'il sort de chez lui, il doit penser à prendre ses clés, fermer le gaz etc. Ces listes sont modifiables par l'utilisateur en fonction de ses besoins et de ses activités. Il peut aussi en créer de nouvelles.

III. LA REALISATION

L'application se destinant à être embarquée, c'est-à-dire mobile, nous utilisons le langage de programmation J2ME (Java 2 Micro Edition pour les technologies mobiles). J2ME est un langage objet. Tous les objets qui appartiennent à l'application sont définis par des classes qui possèdent des propriétés. Les objets sont principalement des écrans et des composants de base comme les boutons. Tout ceci constitue l'interface avec l'utilisateur.

Afin de pouvoir conserver des données telles que les contacts ou les rendez-vous, nous avons besoin de gérer des « record store » qui sont des listes dites persistantes puisqu'elles restent en mémoire sur le PDA. L'appel de ces éléments est réalisé en J2ME. Nous avons réalisé la majorité des tests unitaires sur des Smartphones Qtek 9100 qui ont été programmés à cet effet. Leur système d'exploitation est Windows Mobile™ Version 5.0.

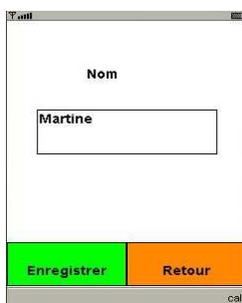


Fig. 5 : Champ de saisie

L'application peut être utilisée avec un écran tactile en parallèle d'un clavier physique et/ou virtuel.

Au niveau de la cinématique, chaque bouton du menu (figure 1) est associé à l'une des cinq fonctionnalités. Ces dernières sont composées de divers écrans.

Dans chacun des écrans, il existe un bouton orange qui permet de retourner à l'écran précédent, et un bouton vert qui permet de réaliser une action.

L'interface principale du répertoire (figure 4) comporte une photo du contact sélectionné et des flèches qui permettent de naviguer entre les contacts. Pour ajouter un contact, il suffit de sélectionner le contact vide. Le bouton « Appeler » permet de téléphoner au contact sélectionné. Lors de l'ajout de contact, l'utilisateur entre des informations dans des champs de saisie (figure 5).

Lorsqu'il arrive sur l'agenda, l'utilisateur voit une interface partagée en trois parties : l'année, le mois et le jour (figure 2). Il est possible de naviguer entre les jours grâce aux flèches. Pour les mois, il faut appuyer dessus pour les faire défiler. L'utilisateur peut enregistrer un rendez-vous en appuyant sur « Ajouter ». Il doit alors sélectionner le moment de la journée (figure 6). La tranche horaire, les détails du rendez-vous et l'alarme qu'il veut activer (figure 7).

Cinq listes (figure 8) dont quatre prédéfinies sont proposées à l'utilisateur. Il a la possibilité d'en modifier les titres et les éléments. Lorsqu'il accomplit une suite d'actions, il coche les différents éléments de la liste concernée (figure 9).



Fig. 8 : Listes



Fig. 9 : Eléments

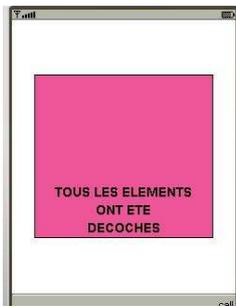


Fig. 10 : Confirmation

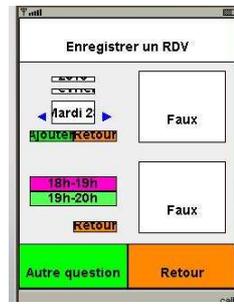


Fig. 11 : Jeux

Une fois l'ensemble des éléments cochés, une fenêtre apparaît pendant 1500 ms pour indiquer que tout a été annoté (figure 10). La liste est alors remise à zéro.

L'interface de la carte d'identité (figure 3) est composée de cinq boutons qui amènent à des champs de saisie à remplir avec les informations personnelles de l'utilisateur.

L'interface Jeux (figure 11) est divisée en deux parties. Elle est destinée à apprendre de manière ludique l'utilisation du système et peut être élargie plus tard avec d'autres jeux d'entraînement cognitif. La partie supérieure de l'écran contient un texte [texte]. Le but est de répondre à la question : « Quelle est l'interface qui permet de [texte] ? ». Les questions apparaissent aléatoirement. En dessous, on trouve les réponses proposées, il s'agit d'interfaces propres à l'application. Lorsque l'utilisateur appuie sur une mauvaise réponse, il voit l'interface s'effacer pour laisser apparaître le mot « Faux ».

Si la réponse est bonne, une fenêtre d'encouragement apparaît durant 1500 ms pour la confirmer (figure 12).

Chacune des actions qui nécessitent une confirmation est suivie d'une fenêtre de confirmation. (figure 13).

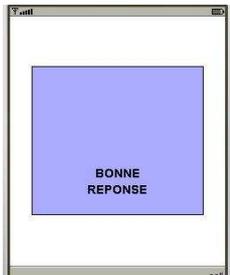


Fig. 12 : Confirmation

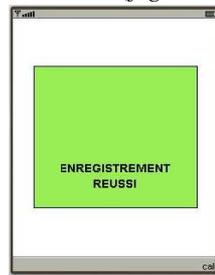


Fig. 13 : Confirmation d'enregistrement

IV. LES ELEMENTS NON REALISES

Certains points que nous avons annoncés dans le cahier des charges n'ont pas pu être réalisés :

- Les fonctions qui déclenchent l'appareil photo et les fonctions de gestion des photos.
- Les numéros de téléphones des contacts ne peuvent pas être modifiés.

- Lors de la programmation d'un rendez-vous, l'alarme ne se déclenche pas.
- Aucune alarme répétitive n'est proposée, l'utilisateur ne peut donc pas programmer la prise de rendez-vous quotidienne qui aurait été utile pour les médicaments par exemple.
- Au niveau des listes, nous aurions voulu programmer un défilement pour disposer d'un plus grand nombre d'éléments. De plus la différence entre case cochée et case décochée ne persiste pas lorsque l'on quitte l'application.
- La fonctionnalité « Jeux » n'a pas pu être correctement terminée. Sa présentation n'est pas ergonomique et peu claire. Elle est inutilisable, selon nous, par des personnes avec un trouble cognitif. De plus, elle contient seulement cinq questions alors que nous envisagions d'en faire plus.
- Il n'y a pas de mode d'emploi dans l'application, l'utilisateur devra donc se référer au guide d'utilisation.

V. LES TESTS UTILISATEURS

Avec la collaboration du Professeur Rigaud, nous avons effectué nos tests utilisateurs à l'hôpital Broca (Paris 13^e) auprès de personnes présentant des troubles cognitifs légers et qui ont obtenu un score dans le test de Folstein MMS (Mini-Mental State, test de référence dans le dépistage des démences) variant entre 27 et 30. [6]

Au travers des tests, nous souhaitons évaluer l'utilisabilité du produit en prenant en compte les critères objectifs définis par la norme ISO 9241-11. « Un logiciel est utilisable lorsque l'utilisateur peut réaliser sa tâche (efficacité), qu'il consomme un minimum de ressources pour le faire (efficacité) et que le système agréable à utiliser (satisfaction) ».

Les évaluations se sont déroulées en deux étapes : une phase d'apprentissage suivie d'une phase d'utilisation. Les fonctions ont été testées successivement selon ce modèle. Durant la phase d'apprentissage, l'observateur expliquait l'utilité de chacune des fonctions, les différentes tâches possibles, puis les étapes à suivre pour réaliser une tâche. Après chaque tâche réalisée par l'observateur, celui-ci s'assurait que la séquence avait été comprise par l'utilisateur. Durant la phase d'utilisation, l'observateur confiait à l'utilisateur le soin de réaliser des scénarios d'utilisation. L'observateur notait les erreurs, les hésitations, les réussites, les remarques faites par l'utilisateur durant sa manipulation du dispositif et le temps mis à réaliser chaque tâche. Ensuite, l'utilisateur pouvait remplir un questionnaire sociométrique et un questionnaire concernant son ressenti par rapport à

l'application : son utilité et sa manipulation.

Ainsi nous avons pu identifier concrètement les problèmes et relever les questions posées par les utilisateurs et les fonctionnalités qui ont été appréciées ou non. Malheureusement, le nombre d'utilisateurs ayant participé à l'évaluation étant trop restreint, (il s'élève à cinq utilisateurs) nous ne pouvons pas tirer de conclusions significatives.

VI. LES SUGGESTIONS DES UTILISATEURS

Voici une liste des propositions d'améliorations faites par les utilisateurs pour chacune des fonctionnalités :

Répertoire

- Mettre les photos des contacts par ordre de priorité

Agenda

- Pouvoir changer l'année en appuyant dessus
- Si des flèches sont utilisées pour les jours, il faut aussi en mettre pour les mois et les années
- Actuellement, il faut se souvenir de la date du rendez-vous pour le consulter, ce qui est un problème
- Proposer une distinction entre les jours avec et sans rendez-vous

Liste

- Organiser les éléments des listes selon l'ordre dans lequel ils seront concrètement réalisés. Cette remarque a été prise en compte suite aux tests.

Carte d'identité

- Ne pas proposer l'entrée d'informations trop confidentielles.

VII. CONCLUSION

MemAlz est une application destinée à améliorer la qualité de vie des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer à un stade léger. Elle est conçue pour pallier les troubles de la mémoire générés par la maladie, notamment en favorisant les échanges avec leur entourage.

Le travail sur l'utilisabilité de l'application et les résultats des tests utilisateurs ont orienté notre travail vers l'adéquation entre les fonctionnalités proposées et les besoins spécifiques des malades.

Faute de compétences et de temps, le logiciel s'est limité à la réalisation des fonctions les plus indispensables. D'autres fonctionnalités telles que la programmation de rendez-vous quotidiens, devront être prises en compte prioritairement en vue d'une amélioration de son utilisation fonctionnelle.

Enfin, pour une utilisation optimale de l'application, il est nécessaire de l'intégrer dans un PDA ou un téléphone simple d'utilisation. De manière générale, le produit proposé à un utilisateur doit être adapté et aucun obstacle ne doit entraver sa manipulation.

Afin d'élargir la cible des utilisateurs, MemAlz pourrait être adapté pour des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer à des stades plus avancés. Une personne qui commence à l'utiliser au début de sa maladie pourrait ne pas vouloir s'en séparer. Dans ce cas, le produit devra disposer d'une autre version, plus simple d'utilisation et adaptée aux nouveaux symptômes propres aux différents stades de la maladie. Il faudrait alors repenser l'ergonomie du produit et séparer l'interface programmation pour l'aidant de l'interface utilisation pour le malade.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] S. Schoenenburg, « Intérêt de la stimulation cognitive et psychosociale dans la prise en charge des personnes âgées démentes institutionnalisées. » In Soins Gérontologie : pratique quotidienne, n°48, 2004
- [2] Bobillier Chaumon M.-E et Oprea Ciobanu R. « Les nouvelles technologies au service des personnes âgées : entre promesses et interrogations – Une revue de questions. » In *Psychologie Française*, Volume 54, Issue 3, 2009, pp 271-285
- [3] M. Boulay, M. Pino, V. Faucounau, YH. Wu, AS. Rigaud; Hôpital Broca, « Evaluation de l'utilisabilité d'un logiciel de stimulation cognitive auprès des personnes atteintes de la maladie de la maladie d'Alzheimer. » accessible par : <http://www.gerontechnologie.net/wp-content/sftag/2.pdf> (dernière visite le 19 février 2010)
- [4] Plan Alzheimer 2008-2012, accessible via l'adresse : www.plan-alzheimer.gouv.fr/
- [5] Haute Autorité De Santé, Diagnostic et prise en charge de la maladie d'Alzheimer et des maladies apparentées, Recommandation, Service des bonnes pratiques professionnelles, accessible via www.has-sante.fr 2008 (dernière visite le 19 février 2010)
- [6] MF Folstein, SE Folstein, PR McHugh, *Mini-mental state : a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician*, J Psychiatr Res, 1975;12:189-198
- [7] C. HERRERA, C. TOUZET et B. ALESCIOLAUTIER Université de Provence, UMRCNRS 6149, Pôle Cerveau, Comportement, Cognition, Laboratoire de Neurosciences Intégratives et Adaptatives, « Stimulation Cognitive et Prévention » accessible par : http://www.memotechnik.fr/Local/memotechnik/dir/pdf/Stimulation_cognitive_et_Prevention_GRAL_2009.pdf (dernière visite le 19 février 2010)
- [8] CARADEC Vincent. « Vieillesse et usage des technologies. Une perspective identitaire et relationnelle. » In *Réseaux*, 1999, volume 17 n°96. pp. 4595

Etude de l'effet du mode de stimulation sur l'intelligibilité de la parole en milieu silencieux et en milieu bruité

Fathi KALLEL^{a,b}, Arnaud JEANVOINE^b, Ahmed BEN HAMIDA^a, Christian BERGER-VACHON^b

^aLaboratoire d'Electronique et des Technologies de l'Information, ENIS, Sfax, Tunisie,

^bLaboratoire Neurosciences Sensorielles, Comportement, Cognition, Université Lyon 1, France

(fathikallel@yahoo.fr)

Résumé: Dans cet article, on présente un modèle basé sur un vocodeur sinusoïdal à canaux pour simuler acoustiquement l'effet du mode de stimulation sur l'intelligibilité de la parole chez les patients porteurs d'un implant cochléaire. Trois modes de stimulations sont considérés: Stimulation Bilatérale Symétrique (SBS), Stimulation Bilatérale Décalée (SBD) et Stimulation Unilatérale (SU). Dans le cas d'une stimulation unilatérale (mode SU), une seule oreille est stimulée. Dans le cas d'une stimulation bilatérale suivant le mode SBS deux oreilles sont stimulées d'une manière identique. En effet, les signaux de parole sont traités par le même vocodeur (les mêmes filtres fréquentiels sont utilisés) et par la suite les deux oreilles sont stimulées par les mes signaux de parole. Par contre, dans le cas du mode SBD, les deux oreilles sont stimulées avec deux signaux différents (les filtres sont fréquentiellement décalés). L'effet du mode de stimulation est testé avec une population de vingt témoins normo-entendants en environnements silencieux et bruité à trois niveaux du Rapport Signal à Bruit (RSB=6dB, 0dB et -6dB).

Le matériel de test considéré est l'ensemble des vingt listes de Lafon. Les résultats ont montré qu'une stimulation cochléaire bilatérale (mode SBS ou SBD), en milieux silencieux ou bruité, présente des améliorations significatives des pourcentages de reconnaissance par rapport au mode SU. En plus, de meilleures performances sont observées avec le mode SBD par rapport au mode SBS en milieu bruité.

Mots Clés : Implant cochléaire, mode de stimulation, milieux silencieux et bruité, Pourcentage de reconnaissance des syllabes.

I. INTRODUCTION

La surdité, ou bien le dysfonctionnement du système auditif, est un handicap qui peut être parfois grave pour l'être humain. Avec le progrès technologique, conjointement avec le développement de la médecine, des prothèses auditives perfectionnées sont devenues une réalité. La plus perfectionnée et la plus complexe est la

prothèse cochléaire qui est une conception assez récente permettant de remédier aux surdités totales ou profondes, là où les prothèses conventionnelles sont inefficaces [11]. Cet appareillage comporte une partie externe 'l'analyseur de parole' qui permet de coder les sons environnants à la partie interne 'l'implant' via un lien de transmission grâce à une modulation numérique radiofréquence. En effet, grâce à l'implant cochléaire placé chirurgicalement dans l'oreille interne du patient, les ondes sonores extérieures sont transformées en signaux électriques stimulant les terminaisons nerveuses de la cochlée. L'analyseur de parole est basé sur un vocodeur à canaux permettant l'analyse du signal de parole et la transmission des courants de stimulation aux électrodes correspondantes.

La stimulation cochléaire unilatérale a permis une amélioration significative de l'intelligibilité de la parole en milieu silencieux. Ces performances se dégradent d'une manière significative en milieux bruités et réverbérant [2]. Les travaux de recherches actuelles tendent à développer progressivement les performances de cet appareillage afin d'améliorer l'intelligibilité de la parole chez les patients porteurs d'un implant cochléaire en milieu bruité. En effet, l'audition humaine est une audition binaurale qui prend principalement son effet lorsque les signaux de parole et du bruit proviennent de deux directions différentes. D'une part, l'audition binaurale nous permet d'écouter avec l'oreille qui présente le meilleur rapport signal sur bruit. D'autre part, elle permet de combiner les signaux provenant des deux oreilles, ce qui permet de fournir une meilleure perception de la parole surtout en milieu bruité [3, 4]. En plus, elle permet d'évaluer la position d'une source sonore dans l'espace. Pour les patients souffrant d'une surdité profonde ou totale bilatérale, la seule manière qui permet de bénéficier d'une audition binaurale est l'implantation cochléaire bilatérale [5, 6].

Différents travaux de recherche ont étudié l'effet d'une stimulation bilatérale sur l'intelligibilité de la parole en milieux silencieux et bruité. Les résultats ont montré que les performances sont variables d'une personne à l'autre, et les avantages de la stimulation bilatérale sont observés

dans certaines conditions [7, 8]. Dans son étude, Dunn et al. [2, 9] ont comparé les performances de la stimulation bilatérale et la stimulation unilatérale en milieux silencieux et bruité. Les résultats ont montré que les sujets implantés en bilatéral présentent de meilleurs pourcentage de reconnaissance par rapport au sujets implantés en unilatéral en milieux bruité. Les résultats expérimentaux ont montré des améliorations significatives des pourcentages de reconnaissance dans le cas d'une stimulation bilatérale en environnement bruité. Ces résultats sont expliqués par le fait qu'avec le mode de stimulation bilatéral, deux versions identiques du signal de parole sont combinées et additionnées puis présentées au système auditif. Cette redondance d'information engendre une meilleure représentation du signal, et donc une meilleure intelligibilité de la parole.

Dans ce papier, un simulateur d'implant cochléaire basé sur un vocodeur à canaux sinusoïdal est développé. Notre objectif est de comparer les pourcentages de reconnaissance des syllabes dans le cas des trois modes de stimulation en environnement silencieux et en présence de deux sources de bruit à différents niveaux du RSB (6dB, 0dB and -6dB). Les signaux de parole traités suivant les différents paramètres et dans les différentes conditions sont présentés à des sujets normo-entendant, en simulation, pour identification.

II. MATERIEL & METHODES

II.1. Sujets

Une population de vingt sujets présentant une audition normale a été rémunérée pour participer à cette expérience, conformément aux recommandations du comité d'éthique. Ces sujets sont âgés entre 18 et 34 ans. La langue maternelle de tous les participants est le français. L'ensemble des tests sont déroulés dans le centre d'implantation cochléaire de l'hôpital Edouard Herriot de Lyon.

II.2. Matériel

Le matériel de test utilisé dans cette expérience est un ensemble de vingt listes phonétiques de Lafon. Chaque liste comporte 17 mots triphonémiques prononcés par un seul locuteur. Le niveau seuil du signal de parole est fixé à 70 dB. Toutes les listes ont été enregistrées dans une salle anéchoïque isolée du centre d'implantation cochléaire de l'hôpital Edouard Herriot de Lyon.

Les listes sont tout d'abord enregistrées sans bruit ajouté, ensuite dans un environnement bruité à différents niveaux du RSB. Le signal de bruit considéré dans cette expérience est de type « Babble noise » prononcé par deux locuteurs. La figure 1 présente le protocole expérimental adopté dans notre étude. Les signaux sont

enregistrés à l'aide d'une tête artificielle où deux microphones sont intégrés au niveau de chaque oreille. La distance qui sépare les deux microphones est de l'ordre de 20cm. En pratique, cette distance est variable d'une personne à une autre. Le signal de parole est émis par le haut-parleur placé dans le plan frontal de la tête artificielle (HP₃). Le signal de bruit est émis par deux haut-parleurs placés de part et d'autre de la tête artificielle aux directions de 90° et -90° correspondants aux deux haut-parleurs HP₁ et HP₅ respectivement ; HP₂ et HP₄ sont inutilisés dans cette expérience.

II.3. Traitement du signal

Afin d'étudier l'effet des différents paramètres, un simulateur d'implant basé sur un vocodeur à canaux a été considéré.

Le simulateur permet de modéliser acoustiquement le fonctionnement de l'implant cochléaire. Les signaux traités par le simulateur sont présentés à des sujets normo-entendant. En effet, différents travaux de recherche tel que [10] ont montré que les résultats obtenus avec les simulateurs d'implants sont comparables à ceux obtenus avec des patient porteurs d'implant cochléaire. Le vocodeur à canaux adopté dans notre étude est un vocodeur à canaux sinusoïdal.

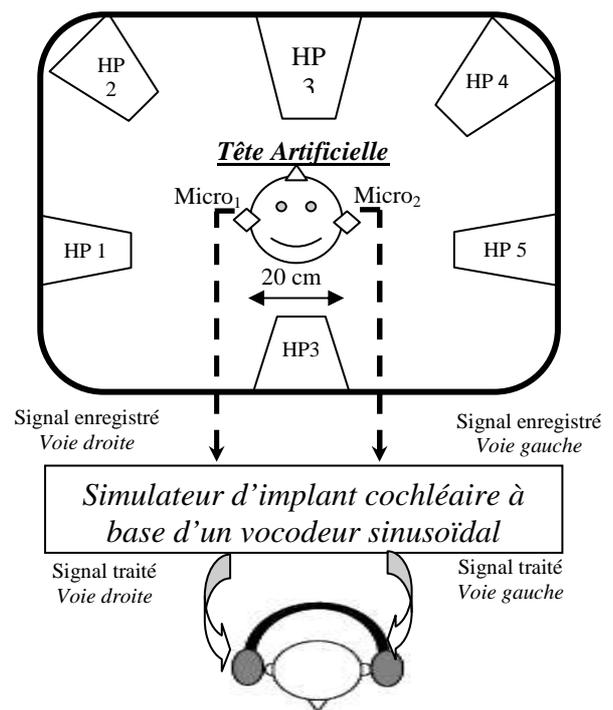


Fig.1 : Protocole expérimental.

La figure.2 présente un schéma bloc résumant les différentes étapes d'analyse et de synthèse du signal de parole.

Le signal de parole enregistré $x(l)$ est échantillonné à une fréquence de 16kHz. Ce signal est traité par des

trames à 128 points (de durée 8ms) suivant une stratégie de codage de type, ACE (N parmi M) [11] et décrite ci-dessous. La fenêtre de Hanning est utilisée comme a fenêtre d'analyse. L'expression de cette fenêtre est donnée par l'équation suivante.

$$w(l) = 0.5 \left(1 - \cos \left(2\pi \frac{l}{L} \right) \right) \quad (1)$$

Où l est l'indice de l'échantillon temporel considéré tel que $l=1:L$. Le spectre à court terme du signal est calculé à partir du signal fenêtré $x_w(l)$ par application d'une Transformée de Fourier à 128 points. Le spectre d'énergie du signal est donné par l'équation 2.

$$e(l) = X_r^2(l) + X_i^2(l) \quad , l=1...L \quad (2)$$

Le spectre de puissance du signal de parole est ensuite découpé en bandes. Ce découpage est effectué suivant une échelle linéaire-logarithmique (lin-log). Cette échelle permet un découpage linéaire du spectre de puissance au niveau des basses fréquences et un découpage logarithmique au niveau des hautes fréquences. Cette échelle est adoptée puisqu'elle est la plus proche du modèle auditif humain. Les limites de chaque bande de fréquences sont calculées à partir de l'équation 3 [12].

$$b(f) \approx 6.7 * \text{ArgHyperbolic} \sin \left(\frac{f - 20}{600} \right) \quad (3)$$

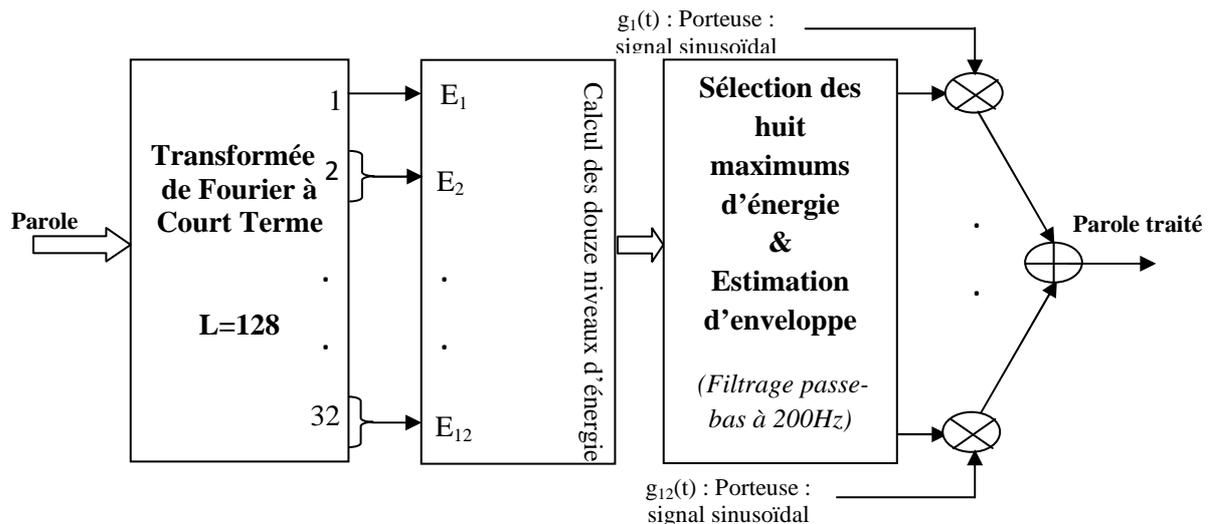


Fig.2: Schéma bloc du vocodeur à canaux adopté.

Dans cette expérience, trois modes de stimulation sont considérés: une Stimulation Bilatérale Symétrique (SBS), une Stimulation Bilatérale Décalée (SBD) et une Stimulation Unilatérale (SU). Les différents paramètres de stimulation sont choisis afin de modéliser l'implant Digisonic SP de Neurelec, la société française de fabrication des implants. Dans le cas d'une stimulation unilatérale, une seule oreille est stimulée. Vingt-deux filtres fréquentiels sont utilisés (N=22) pour l'analyse du signal de parole avec une sélection des huit canaux de stimulation (M=8) présentant des maximums d'énergie. Le tableau.1 illustre le nombre de raies spectrales relatives à chaque bande de fréquences ainsi que l'indice de début et la fréquence centrale correspondante. Dans le cas de la stimulation SBS, les deux oreilles sont stimulées avec les mêmes signaux de parole (les vocodeurs utilisés au niveau des voies droite et gauche sont basés sur le même découpage fréquentiel ; les signaux de parole stimulant les deux oreilles sont donc identiques).

Numéro de la Bande	Nombre de raies Spectrales 'Nz'	Indice du raie de début 'ndebut'	Fréquence centrale
1	1	2	363
2	1	3	445
3	1	4	532
4	1	5	626
5	1	6	728
6	1	7	839
7	1	8	961
8	1	9	1095
9	1	10	1243
10	1	11	1407
11	2	12	1590
12	2	14	1792
13	2	16	2018
14	2	18	2270
15	2	20	2552
16	3	22	2867
17	3	25	3219
18	3	28	3612
19	4	31	4053
20	4	35	4546
21	5	39	5099
22	5	44	5718

Tab.1: Nombre de raies spectrales pour chaque bande fréquentielle et les fréquences centrales correspondantes (en Hz) dans le cas du mode de stimulation unilatéral

Le nombre de filtres d'analyse considéré est égal à 12 (N=12) avec une sélection de huit maxima d'énergie (M=8). La partie supérieure du tableau 2 présente le nombre de points, la fréquence de début ainsi que la fréquence centrale de chaque bande. Dans le cas de la stimulation SBD, les deux oreilles sont stimulées mais avec deux signaux fréquentiellement décalés (un

décalage fréquentiel entre les bandes est considéré, et donc la répartition fréquentielle utilisée au niveau de la voie gauche est différente de celle utilisée pour la voie droite). Les nombre de points, les fréquences limites et les fréquences centrales au niveau de chaque bande fréquentielle pour la voie gauche et la voie droite sont résumés dans le tableau 2.

Bande d'analyse	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Voie gauche												
Nombre de raies 'Nz'	1	2	1	2	2	3	3	4	5	6	8	9
Indice de raie de Début 'ndebut'	3	4	6	7	9	11	14	17	21	26	32	40
Fréquence centrale fcenter (Hz)	393	552	735	949	1204	1510	1883	2337	2894	3577	4417	5451
Voie droite												
Nombre de raies 'Nz'	1	1	2	2	3	3	3	5	5	7	8	9
Indice de raie de Début 'ndebut'	4	5	6	8	10	13	16	19	24	29	36	44
Fréquence centrale fcenter (Hz)	464	635	832	1065	1344	1682	2093	2595	3211	3967	4898	5947

Tab.2: Nombre de raies spectrales pour chaque bande d'analyse et les fréquences centrales correspondantes en Hz dans le cas du mode de stimulation SBD

Les niveaux d'énergie $E(l)$ relatifs à chaque bande sont calculés à partir de la relation de Parseval donnée par l'équation 4.

$$E(n) = \sum_{l=ndebut(n)}^{l=n\ debut(n)+Nz(n)} |e(l)|^2 \quad n = 1 \dots N \quad (4)$$

La stimulation est faite à partir des 'M' bandes présentant les niveaux d'énergie les plus importants. Un étage de sélection des 'M' maximums d'énergie parmi les 'N' calculés est nécessaire. L'estimation des différents signaux d'enveloppe relatifs à chaque bande de fréquences est déterminée par la modulation des niveaux d'énergie avec des fenêtres de Hanning. Le signal d'enveloppe estimé pour la n^{ième} bande est déterminé à partir de l'équation suivante.

$$Env_n(l) = E(n).w(l), \quad n = 1 : N, \quad l = 1 : L \quad (5)$$

Ces signaux passent par un étage de filtrage passe-bas à 200Hz afin de ne conserver que les faibles dynamiques du signal. Le filtre passe-bas considéré est un filtre à réponse impulsionnelle infinie de type Butterworth d'ordre 3. Les signaux de parole traités au niveau de chaque bande sont déterminés par modulation des signaux d'enveloppe avec des signaux sinusoïdaux. Le signal sinusoïdal relatif à chaque bande est généré à une fréquence correspondante à la fréquence centrale de la bande considérée. Enfin, le signal de parole traité est calculé par la sommation des signaux estimés par bande de fréquences. L'effet du mode de stimulation est testé en environnements silencieux et bruité à différents niveaux

du RSB. Les signaux de parole sont générés suivant les différents paramètres de simulation (mode et vitesse de stimulation) ainsi que dans les différentes conditions (silence et bruit) considérées.

II.4. Procédure

Dans ce paragraphe, on décrit la procédure suivie pour la réalisation de l'expérience. Pendant le test d'écoute, il est demandé de chaque sujet normo-entendant de répéter à chaque fois le mot ou les phonèmes compris. L'expérience se déroule en deux phases. La première phase est une phase d'entraînement pendant laquelle le sujet écoute un ensemble de 10 mots choisis aléatoirement et traités dans les mêmes conditions que la situation testée. La deuxième phase est une phase d'expérimentation où le sujet écoute une liste de 17 mots triphonémiques (un ensemble de 51 syllabes) à chaque condition. Les mots utilisés pendant la première phase ne sont pas réutilisés pendant la deuxième phase. Dans cette étude expérimentale, les tests d'écoute sont effectués avec un ordinateur équipé d'une carte son de type 'conexant AC-link audio'. L'ensemble des listes sont générés par un lecteur CD dans un ordre aléatoire. Dans chaque condition, le sujet écoute l'ensemble des listes en utilisant des casques professionnels de type 'Sennheiser' HD250 à un niveau confortable calibré à la valeur 70dB. Le pourcentage moyen de reconnaissance des phonèmes est calculé en fonction du nombre total de phonèmes correctement répétés par le sujet. Ce pourcentage de reconnaissance est calculé à partir de l'équation suivante :

II.5. Résultats

$$\% \text{ de reconnaissance} = \frac{\text{N}^\circ \text{ de phonèmes correctement répétés}}{\text{Nombre total de phonèmes}} * 100$$

Pendant cette expérience, les tests sont effectués dans un ordre bien défini commençant par la situation la plus aisée (environnement silencieux) jusqu'à la situation la plus difficile correspondante à un environnement bruité avec un RSB de -6dB. Le choix de cet ordre permet au sujet de s'adapter progressivement aux différentes situations testées.

(6) Les résultats sont présentés sous forme de pourcentage de reconnaissance des syllabes correctement répétés pour chaque sujet et pour chaque condition. Les pourcentages moyens de reconnaissance des syllabes en environnement silencieux et en environnement bruité aux différents niveaux du RSB sont donnés par la figure 3.

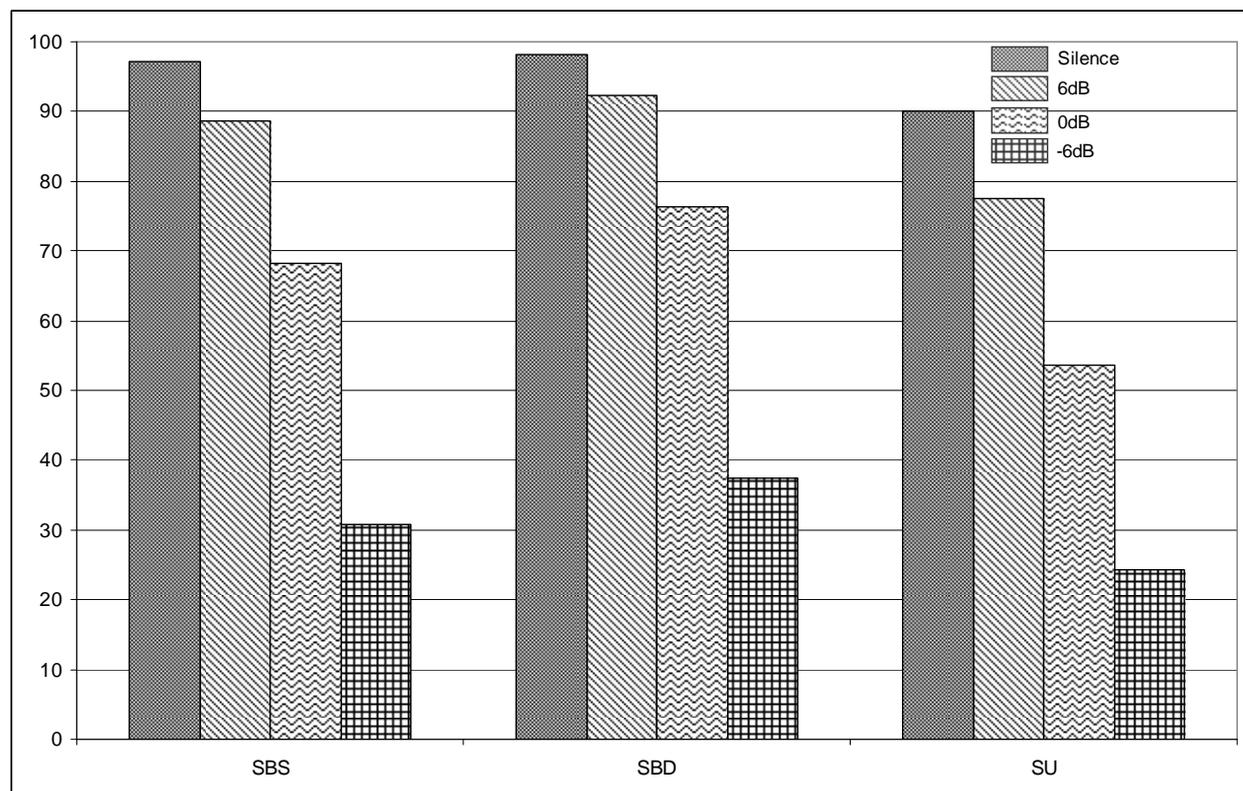


Fig.3 : Pourcentage de reconnaissance des syllabes en fonction du mode de stimulation pour les deux vitesses de stimulation 250 et 500pps (a) en milieu silencieux, en milieu bruité avec (b) RSB=6dB, (c) RSB=0dB, (d) RSB=-6dB

Les mêmes sujets ont participé aux différentes conditions expérimentales. Une analyse de variance traitant les différents pourcentages de reconnaissance calculés est effectuée. Les résultats statistiques ont montré un effet significatif du mode de stimulation [F=298, p<0.0001] et, évidemment, le RSB [F=3139, p<0.0001]. En plus, une interaction significative entre le mode de stimulation et le RSB [F=14, p<0.0001] est notée.

En environnement silencieux, les pourcentages de reconnaissance sont affectés par le mode de stimulation. Les tests Post-hoc (test de Fisher's LSD) étudiant l'effet du mode de stimulation ont montré que les performances

sont significativement améliorées (p<0.005) avec une stimulation bilatérale (mode SBS ou SBD) par rapport à la stimulation unilatérale. Par contre, aucune différence significative n'est observée entre les modes de stimulation SBS et SBD (p>0.005). En effet, comparé au mode SU, une amélioration du pourcentage de reconnaissance des syllabes de 8% pour le mode SBS et de 7% pour le mode SBD sont notées (figure.3.a).

En environnement bruité, les performances se dégradent proportionnellement au niveau du RSB. En environnement faiblement bruité (RSB=6dB), le pourcentage de reconnaissance des syllabes est significativement amélioré avec les modes SBS et SBD

comparativement au mode de stimulation unilatéral ($p < 0.001$) avec une supériorité significative pour le mode SBD ($p < 0.005$, Fisher's LSD). Comparativement au mode de stimulation unilatéral, une amélioration du pourcentage de reconnaissance de 10% est noté pour le mode SBS et de 15% pour le mode SBD (figure.3.b).

Les pourcentages de reconnaissance en milieu bruité à des niveaux du RSB=0dB et RSB=-6dB sont maximaux lorsque le mode SBD est considéré et se dégradent d'une manière significative avec le mode de stimulation unilatéral ($p < 0.001$). En effet, pour un RSB=0dB, une amélioration des pourcentages de reconnaissance de 8% pour le mode SBD par rapport au mode SBS et de 13% pour le mode SBS par rapport au mode US (figure. 3.c). Pour un niveau du RSB=-6dB, les améliorations sont moins significatives. Une amélioration de 6% pour le mode SBD par rapport au mode SBS et une amélioration de 11% pour le mode SBD par rapport au mode SU sont notées (Figure. 3.d).

II.6. Discussion

Dans ce papier, on s'est intéressé à l'étude de l'effet d'une stimulation bilatérale par rapport à une stimulation unilatérale en comparant les pourcentages de reconnaissances moyens des syllabes en milieux silencieux et bruité à trois niveaux du RSB (6dB, 0dB et -6dB). Trois modes de stimulation sont considérés: SBS, SBD et SU. L'étude de l'effet du mode de stimulation a montré que les modes SBD et SBS présentent de meilleures performances par rapport au mode SU en milieux silencieux et bruité. Par rapport au mode SBS, le mode SBD n'a pas d'effet significatif en milieu silencieux, par contre des améliorations significatives sont notées en milieu bruité. En effet, une stimulation simultanée des deux oreilles entraîne une redondance d'information au niveau du système auditif. Les informations doublement codées sont combinées, ce qui permet une meilleure représentation du stimulus et par la suite une meilleure intelligibilité de la parole.

Dans le cas d'une stimulation bilatérale décalée, de meilleures performances sont observées en environnement bruité. En effet, dans ce cas, des zones stimulées de la cochlée droite sont différentes des zones de la cochlée gauche. Ceci est dû au décalage fréquentiel considéré dans le banc de filtres d'analyse considéré pour

la voie droite par rapport à la voie gauche. Par suite, les zones cochléaires stimulées en mode décalé semblent apporter une information supérieure par rapport au cas de stimulation bilatérale symétrique.

III. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Loizou, P.C., 1998. Mimicking the human ear: An overview of signal processing techniques for converting sound to electrical signals in cochlear implants. *IEEE Signal Processing Magazine*. 15. 101-130.
- [2] Dunn, C.C., Tyler, R.S., Oakley, S., Gantz, B.J., Noble1, W., 2010. Comparison of speech recognition and localization performance in bilateral and unilateral cochlear implant users matched on duration of deafness and age at implantation. *EAR & HEARING*. 29. 352-359.
- [3] Loizou, P.C., 1998. Mimicking the human ear: An overview of signal processing techniques for converting sound to electrical signals in cochlear implants. *IEEE Signal Processing Magazine*. 15. 101-130.
- [4] Ricketts, T.A., Grantham, D.W., Ashmead, H.D., Haynes, D.H., Labadie, R.F., 2006. Speech Recognition for Unilateral and Bilateral Cochlear Implant Modes in the Presence of Uncorrelated Noise Sources. *EAR & HEARING*, 27. 763-773.
- [5] Fourakis, M., Hawks, J., Holden, L., Skinner, M., Holden, T., 2004. Effect of frequency boundary ACE speech coding strategy. *J Am Acad Audiol*. 15, 281-289.
- [6] Veekmans, K., Ressel, L., Mueller, J., Vischer, M., Brockmeier, S.J., 2009. Comparison of Music Perception in Bilateral and Unilateral Cochlear Implant Users and Normal-Hearing Subjects. *Audiol Neurotol*, 14. 315-326.
- [7] Weber, B.P., Lai, W.K., Dillier, N., von Wallenberg, E.L., Killian, M.J. 2007. Performance and preference for ACE stimulation rates obtained with Nucleus RP 8 and freedom system. *Ear Hear*. 28. 465-485.
- [8] Whitmal, N.A., Poissant, S.F., Freyman, R.L., Helfer, K.S., 2007. Speech intelligibility in cochlear implant simulations: Effects of carrier type, interfering noise, and subject experience. *J. Acoust. Soc. Am.* 122. 2376-2388.
- [9] Dunn, C.C., Tyler, R. S., Oakley, S., Gantz B.J., Noble1 W., 2008. Comparison of Speech Recognition and Localization Performance in Bilateral and Unilateral Cochlear Implant Users Matched on Duration of Deafness and Age at Implantation. *EAR & HEARING*. 29. 352-359
- [10] Whitmal, N.A., Poissant, S.F., Freyman, R.L., Helfer, K.S., 2007. Speech intelligibility in cochlear implant simulations: Effects of carrier type, interfering noise, and subject experience. *J. Acoust. Soc. Am.* 122. 2376-2388.
- [11] Cooper, H.R., Craddock, L.C., 2006. *Cochlear Implants-A Practical Guide* (2nd edition). West Sussex, England: Whurr Publishers Limited, 1-69.
- [12] Tranmüller, H., 1990. Analytical expression for the tonotopic sensory scale. *J. Acoust. Soc. Am.*, 85. 97-100.

Personnes handicapées et technologies de l'information et de la communication (TIC) : un marché à soutenir.

Myriam Le Goff-Pronost
Telecom Bretagne (Lussi), CREM, M@rsouin
Myriam.legoff@telecom-bretagne.eu

Résumé : . Les TIC permettent des innovations de produits sur le marché des aides techniques utilisées par les personnes handicapées. En effet, la combinaison d'Internet, d'interfaces adaptées à l'ordinateur ouvrent des perspectives en terme d'autonomie, de sécurité ou de lien social pour des personnes dépendantes. Le marché existe mais la demande est faible alors que les besoins et les usages sont importants. L'explication principale est le manque de ressources des personnes handicapées qui doivent allouer au mieux leur revenu, malgré un certain nombre d'allocations possibles via le secteur public. Du côté de l'offre, le marché est complexe du fait d'un marché administré dont la zone de chalandise est limitée. Un modèle économique doit être trouvé pour faire rencontrer l'offre et la demande et définir au mieux le prix acceptable de marché.

Mots clés : marché, aides techniques, TIC, solvabilité, rentabilité.

I. INTRODUCTION

Les innovations en technologies de l'information et de la communication (TIC) concernant les personnes handicapées sont nombreuses [1] [2]. Le marché existe mais la demande semble insuffisante [3]. Comment peut-on l'expliquer ? L'objectif de l'article est de repositionner la demande en nouvelles technologies issue des personnes handicapées ou de leur représentant face à une offre morcelée et difficilement rentable.

Le marché des TIC nous apparaît comme faisant partie intégrante de l'offre des aides techniques [4]. Les aides techniques sont définies comme « *tout produit, instrument, équipement ou système technique utilisé par une personne atteinte d'un handicap ou d'un désavantage social, fabriqué spécialement ou existant sur le marché, destiné à prévenir, compenser, soulager ou neutraliser la déficience, l'incapacité ou le handicap* » (Norme ISO 9999). Dans un tel cadre, les TIC peuvent être une

réponse au besoin de compenser les incapacités des personnes en situation de handicap. Selon la loi du 11 février 2005 « pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées », la compensation « *consiste à répondre à ses besoins, qu'il s'agisse de l'accueil de la petite enfance, de la scolarité, de l'enseignement, de l'éducation, de l'insertion professionnelle, des aménagements du domicile ou du cadre de travail nécessaire au plein exercice de sa citoyenneté et de sa capacité d'autonomie, du développement ou de l'aménagement de l'offre de service, (...) des aides de toute nature à la personne ou aux institutions pour vivre en milieu ordinaire ou adapté, (...)* ». Selon le rapport Polletti [2], les TIC sont des innovations qui peuvent apporter à la compensation du handicap.

Les travaux en économie du handicap sont peu nombreux [5], c'est pourquoi nous avons opté pour une méthodologie standard en économie, à savoir tout d'abord une analyse de l'offre et de la demande du marché des aides techniques relevant des TIC. La demande a été révélée par une analyse qualitative (point 2) pour en déduire une contrainte budgétaire limitative (point 3) tout en considérant sa valeur réelle qui peut être révélée par la méthode de l'évaluation contingente. Au niveau de l'offre, la description du marché a fait place à l'incertitude concernant le modèle économique optimal (point 4).

II. LE REGARD DES PERSONNES HANDICAPEES SUR LES NOUVELLES TECHNOLOGIES : UNE ETUDE EXPLORATOIRE

De récents travaux ont porté sur l'usage des nouvelles technologies par les citoyens fragilisés à domicile [3] permettant ainsi une photographie de l'ensemble des technologies disponibles selon les déficiences [1]. « *Le lien entre TIC et handicap se fait par les aides techniques nécessaires à l'accessibilité, en particulier du clavier, mais également de l'écran et l'interaction générale de l'interface homme-environnement* » [3]. Cependant,

aucune étude n'a considéré la demande personnelle des personnes handicapées et leur vision des TIC pour compenser leur handicap. C'est pourquoi, il nous est apparu nécessaire de rencontrer quelques personnes afin d'identifier leur besoin et d'en déduire une utilité face aux propositions des technologies existantes [6]. Ainsi, nous avons mené une analyse qualitative basée sur des entretiens semi-directifs, au moyen d'un guide d'entretien. Nous avons interrogé les enquêtés sur leur état de santé, leur réseau familial et social, les aides techniques utilisées, l'usage des TIC, le lien entre les TIC et leur état de santé. Les hypothèses pressenties que nous testons sont les suivantes :

- les TIC peuvent apporter une aide aux personnes ayant des déficiences ;
- les personnes à mobilité réduite du fait d'un handicap sont des utilisateurs intensifs des TIC ;
- les usagers des TIC peuvent révéler plus facilement leurs attentes et leurs besoins.

Au final, nous avons interrogé quatre personnes handicapées (une personne myopathe, Amyotrophie spinale de type III, une personne aveugle, une personne atteinte de sclérose en plaque et une personne atteinte d'une maladie neurologique) plus un aidant familial soutenant quotidiennement une personne atteinte de myopathie. Nous avons privilégié les personnes qui ont un usage des TIC afin d'identifier au plus près leurs besoins et leurs usages.

Il s'agit d'une analyse exploratoire dans la mesure où l'échantillon interrogé n'est pas suffisant pour en déduire des généralités. Cependant, cette étude est utile pour identifier les hypothèses pressenties et identifier les besoins de la population cible afin d'en déduire des fonctionnalités adaptées. Cette étude nécessiterait d'être étendue à un échantillon français plus large. Les résultats sont donc des tendances qui seront à confirmer (analyse actuellement en cours).

A. Les résultats sur les usages des TIC par les personnes handicapées

Cette enquête qualitative a permis de montrer tout d'abord un intérêt pour la démarche dans la mesure où les personnes interrogées étaient très disposées à répondre afin de révéler leur position en tant que citoyen fragilisé vis à vis de leur habitude de vie, des aides utilisées (humaines, techniques, financières) et des nouvelles technologies. Les TIC apparaissent comme un soutien à certaines de leurs démarches, comme des « facilitateurs » pour les plus experts mais aussi, pour les autres, comme

un domaine obscur tant par les offres existantes, les services possibles et les coûts induits.

Un premier constat est que la notion de TIC est peu parlante, les personnes pensent immédiatement à Internet, mais ne vont pas plus loin. Toutes les démarches de télémédecine, de télésurveillance, d'achat en ligne ou de e-administration ne sont pas évidentes. Nous avons, par le guide d'entretien, amené les personnes à réfléchir à chacune de ces possibilités.

Du côté des personnes utilisatrices de l'informatique et d'Internet, la plupart a réfléchi pour leur équipement à ce qu'ils avaient besoin en terme d'aide technique (joystick sur le fauteuil roulant, plage tactile, contrôle d'environnement adapté). Cependant, la plupart reproche une certaine difficulté à atteindre une offre correspondant à leurs besoins « *j'aimerais un logiciel qui lirait ce qu'il y a sur l'écran et écouter* » (entretien 1) ; « *j'ai besoin d'un ordinateur qui grossisse les caractères ... j'ai un problème avec la souris, je tremble, je ne clique pas là où il faut* » (entretien 1). « *Je n'arrive pas à taper sur le clavier donc j'utilise le clavier virtuel. Il me faudrait le serveur vocal. Je connais un qui en a un. Il n'a que ça. Il n'a que la tête qui bouge. Il gère tout par son ordinateur, ses volet* » (entretien 2). Mais globalement, Internet est un outil fantastique « *c'est une ouverture qui permet de communiquer sans une aide quelconque* » (entretien 3). « *Je ne saurais pas comment maintenant me passer d'Internet* » (entretien 2).

On constate également que les personnes handicapées n'ont pas forcément des usages spécifiques. La grande priorité reste la recherche d'information « *je fais des recherches d'informations sur tout* » (entretien 2), mais dans un objectif d'apprentissage, pour apprendre « *Internet cela me permet d'accéder à plus de choses* » (entretien 3). « *Internet me permet d'apprendre beaucoup de choses. Le savoir ne vient pas comme cela par la poste, il faut chercher* » (entretien 2). La recherche d'information sur la santé a été réalisée par la moitié des utilisateurs d'Internet. « *J'aurai aimé connaître différents sites et connaître les différents progrès de ma maladie* » (entretien 1). « *Tout ce que je reçois comme information sur ma maladie vient par Internet soit par mail, soit par fichier* » (entretien 2). Cependant, à l'identique de Masson et al. [7], on constate quelques barrières liées aux problèmes d'interfaces non adaptées soit aux personnes handicapées, soit aux personnes aveugles (entretien 3). Certains sites restent inaccessibles. « *Je connais des sites, si on tape sur handicap, on aura l'écran coupé en deux ... mais les phrases vont aussi se couper en milieu de page ... alors pour suivre ce n'est pas facile* » (entretien 5).

Comme dans la population générale, l'achat en ligne reste assez mitigé. Les personnes ayant une mobilité réduite trouvent l'intérêt d'acheter car c'est plus simple, ils ont du choix et sont indépendants « *cela fait très longtemps que je fais des achats sur Internet... j'achète des vêtements... Y'a des tas de marques... Hier je regardais, il y avait des super pulls écossais, 15€, ça vaut la peine* » (entretien 2). Pour les autres, il reste un problème de confiance, une perception de risque mais également peu d'intérêt « *pas pour le moment* » (entretien 1).

Le comportement est identique pour l'administration en ligne. Tout semble plus simple pour certains car tout est accessible en ligne, il n'y a pas de perte de temps, « *je gère tout par Internet* » (entretien 2). Dans ce cadre là, Internet permet de garder un certain degré d'autonomie pour certaines tâches de la vie quotidienne. Pour les autres, c'est encore une démarche loin de leur réalité de vie.

Nous avons pu observer un emploi du temps passé devant l'écran assez volumineux pour les personnes les plus dépendantes, « *4 à 5 heures par jour* » (entretien 2) « *entre 8 et 10 h* » (entretien 3). Mais ce temps passé n'est pas ressenti comme une conséquence de leur déficience, excepté pour l'aidant « *il est devant l'ordinateur tous les jours. Plus que peut être ... On aurait davantage canalisé s'il avait d'autres activités physiques ou des choses... On tolère beaucoup plus que ce qu'on tolérerait...* » (entretien 4).

On remarque également que le réseau familial a une forte influence et incite à l'acquisition de matériel : il joue le rôle de prescripteur pour l'équipement et d'incitation pour les usages, pour communiquer. De même, Internet crée de nouveaux contacts « *Internet permet d'avoir des relations avec les gens* » (entretien 2), via des messageries, des forums et permet d'échanger des expériences de vie. Ainsi, l'aidant récupère un certain nombre d'informations sur Internet, notamment au sujet des aides techniques, au sujet de la maladie de son fils, au sujet de l'intégration scolaire : « *il y a des témoignages, des forums. Les gens discutent. Les gens se donnent des tuyaux d'adresses, c'est l'information qui circule* » (entretien 4).

En ce qui concerne le réseau social, il y a une forte présence des associations : associations des paralysés de France, associations française de Myopathie, électrofoot...

Il y a une certaine difficulté à se représenter l'intérêt de nouvelles technologies plus avancées, essentiellement parce qu'il y a une faible visibilité des offres pour les personnes concernées, qu'ils ne connaissent pas les logiciels adaptés. Les relations avec les professionnels de

santé sont peu demandées, sauf si elles proviennent des médecins eux-mêmes : « *c'est parce que certains toubibs, des fois, nous ont proposé leur mail et c'est arrivé qu'on les contacte, comme cela, pour des points particuliers* » (entretien 5).

De même, le budget reste une contrainte majeure. Certaines personnes sont conscientes de l'intérêt de la domotique, mais leur allocation pour personne handicapée ne peut couvrir ce type de service. Il y a déjà les aides techniques qui sont suffisamment chères « *on a intégré le contrôle d'environnement. Tout est possible, mais cela a un sacré coût* » (entretien 4).

Au final, l'étude nous a révélé la difficulté d'aborder les TIC en tant que telles sans y apporter des exemples d'outils ou de service (e-administration, télésurveillance). De même, essayer de caractériser l'état de santé de la personne c'est quelque chose de difficile. Pour les personnes handicapées « *malade, c'est dans le sens où j'ai une grippe* » (entretien 4). Les questions autour de la taille du réseau social, de sa nature ne sont pas faciles. Avec combien de personnes je communique, j'ai des contacts ? Dans le cadre de ma profession, de ma vie quotidienne ?

En conclusion, les déterminants d'usage des personnes handicapées sont proches de ceux de la population générale. Une forte incitation à rechercher de l'information sur le Net est peut être marquée ainsi que des facilités d'accès à certaines informations lorsqu'on est à mobilité réduite ou pour gagner en autonomie. Ainsi, la principale difficulté est de se représenter vis à vis des nouvelles technologies, vis à vis de sa déficience. C'est pourquoi, il faut réussir à la fois à identifier les besoins auxquels peuvent répondre les nouvelles technologies et les intégrer dans leur vie quotidienne de façon transparente.

B. Des usages qui naissent de besoins

La notion de besoin pour les personnes handicapées fait souvent référence à la notion de compensation. Ainsi, la création par la loi de 2005 du droit à la compensation a fait émerger un guide d'évaluation officiel, le GEVA, Guide d'ÉVALUATION, qui a pour objectif d'évaluer les besoins de la personne handicapée selon son projet de vie. De cette évaluation seront déduites les aides utiles à la personne pour compenser ses déficiences. Différents volets sont abordés (habitat, volet familial et budgétaire, le parcours de formation, le parcours professionnel, le volet médical, le volet psychologique).

Une autre façon d'identifier les besoins est la pyramide des besoins de Maslow (1943) où les besoins sont

hiérarchisés, avec tout d'abord la volonté de satisfaire les besoins physiologiques, ensuite le besoin de sécurité, le besoin d'amour, d'appartenance, puis le besoin d'estime de soi et enfin l'accomplissement personnel.

Qu'en est-il du besoin en nouvelles technologies ? L'analyse exploratoire nous a permis d'identifier une liste de besoins qui complètent les besoins identifiés précédemment par les pouvoirs publics (GEVA) ou par la théorie (Maslow) mais auxquels les technologies apportent des réponses différentes qui pourront être prépondérantes dans le futur, notamment pour les politiques de maintien à domicile. Certains besoins concernent les personnes handicapées elles-mêmes, mais d'autres concernent plus les aidants familiaux ou professionnels. De même, ces besoins sont quelques fois formulés par l'entourage et pas seulement par la personne bénéficiaire. Ci-dessous sont présentées les familles de besoins révélés par notre étude, elles sont proches de celle proposées par Alcimed [1] qui sont le besoin de maintien à domicile, besoin de communication, de mobilité, de stimulation des capacités cognitives, besoin d'employabilité.

Un besoin de communication et de lien social

Les TIC permettent de rester en lien avec la famille, les amis, mais également de favoriser les liens intergénérationnels. Internet est le premier média utile pour ce type d'échanges via le courrier électronique, les discussions en ligne ('chats'), les forum... Par la visioconférence (qui peut être opérationnelle par une simple webcam sur un ordinateur connecté) la personne peut voir, entendre et échanger avec la personne de son choix. Ces outils permettent d'éviter un sentiment d'isolement trop pesant et d'offrir des moments de partage.

Un besoin de stimulation des capacités cognitives

Internet est un outil facilitateur pour la recherche d'informations en tout genre. On peut rechercher également des informations sur la santé, des exercices de stimulation de la mémoire... Par la visioconférence, on peut proposer des exercices, de la rééducation. Cela concerne également les espaces virtuels et les dispositifs d'assistance cognitive visant à améliorer le fonctionnement cognitif et social des personnes dans leur activité de vie quotidienne.

Un besoin de santé

Les TIC offrent la possibilité de soigner à distance (téléconsultation), de transmettre des données médicales (télédiagnostic) ou de surveiller à distance (télésurveillance). Parmi toutes les motivations médicales, sociales, techniques, économiques et organisationnelles qu'éveille la télémédecine, la principale justification de son déploiement se situe dans sa capacité à permettre à tout citoyen quel que soit son lieu d'habitation l'accès à des prestations sanitaires de qualité. Ainsi, face à une demande forte de maintien à domicile, les nouvelles technologies peuvent faciliter les soins à domicile, le suivi médical et le retour après une hospitalisation. Les services de téléassistance sont aujourd'hui répandus (entre 150 000 et 200000 personnes étaient raccordées en 2002 à un système de téléalarme [8]). Cependant, des disparités existent quant à son utilisation sur le territoire français et son efficacité.

Un besoin de sécurité

Le dispositif de téléalarme répond à un besoin d'assistance en cas de chute, de malaise ou d'angoisse en établissant un contact 24h sur 24 avec un centre d'assistance téléphonique. Quelques entreprises ont développé des systèmes de détection des chutes via des bracelets, des vêtements « intelligents ». De même, les systèmes de géolocalisation ou les balises anti-disparition permettent de suivre une personne en errance, notamment pour la maladie d'Alzheimer. En outre, le développement de la domotique ou de l'habitat intelligent va dans le sens d'une modernisation du lieu de vie en permettant une automatisation et une commande à distance de l'éclairage, du chauffage, des volets, de l'électroménager, des lits médicalisés.... Ceci permet d'améliorer la vie quotidienne des personnes tout en restant invisible (capteurs, boutons d'urgence, objets communicants). Les efforts actuels doivent être tournés vers une amélioration de l'ergonomie de ces produits afin de répondre au mieux aux capacités des personnes les utilisant.

Un besoin de soutien pour les aidants

Pour certains cas de dépendance, les TIC peuvent soutenir les aidants familiaux ou sociaux en les rassurant sur la localisation de la personne, son activité, sa santé. Les TIC seront plus facilement utilisées par les aidants qui deviendront les médiateurs d'usage. Ainsi, des formations aux nouvelles technologies envers la famille peut être une solution au développement des usages d'Internet et des TIC, en sachant que ce sont souvent les

générations les plus jeunes qui poussent à l'acquisition de ces nouvelles technologies. Il faut cependant être conscient que la maintenance de ces outils est complexe et doit être facilitée pour les tiers.

Un besoin d'autonomie (et de mobilité)

Les personnes fragilisées ont un besoin d'autonomie. Les TIC peuvent compenser certains handicaps, faciliter la mobilité de certaines personnes. Dans ce cadre là, la valeur des TIC est différente selon le type de fragilité. Ainsi, les personnes à mobilité réduite attendent des nouvelles technologies des solutions leur permettant de se déplacer en toute sécurité et de façon plus autonome. Les aveugles ou malvoyants utilisent de plus en plus des solutions de navigation GPS sur mobile pour se repérer au cours de leurs déplacements. Les principales fonctions recherchées sont la possibilité de repérage, identification des obstacles et des trous. Ces derniers restent cependant difficiles à localiser.

Les TIC offrent ainsi des opportunités fortes pour le soutien et l'autonomie des personnes fragilisées dans leur environnement, sous quelques conditions :

- une manipulation de la technologie : il faut que les personnes soient à la fois équipées et non réticentes à l'informatique ;
- un accès à Internet haut débit : l'usage des services proposés implique la disposition d'une connexion à Internet. La question de la fracture numérique se pose donc et d'autant plus fortement pour les générations peu encore familiarisées par les nouvelles technologies. Il faut ainsi favoriser l'accès à Internet et surtout soutenir cet accès par des actions de formation et d'apprentissage auprès des personnes pour éviter tout abandon ou découragement ;
- une ergonomie et des interfaces adaptées aux déficiences : troubles de la vue, troubles auditifs, tremblements... Cependant, les interfaces cognitives sont les plus difficiles à mettre en œuvre et souvent une solution écarte une autre. L'objectif serait d'aboutir à une configuration personnalisée la plus proche des besoins de chacun ;
- un financement de ces technologies : les personnes peuvent assumer les frais d'une connexion Internet mais l'achat de l'équipement peut être lourd. A l'identique de certaines aides techniques, ces technologies pourraient figurer sur la LPPR (liste des produits et prestations remboursés) afin qu'elles puissent être prises en charge par l'assurance maladie, du moins pour la réponse à un besoin médical.

Ces quelques freins induisent une diffusion encore lente de ces nouvelles technologies, mais les perspectives offertes sont si grandes qu'il est nécessaire de les envisager et inciter à l'usage. Il faudra cependant résoudre le frein majeur à ce développement, à savoir la solvabilité des personnes handicapées.

III. QUELLE SOLVABILITE POUR LES PERSONNES HANDICAPEES ?

« Pour être égal ou autonome, une personne handicapée devrait être très riche » (Bavcar E. in [9]). La situation économique des personnes handicapées est un point critique auquel les différentes politiques publiques tentent de répondre depuis de nombreuses années. Le revenu de la personne handicapée est composé de revenus du travail, lorsque celle-ci peut travailler, et de transferts sociaux. La valeur des ressources se situe en moyenne au-dessous du SMIC et la compensation du handicap est parfois une charge lourde, d'autant plus si des aides techniques sont nécessaires.

La loi du 11 février 2005 a instauré le principe que les travailleurs handicapés reçoivent le même salaire qu'une personne valide, or, on constate que les salaires sont inférieurs. La personne elle-même a tendance à se dévaloriser pour tenter de compenser par avance son handicap. En outre, le taux de chômage des personnes handicapées est très élevé. Il est plus du double de la moyenne général [10]. Le chômage touche presque 30% des personnes handicapées.

L'AGEFIPH, Agence pour l'Insertion Professionnelle des Personnes Handicapées, apporte également un soutien financier via différentes aides dans une limite de 9150€ (en 2008) pour un an. L'AGEFIPH propose des aides pour la compensation du handicap, pour la construction du projet professionnel, la formation, la conservation de son emploi, l'accessibilité à l'emploi, la création ou la reprise d'entreprise.

Pour les personnes qui ne peuvent travailler des allocations sont versées pour atteindre un niveau de ressource équivalent uniquement à 80% du SMIC, soit environ 800€. L'allocation la plus importante est l'AAH, Allocation Adulte Handicapé, qui devient équivalent à un revenu d'existence. Il s'agit d'un minimum social qui garantit un minimum de ressources aux personnes handicapées. A cette allocation peuvent se rajouter deux compléments : le complément de ressource personne handicapée (CRPH) pour les personnes qui n'ont aucune perspective d'emploi et la majoration pour la vie autonome (MVA) pour des personnes qui peuvent travailler mais qui se retrouvent au chômage du fait de

leur handicap. Les surcoûts liés au handicap sont pris en charge par la PCH, Prestation de Compensation du Handicap, dont le montant versé couvre des aides de toute nature déterminées en fonction des besoins et du projet de vie : aide humaine, aide technique, aide animalière, aménagement du logement ou du véhicule. Selon la DREES [11], 88% des versements ont concerné le financement d'une aide humaine, 8% l'aménagement du logement ou du véhicule et seulement 3% les aides techniques. Si des frais de compensation restent encore à charge pour la personne, celle-ci peut faire une demande auprès du fond départemental de compensation, géré par les maisons départementales des personnes handicapées. Cette aide ne peut excéder 10% des ressources nettes de la personne.

Lorsque la personne est âgée de 60 ans et plus, l'Allocation Personnalisée Autonomie (APA) prend le relais. Le plan d'aide recense les besoins du demandeur et les aides utiles au maintien à domicile. Pour les personnes ayant besoin de l'assistance d'une personne pour accomplir les actes ordinaires de la vie, il existe la MTP, Majoration Tierce Personne, qui n'est pas cumulable avec l'APA.

Cependant, lorsque la personne a un conjoint, les allocations sont fortement réduites (pas de versement de l'AAH, par exemple). C'est au conjoint de subvenir aux besoins de la personne handicapée. Cette partie de la loi crée une forte injustice et des pétitions sont lancées pour la modifier.

Pour avoir une vision réelle de l'actuel revenu des personnes handicapées, sont présentés, dans le tableau 1, les montants des allocations versées.

Type d'allocation	Montant mensuel
AAH	628 € (maximal)
GRPH	179€ (maximal)
MVA	105 € (maximal)
APA Modulable selon la dépendance :	En moyenne, 494 € à domicile.
GIR 1 :	1208,94 €
GIR 2 :	1036,19 €
GIR 3 :	777,32 €
GIR 4 :	518,55 €
PCH	En moyenne, 1010€
MTP	1010,82 €

Tabl. 1. Le montant des allocations versées en 2008 aux personnes handicapées

Même si une garantie de ressources est assurée à toute personne, le budget ainsi établi ne permet pas souvent l'acquisition d'aides techniques pour le soutien des activités quotidiennes de la personne handicapée. Même

si certaines aides techniques sont en partie remboursées par l'assurance maladie, une grande part reste à la charge des ménages et souvent des financements complémentaires sont nécessaires et émanent des mutuelles, des associations, mais aussi de l'entourage. L'acquisition de technologies avancées, qui vont au-delà des activités quotidiennes semble compromise sous cette contrainte de budget. Or, pour certaines personnes, l'utilisation des TIC peut représenter un vrai gain d'autonomie (comme cité dans l'étude présentée dans le point précédent via une indépendance pour la gestion administrative en ligne ou pour des achats). C'est pourquoi, il semble utile de s'interroger sur la valeur que les personnes handicapées accordent à ces aides. Les coûts sont connus : acquisition d'un ordinateur (environ 1000€), d'une ligne ADSL (environ 30€ par mois), de logiciels adaptés (différents tarifs), d'équipements pilotes (webcam, micro, sons), de capteurs, ceci à rajouter, parfois, au coût d'un fauteuil roulant (de 2700 à 30000€).

Nous réfléchissons à la révélation des préférences des personnes handicapées pour ce type d'aides techniques et à leur disposition à payer. La méthode de l'évaluation contingente est la plus appropriée [12]. Cette dernière consiste à demander directement à la personne de révéler ses préférences en termes de stratégies médicales (préventives, diagnostiques ou curatives), et ceci au travers du montant final qu'il serait prêt à payer pour avoir accès à ces stratégies. La mesure de la disposition à payer permet de convertir à la fois les effets de santé en monnaie, mais également d'autres effets comme le bien être, l'exclusion, l'isolement, l'anxiété... Une fois révélée cette disposition à payer qui n'est que le reflet de l'importance accordée à ce type d'outils, nous envisageons la nécessité d'un soutien public comme le préconise le rapport Polletti [2] : « *les évolutions scientifiques exigeront rapidement l'intervention de décisions politiques pour financer et rendre accessibles aux personnes handicapées les technologies qui vont transformer profondément leur qualité de vie.* ».

Dans tous les cas, la diversité des handicaps n'est pas prise en compte économiquement et cela implique des situations de vie difficiles. Ainsi, d'autres formes de solidarité émanent soit de la part d'association, soit de collectifs populaires et participent à la prise en charge de certaines déficiences.

IV. DES CONSEQUENCES SUR L'OFFRE ET LE MARCHE DES NOUVELLES TECHNOLOGIES POUR LE HANDICAP

Le marché des aides techniques, et qui plus est des nouvelles technologies pour le handicap est un marché

restreint. Une offre diversifiée de la part de quelques industriels tente de percer une demande souvent spécifique ayant un fort arbitrage lié à la personnalisation du service. Nous nous situons dans un marché de niche, sans économies d'échelle possibles, où souvent, seules les grandes entreprises peuvent se lancer. En effet, le retour sur investissement sur cette activité étant incertain, ce ne sont que les grands groupes qui peuvent innover et diversifier ainsi leurs produits.

Pourtant l'intérêt est majeur et les offres actuelles le démontrent : les différents salons consacrés au handicap (Autonomic, Innovadom, handica, Geront expo...) ou conférences (assisth, Ifrath...) proposent des services TIC de plus en plus performants avec des interfaces adaptées aux capacités de la personne handicapée. Cependant, la demande ne suit pas. Nous avons identifié quelques contraintes à dépasser.

Tout d'abord, nous sommes sur un marché où les mécanismes économiques ne peuvent jouer librement du fait de l'existence de prix administrés, liés au possible remboursement par l'assurance malade. L'offre de prix est alors équivalente au remboursement mais ne reflète pas le coût de revient. Nous sommes sur un marché public où la difficulté est d'identifier le juste prix. Les produits TIC s'insèrent difficilement dans ce cadre, même si ils peuvent être inscrits sur la LPPR (Liste des Produits et des Prestations Remboursables). L'inscription nécessite le dépôt d'un dossier d'admission au remboursement auprès de la HAS, Haute Autorité de Santé. « *Le dossier d'inscription sur la LPP est examiné par la Commission d'Evaluation des Produits et Prestations (CEPP) qui rend un avis médico-technique au vu duquel, si le service rendu (SA) a été reconnu par elle « suffisant », ce dossier est ensuite soumis au Comité Economique des Produits de Santé (CEPS) »* (Ministre de la santé, réponse à la question écrite n°14085 du 20 juin 2008). Mais « *l'ordinateur n'est toujours pas considéré comme une aide au handicap* » [2]. La CNSA (2005) signale que les produits standards sont souvent mieux remboursés que les produits récents. De ce fait, la concurrence n'existe pas et chaque industriel qui s'est spécialisé fixe un prix optimisant au mieux son rendement.

Deuxièmement, la cible de ces nouvelles technologies est à définir. Faut-il privilégier la personne handicapée elle-même, ou son aidant, les associations ou le prescripteur (à savoir le professionnel de santé) ? Ce dernier est à convaincre via de l'information et de la formation. En effet, il n'est pas toujours facile d'identifier l'aide technique la plus adaptée sans connaissances des différentes possibilités du marché.

Troisièmement, le positionnement des distributeurs est difficile du fait de l'interdiction de publicité pour les matériels remboursés par la Sécurité Sociale [13]. Du coup, la diffusion s'en retrouve limitée. C'est pourquoi, aujourd'hui la CNSA s'est engagée à mettre en ligne un catalogue d'aide technique complet avec l'indication des prix et de la part remboursée par l'assurance maladie. C'est dans ce cadre qu'est né l'observatoire du marché et des prix des aides techniques dont l'objectif est d'améliorer les réponses aux besoins des utilisateurs en leur proposant des avancées concrètes.

Quatrièmement, il n'existe pas de modèle économique viable actuellement pour le développement des nouvelles technologies en direction des personnes handicapées. En effet, la difficulté réside dans le fait que ces technologies basées essentiellement sur des logiciels et sur Internet peuvent avoir des usages multiples qui relèvent ou non de la compensation du handicap. Dans le cadre de la population identifiée on se situe à la fois dans le médical et le social dont certains côtés relèvent du secteur marchand (services de divertissement, de télérelation, lien social...) et où des modèles économiques traditionnels peuvent être engagés faisant intervenir soit la participation personnelle de la personne handicapée elle-même, soit de ses aidants familiaux : financement par la publicité, la facturation à l'usage, sites marchands, abonnement, place de marché, communauté. Lorsque l'on se situe dans le non-marchand, on peut voir intervenir les collectivités territoriales, l'Etat, les mutuelles, les assurances, ou l'idée d'une assurance dépendance où "le cinquième risque" va conduire à des contrats de type assurance... En ce qui concerne les dernières innovations de pointe mises sur le marché à des prix d'acquisition trop fort, une proposition serait la location de ces outils afin de permettre un accès à un plus grand nombre de clients potentiels. Une autre solution serait le prêt via des associations ou des organisations afin de cerner au mieux les aides adaptées.

Sans la demande, l'offre ne pourra se développer et toutes les innovations risquent de ne pas sortir des laboratoires de recherche qui n'auront pas trouver les moyens de transférer leurs connaissances.

V. CONCLUSION

Selon l'enquête HID, les aides techniques les plus utilisées sont celles destinées à la mobilité, à la communication, à pallier les problèmes d'incontinence, au traitement des maladies de longue durée. Les nouvelles technologies s'intègrent dans ce contexte, mais font face à un marché étroit, segmenté et un retour sur investissement faible. La demande est elle-même

contrainte par des ressources financières limitées et une faible connaissance des réseaux de distribution. Pourtant les besoins existent et la valeur perçue par les personnes handicapées pour ce type d'outils est forte et augmentera avec le vieillissement de la population. La difficulté, au niveau du modèle économique, est de décloisonner le social et le médical. Finalement, il manque des études chiffrées permettant de déterminer les gains à l'utilisation de ces dispositifs et de leurs usages. Du coup, la conception de services ou produits innovations devient un enjeu majeur qui ne peut qu'être soutenue par les pouvoirs publics (soit en favorisant la demande, soit en soutenant l'offre). Il nous paraît alors indispensable de mesurer la valeur qu'accordent les personnes utilisatrices (la personne handicapée ou l'aidant ou le professionnel) aux TIC pour définir au mieux leur disposition à payer et en déduire un prix acceptable de marché.

VI. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Alcimed, Etude prospective sur les technologies pour la santé et l'autonomie, Rapport ANR-CNSA, octobre 2007.
- [2] Polleti B., Rapport sur les apports de la science et de la technologie à la compensation du handicap, Office parlementaire d'évaluation des choix spécifiques et techniques, rapport d'information Assemblée Nationale n°1010 et Sénat, n°462, juillet 2008.
- [3] Picard R., Souzy J.P., Usage des TIC par les patients et les citoyens en situation de fragilité dans leurs lieux de vie,
- [4] Délégation Interministérielle aux Personnes Handicapées, Le marché des aides techniques, Paris, mai, 2005.
- [5] Triomphe A. (dir.), Economie du handicap, Paris, Presses Universitaires de France, 2006.
- [6] Le Goff-Pronost M., Tremembert J., Les déterminants d'usage des TIC par les citoyens fragilisés au sein de leur lieu de vie : vers une enquête quantitative et prospective, Rapport final de la mission pour le Conseil Général des Technologies de l'Information intitulée « Usages des TIC par les patients et citoyens fragilisés sur leur lieu de vie », 31 mars 2008.
- [7] Masson R., Aubert S., Boulakfouf S., « Un outil de recherche d'informations sur le Web pour les seniors », ASSISTH 2007, novembre, Paris.
- [8] Trancart M., « Téléalarmes : des stratégies économiques très diversifiées », Décideurs, n°46, 2002, p.52-57.
- [9] Gardou C., Le handicap par ceux qui le vivent, éditions ERES, Paris, 2009.
- [10] DREES, « Handicap auditif en France », n°71, novembre 2007.
- [11] Debout C., Lo S., « L'allocation personnalisée d'autonomie et la prestation de compensation du handicap au 31 décembre 2008 », Etudes et Résultats, n°690, mai 2009.
- [12] Mitchell R., Carson R., Using surveys to value public goods: the contingent valuation methodology, Hopkins University Press, Washington DC, 1989.
- [13] Triomphe A., « Les faiblesses du marché des aides techniques », Réadaptation, n°458, 1999, p.25-26.

Session 8 : Intelligence ambiante et réalité virtuelle, IHM

Présidents de session : François CABESTAING, Edwige PISSALOUX

Assistance robotisée à la personne en environnement coopérant

Antonio Tsiory Andriatrimoson, Simon Galerne, Etienne Colle
IBISC, Université d'Evry Val d'Essonne
Prénom.Nom@ibisc.univ-evry.fr

Résumé : Malgré les avancées indéniables des recherches dans le domaine de la robotique autonome, force est de constater qu'il n'est pas envisageable à court, voire même à moyen terme d'utiliser des robots autonome à domicile ou en institution pour aider la personne dépendante ou son entourage. Une solution transitoire, pragmatique, déployable à court terme, est de proposer un robot qui serait téléopéré par l'utilisateur moyennant une assistance. Cependant, les premières évaluations écologiques montrent que certaines situations recevraient une réponse plus adéquate si le robot était plus autonome. Ce papier présente nos premières réflexions pour développer l'autonomie du robot dans le contexte du maintien de la personne à domicile ou en institution. Cette voie s'appuie sur la constatation que l'environnement dit ambiant est de plus en plus coopérant. Nous faisons le postulat qu'une autonomie du robot plus fiable peut émerger d'une coopération étroite entre le robot et l'environnement ambiant. En conséquence de quoi, l'augmentation de l'indépendance du robot participera à l'amélioration de la qualité des prestations rendues à la personne et à l'émergence de nouveaux services.

Mots clés : Robotique d'assistance, environnement intelligent, ontologie, SMA.

I. INTRODUCTION

La téléopération consiste pour l'utilisateur à commander à distance l'ensemble des degrés de liberté du robot (Fig.1). Celui-ci pouvant être complexe, il est possible de réduire la charge de travail de l'utilisateur en donnant une certaine autonomie au robot. On parle alors de téléopération assistée. Le contrôle des degrés de liberté du robot est alors partagé entre l'utilisateur et le robot. Si par exemple, on s'intéresse à une tâche de déplacement, on peut imaginer que l'utilisateur pilote la direction que doit suivre le robot. C'est une commande de niveau haut au sens où l'opérateur fixe un objectif à atteindre ou bien

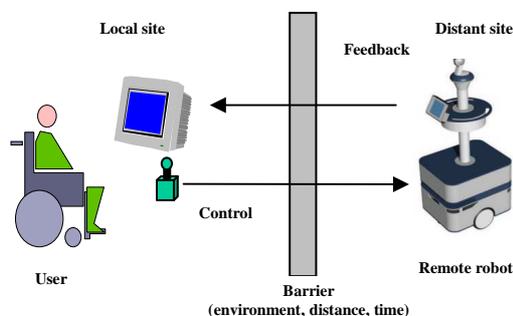


Fig. 1 : Situation de téléopération(adapté de [1]).

une direction à suivre. Cependant il ne commande pas directement les moteurs de la plateforme mobile. C'est le robot qui assure les fonctions autonomes, dites de bas niveau, telles que l'évitement automatique d'obstacles ou le passage automatique de porte. Il décharge ainsi l'opérateur des opérations fastidieuses en lui laissant cependant la maîtrise de la tâche principale. La répartition du contrôle peut être vue comme un curseur allant de la téléopération pure jusqu'à l'autonomie complète du robot [2][3]. Les travaux dans le domaine de la téléopération assistée s'intéressent d'une part à développer les fonctions d'autonomie fiables et d'autre part à améliorer l'appropriation du robot par son utilisateur, robot qu'on peut considérer comme un outil complexe[4][5][6]. Cette appropriation est très dépendante de la nature de l'interaction, notamment la distance spatio-temporel établie entre l'utilisateur et le robot [7], [8], [9], [10]. Une des difficultés majeures de la téléopération est liée aux aspects spatiotemporels. Selon que l'utilisateur et le robot sont localisés dans un même lieu ou non change la nature des problèmes à résoudre. En particulier, comment donner à l'utilisateur la sensation d'être présent dans l'environnement distant dans lequel le robot évolue? Comment piloter à distance le robot en présence de retards variables dus aux délais de transmissions ?

Développer l'autonomie du robot pour répondre à certaines situations dans lesquelles le robot serait difficile à télécommander est une des voies possibles. Cependant les résultats actuels de la recherche en robotique

autonome ne permettent pas d'envisager un déploiement réaliste d'une telle technologie au domicile de patients à moyen terme. Nous présentons dans la suite de l'article, nos premières réflexions pour développer l'autonomie du robot dans le contexte du maintien de la personne à domicile ou en institution. Cette réflexion s'appuie sur la constatation que l'environnement dit ambiant est de plus en plus coopératif. Nous faisons le postulat qu'une autonomie du robot plus fiable peut émerger d'une coopération étroite entre le robot et l'environnement ambiant.

II. VERS DES ROBOTS PLUS AUTONOMES

A. Informatique diffuse

Durant la dernière décennie, le développement de différentes technologies permettant d'interconnecter des objets communicants a entraîné l'avènement de l'informatique diffuse et l'apparition du nouveau paradigme d'architecture orientée service (SOA). L'avantage de ce modèle est de présenter des composants objets appelés services comme des boîtes noires qu'on peut manipuler indépendamment et qui peuvent être totalement découplés de leur architecture. Les entrées-sorties d'un service sont gérées au sein de messages dont on connaît le format grâce à des interfaces clairement définies. Ceci permet un haut niveau de modularité et d'interopérabilité. De plus, le modèle de message permet de s'abstraire de l'architecture, du langage ou encore de la plate-forme qui va supporter les services. Quand un service ne peut satisfaire une demande trop complexe on procède par composition de services qui consiste à combiner les fonctionnalités de plusieurs services Web au sein d'un même processus métier. De nombreuses approches de composition de services ont été proposées dans la littérature. L. Henocque et al [11] donne une classification des différentes méthodes et techniques. Les recherches sur la composition de services ont évolué de la composition manuelle vers la composition automatique s'appuyant généralement sur des techniques issues de l'intelligence artificielle.

B. Cadre de nos travaux

La Fig.2 propose une modélisation d'un environnement ambiant type mis en place pour le maintien à domicile d'une personne en perte d'autonomie.

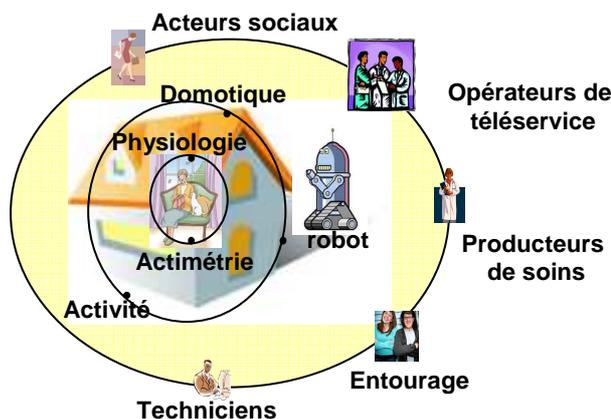


Fig. 2: Environnement communicant pour le maintien à domicile.

On peut regrouper les objets communicants en trois couches principales. La première couche correspond aux dispositifs portés par la personne. Ils sont chargés de mesurer les paramètres physiologiques et actimétriques qui seront transmis au centre de téléservice. Généralement un prétraitement est effectué localement pour détecter des situations alarmantes. Ces indicateurs de plus haut niveau, de type événement, sont également transmis au télécentre distant.

La deuxième couche correspond aux objets communicants attachés à la maison dont le rôle principal est, soit de participer à des services de domotique ou de divertissement, soit de mesurer l'activité de la personne. La mesure de l'activité de la personne permet en premier lieu de compléter l'information transmise au centre de téléservice mais aussi d'adapter la réponse de l'environnement au contexte c'est-à-dire dans ce cas, à l'activité de cette personne. La troisième et dernière couche concerne la communication avec l'extérieur. Elle liste les catégories de personnes susceptibles d'interagir avec la personne. Le robot, qui n'a pas été décrit jusqu'à présent, joue un rôle particulier dans la deuxième couche. En effet bien qu'appartenant à la couche liée à la maison il possède la capacité de mobilité voire de manipulation. Dans le cadre de ce papier c'est la mobilité qui est particulièrement intéressante pour compléter des services existants ou en imaginer d'autres. Le robot doit être considéré comme un système complexe décomposable en plusieurs objets communicants capables de percevoir ou d'agir. Pour le roboticien, la présence d'un environnement composé d'objets communicants est une opportunité. La coopération entre certains de ces objets et le robot va permettre d'augmenter ses capacités d'autonomie en fiabilisant les fonctions nécessaires à sa mobilité.

C. Coopération robot-environnement

La recherche dans le domaine de la robotique d'assistance en environnement ambiant est encore actuellement balbutiante. Parmi les travaux qu'on peut citer F. Capezio et al [12][13] qui présentent une architecture d'intelligence ambiante dans laquelle évolue un robot. Leur système utilise la fusion de données multicapteurs réalisée par des agents intelligents. Aekyung et al [14][15] proposent un intergiciel, nommé CAMUS, s'appuyant sur la notion de services basés contexte. Le robot, le serveur d'environnement ambiant et différents périphériques sont contrôlés chacun par un agent gestionnaire de services. Enfin récemment, A. Yachir et al [16] et Ha and al [17] ont développés des approches basées sur la composition de services pour permettre à des robots d'interagir avec un environnement ambiant. Leur composition automatique de services est basée sur une QoS (quality of Services) qui optimise le nombre et les paramètres qui entrent en jeu dans la composition elle-même.

Quel serait l'usage d'un robot au domicile d'une personne en perte d'autonomie ? Si on prend l'exemple de la télévigilance, le robot aurait pour rôle de lever le doute en cas d'une alarme déclenchée par le système de télévigilance. La tâche du robot, définie avec le partenaire médical, est alors de se déplacer vers la personne pour établir une communication de type visioconférence. Ce lien permettra au praticien d'affiner son diagnostic et de définir les meilleurs moyens d'intervention. Nous proposons plusieurs modes de commande du robot :

- La téléopération assistée du robot par l'opérateur de télévigilance
- Le déplacement autonome du robot

C'est le mode autonome par coopération entre le robot et son environnement communicant qui intéresse cet article. Le temps d'intervention étant un critère vital, un des scénarii possibles serait que le robot commence en mode autonome la recherche de la personne pour être relayé si nécessaire, en cours de mission, en mode téléopéré par l'opérateur de téléservice. Pour réaliser de façon autonome la tâche de déplacement d'un point de départ (positionnement du robot à l'occurrence de l'alarme) vers un point d'arrivée (emplacement de la personne), le robot doit être capable de réaliser les fonctions suivantes : se localiser, localiser la personne, planifier un chemin, suivre ce chemin en résolvant les problèmes qu'il peut rencontrer au cours de la navigation.

Quels objets communicants de l'environnement (Fig.) peuvent aider à la réalisation des fonctions citées

précédemment ? Principalement ceux appartenant à la couche intermédiaire, attachés à la maison, qui participent aux services de type domotique ou à la mesure de l'activité de la personne. Ceux de la première couche, attachés à la personne, moins pertinents, peuvent cependant affiner le contexte en fournissant des données plus précises sur la posture de la personne et son état de stress par exemple. Enfin le robot étant considéré comme un objet complexe, il faut ajouter l'ensemble des sous-objets communicants composant le robot.

III. MODELE DE COOPERATION ROBOT-ENVIRONNEMENT

Nous partons des principes suivants. L'environnement est composé d'un ensemble d'objets communicants dont le robot fait partie intégrante. Les objets proposent des services [18]. La composition de certains de ces services permet d'accroître et de fiabiliser l'autonomie du robot. Le rôle du modèle de coopération est de définir :

- le domaine applicatif. Les composants du domaine, leurs caractéristiques, les relations inter-composants;
- les services et leurs caractéristiques;
- les règles de composition de services et les stratégies pour réaliser les prestations attendues par l'utilisateur de ces services.

Le modèle de coopération est composé de deux blocs. Le premier représente la base de connaissance et décrit l'ensemble des composants du domaine, de leurs caractéristiques et des relations inter-composants. Le deuxième est le compositeur dynamique de services qui va exploiter cette connaissance pour réaliser la prestation attendue par l'utilisateur du système. Comme dans notre cas, cette prestation dépend en partie des capacités d'autonomie du robot, la composition de services aura pour sous-objectif d'accroître cette autonomie. Cependant, la coopération robot-environnement est-elle vraiment indispensable au déplacement autonome du robot? Si oui, quelle(s) stratégie(s) adoptée(s) ?

En l'état actuel des recherches en robotique autonome, parmi les opérations: se localiser, localiser la personne, planifier un chemin, suivre ce chemin, seule la planification est réalisable de façon autonome et fiable par le robot. La navigation peut aussi l'être partiellement selon la phase en cours d'exécution. La localisation du robot et de la personne qui sont les deux points durs de la tâche de déplacement nécessite une coopération entre le robot et son environnement. Toutefois le robot est capable, sous certaines conditions, d'effectuer seul les phases impliquant une localisation relative. Nous avons donc considéré que le déplacement du robot est une succession imbriquée d'actions autonomes et d'actions

réalisées en coopération avec l'environnement ambiant. Cette stratégie présente l'avantage de pouvoir facilement intégrer les avancées des recherches en robotique autonome.

Nous présentons dans la suite les deux blocs principaux du modèle de coopération robot-environnement à savoir le modèle de représentation de la connaissance et le composeur de services. Ce dernier est destiné à exploiter dynamiquement cette connaissance pour appliquer la stratégie de déplacement du robot décrite ci-dessus.

D. Modèle de représentation de la connaissance

Nous avons opté pour une représentation de la connaissance qui repose sur le concept d'ontologie. C'est un modèle de données représentant un ensemble de concepts et de relations entre ces concepts dans un domaine spécifique. L'ontologie est employée pour raisonner à propos des objets du domaine concerné. Elle offre la possibilité d'un partage ou d'une réutilisation du domaine de connaissance, de séparer la connaissance du domaine proprement dit de la connaissance opérationnelle et d'analyser la connaissance de ce domaine. Les ontologies s'appuient sur un formalisme bien établi afin de structurer et hiérarchiser les informations :

- Les instances ou individus: objets de base ;
- Les classes : ensembles, collections, ou types d'objets ;
- Les attributs : propriétés, fonctionnalités, caractéristiques ou paramètres des objets ;
- Les relations : liens que les objets peuvent avoir entre eux ;
- Les événements : changements subis par des attributs ou des relations.

En outre, de nombreux outils performants sont disponibles pour la construction et l'utilisation des ontologies. Ils faciliteront la mise en œuvre de l'exploitation de cette connaissance par le composeur de services. Nous avons retenu langage, OWL (Ontology Web Language) [19], recommandé par le W3C¹ dans le cas du traitement automatique des données. Ce langage permet de développer des ontologies distribuées compatibles avec les standards du web. Une des définitions de l'ontologie qui fait autorité est celle de Gruber [20]: « Une ontologie est la spécification d'une conceptualisation d'un domaine de connaissance ». Cette définition s'appuie sur deux dimensions. Une ontologie est la conceptualisation d'un domaine, c'est-à-dire un choix quant à la manière de décrire un domaine. C'est par

¹ W3C est un consortium qui développe des outils et des langages standards pour la technologie du Web.

ailleurs la spécification de cette conceptualisation, c'est-à-dire sa description formelle.

A.1. Structure de notre ontologie

Nous nous sommes inspirés pour le choix des concepts de ceux proposés par [21], [22] mais la structuration de l'ontologie répond aux spécificités de notre cadre applicatif. Elle fait apparaître quatre classes principales:

La classe « Etre vivant » décrit l'ensemble des personnes pouvant interagir avec l'environnement ambiant (patient, professionnels, entourage ...);

La classe « Habitat » décrit le domicile du patient ;

La classe « Objet communicant » décrit les capteurs et actionneurs communicants présents dans l'environnement. Le robot fait partie intégrante de cette classe ;

La classe « Tâche » décrit les tâches des êtres vivants, du robot et du système.

Comme nous nous intéressons ici à la coopération robot-environnement pour le déplacement du robot, nous avons, au travers d'extraits de l'ontologie appartenant aux classes « habitat » et « objet communicant », illustré l'intérêt des attributs liés à un concept et des relations établies entre classe.

A.2. Modèle de l'environnement

Le modèle de l'environnement est centré robot au sens où il doit lui permettre de se localiser, de localiser le patient et de planifier un chemin pour se déplacer. Nous avons opté pour un modèle rapide à construire ne nécessitant que peu de données géométriques. Cette option n'est rendue possible que si le robot présente des capacités d'autonomie propres. C'est donc plutôt un modèle topologique qui est enrichi par des informations permettant de situer grossièrement les objets communicants dans l'environnement. La Fig.3 illustre la représentation d'une partie de l'habitat.

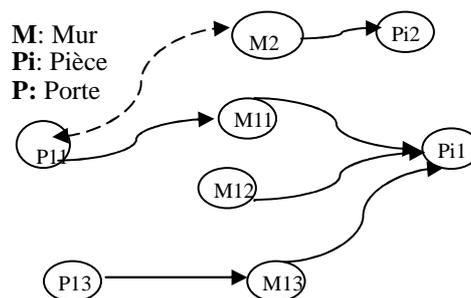


Fig.3: Représentation de l'habitat.

Les flèches pleines définissent une relation d'appartenance tandis que la flèche en pointillés indique quelle porte assure le passage de la pièce 1 à la pièce 2. Cette représentation permet de localiser les instances de

la classe « objet communicant » en établissant avec celles de la classe « habitat » une relation d'appartenance de type « capteur x » appartient au « mur M12 ». Cette localisation même grossière des objets communicants dans l'environnement est essentielle pour localiser le robot et la personne par une coopération robot-environnement.

A.3. Modèle des objets communicants

La classe « Objet communicant » est divisée en plusieurs sous-classes. A chaque sous-classe est associée des attributs qui seront utilisés par la composition de services.

Attributs type caractéristiques	Valeur
Actif/Passif	Passif
Grandeur mesurée	Présence
Plage/précision	+30° ou -30°
Portée maximale	12m
Positionnement angulaire ou par rapport à un mur ou un coin	Θ°

Fig. 1: Attributs associés à un capteur de présence.

Nous avons distingué deux types d'attribut : la propriété qui définit à quoi sert l'objet et les caractéristiques qui précisent comment l'utiliser (Fig.4).

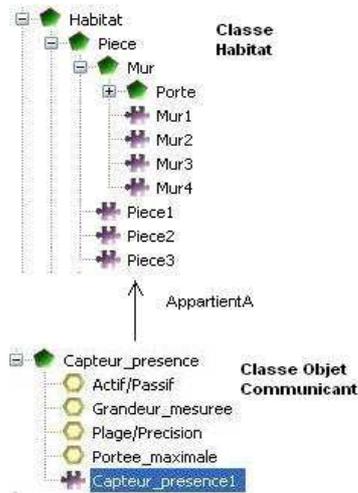


Fig. 4: Relation entre un capteur et un mur.

Comme dit au paragraphe précédent, chaque objet communicant est localisé dans l'environnement par une relation d'appartenance. Elle est établie entre un individu de la classe « objet communicant » et un individu de la classe « Habitat » (Fig. 4).

E. Composition de service

Les travaux sur ce sujet ayant débutés récemment, nous présentons dans la suite les premières réflexions et les

pistes que nous pensons suivre. Les approches suivies pour la composition de service peuvent être subdivisées en deux grandes catégories [11]. Celles basées sur le Workflow et celles émanant de l'Intelligence Artificielle Distribuée. Parmi celles-ci, nous avons retenu le Système MultiAgent (SMA) qui est un système composé de plusieurs agents en interaction, capables de résoudre des problèmes complexes ou impossibles pour un agent individuel ou un système monolithique.

B.1. SMA

La tâche du SMA sera de répondre à deux objectifs de niveau différent. Le premier est d'assurer la prestation attendue par l'utilisateur humain et le deuxième de rendre fiable l'autonomie du robot. Et ce, en s'adaptant au changement de l'environnement. La solution adoptée actuellement est centrée robot. Le SMA est formé de 6 agents principaux capables d'interagir entre eux et avec l'ontologie décrite précédemment. Nous les avons appelé « agent métier » car ils possèdent une expertise dans un domaine donné. Trois agents métiers participent plus spécifiquement au déplacement du robot. L'agent « Robot » est considéré comme un chef d'orchestre qui s'appuie sur deux agents spécialisés, l'un pour la localisation du robot et le deuxième pour celle du patient. L'agent « Perception complexe » est spécialisé dans la gestion des capteurs complexes et le traitement de leurs données. Sont concernés les capteurs de vision, sonore... Un agent est dédié au patient, son activité, la gestion des données médicales. Le dernier agent appelé « Interface » permet à un utilisateur de prendre la main sur le SMA pour contrôler le robot en mode téléopéré.

B.1. Comportement d'un agent métier

A l'initialisation du système, L'agent interroge l'ontologie pour acquérir les informations dont il a besoin. Pour ce faire il va parcourir l'ontologie à la recherche de l'attribut que nous avons nommé « propriété », associé à certains concepts de l'ontologie. La propriété précise les informations de l'ontologie qui peuvent intéresser l'agent en fonction de sa compétence métier. Par exemple, la propriété que recherchera l'agent « Localisation robot » est « la capacité à localiser ». De nombreux capteurs appartenant à la classe « objet communicant » seront affectés de cette propriété. Ainsi l'attribut « propriété » affecté à un concept mais aussi les relations d'appartenance entre ces concepts permettent à l'agent de sélectionner les sous-parties de l'ontologie qui concernent sa compétence.

Une fois initialisé, L'agent exécute une méthode parmi un ensemble générique, hiérarchisé selon certains critères. Nous illustrons notre propos en prenant

l'exemple de l'agent « localisation robot ». Nous avons choisi de classer les méthodes de cet agent en fonction du niveau de gêne occasionnée à la personne à domicile. Nous partons du principe qu'il faut réduire autant que faire se peut le degré d'intrusion provoqué par la présence du robot. L'agent présente deux modes de fonctionnement, un mode continu et un mode événementiel.

a) Mode continu : L'agent fonctionne en permanence pour maintenir un historique de localisation. Il recherche un compromis entre le niveau de gêne et la qualité de la localisation. La qualité de localisation est définie par le niveau de risque qui est lié à l'état de la personne. Le niveau de risque sera défini par les professionnels de santé (cf Grille AGIR). Plus le risque est jugé élevé plus la qualité de localisation doit être bonne afin de permettre au robot de réagir plus rapidement. La qualité est principalement la précision de localisation. La méthode de localisation sera d'autant plus intrusive que la précision requise sera élevée.

b) Mode événementiel : L'agent répond à un événement, alarme ou demande explicite de service. Le principe retenu est que cet événement modifie le niveau de précision.

En résumé, en mode continu, la précision est fixée par le risque liée à la personne et modérée par le niveau de gêne occasionné. En mode événementiel, la précision est modifiée par la requête, pour permettre l'utilisation d'une méthode plus efficace mais plus intrusive. Nous avons actuellement identifié quatre classes de méthodes de localisation hiérarchisées en fonction du niveau de gêne :

- basée sur la perception passive.
- basée sur la perception interactive.
- basée sur une boucle perception-action autorisant de petits mouvements du robot ou des capteurs orientables.
- basée sur une boucle perception-action en autorisant un déplacement du robot

IV. CONCLUSION

Nous avons dans cet article avancé les principes permettant de développer l'autonomie d'un robot mobile d'assistance en environnement ambiant considéré comme coopérant. Certains services disponibles peuvent être mis à profit par le robot pour compléter ses connaissances notamment en ce qui concerne sa localisation et celle de la personne. Nous avons proposé une architecture de coopération composée d'une ontologie comme base de connaissance et d'un SMA composé d'agents métiers pour assurer à la fois la prestation attendue par l'utilisateur et les fonctions autonomes nécessaires au

déplacement du robot. Certaines tâches seront réalisées par composition de services.

Cette architecture n'est actuellement qu'à l'état d'ébauche. Il est nécessaire maintenant que les principes généraux sont arrêtés, de développer et formaliser les deux blocs : ontologie et SMA puis de la tester.

V. BIBLIOGRAPHIE

- [1] Fong, T., & Thorpe, C. (2001). Vehicle teleoperation interface. *Autonomous Robots*, 11, 9-18.
- [2] T. B. Sheridan. Telerobotics, Automation, and Human Supervisory Control, *Cambridge, MA: MIT Press*, 1992.
- [3] T. B. Sheridan. Humans and Automation: System Design and Research Issues, *John Wiley and Sons*, 2002.
- [4] Rabardel, P. (1991). Activity with a training robot and formation of knowledge, *Journal of Artificial Intelligence in Education*. USA.
- [5] Rabardel, P. (1993). Représentation dans des situations d'Activités Instrumentées. In A. Weill-Fassina, P. Rabardel & D. Dubois (Eds), *Représentation pour l'action*. Toulouse : Octares.
- [6] Rybarczyk Y., D. Mestre, P. Hoppenot et E. Colle. Implémentation télérobotique de l'anticipation sensorimotrice pour optimiser la Coopération Homme-Machine. *Le Travail humain*, tome 67, n°3/2004, 209-233, 2004
- [7] H. A. Yanco, J. L. Drury. Classifying Human-Robot Interaction: An Updated Taxonomy. *IEEE Conference on Systems, Man and Cybernetics*, (2004).
- [8] Yanco, H., and Drury, "J. A taxonomy for human-robot interaction", *In Proc. AAAI Fall Symposium on Human-Robot Interaction*, (2002), 111-119.
- [9] Goodrich M., Schultz A. "Human-Robot Interaction: A Survey", *Foundations and Trends R_ in Human-Computer Interaction*, Vol. 1, No. 3 (2007) 203-275.
- [10] Steinfeld A., Fong T., Kaber D., Lewis M., Scholtz J., Schultz A., and Goodrich M. "Common Metrics for Human-Robot Interaction", *Proceedings of the 2006 Human-Robot Interaction Conference*. Salt Lake City, Utah, March 2-4, 2006.
- [11] L. Henocque, M. Kleiner , "combining web service functionality in composite orchestrations", *Semantic Web Services, Concepts, Technologies and Applications*, Springer, 245-286, 2007.
- [12] F. Capezio, F. Mastrogiovanni,, A. Sgorbissa, and R. Zaccaria, *Mobile Robots and Intelligent Environments*, AI*IA2007, Springer/Heidelberg, LNAI 4733, pp. 781-788, (2007).
- [13] Francesco Capezio, Fulvio Mastrogiovanni, Antonio Sgorbissa and Renato Zaccaria, « Towards a Cognitive Architecture for Mobile Robots in Intelligent Buildings », *ICRA-07 Workshop on Semantic Information in Robotics*, 10 Avril 2007, Italie.
- [14] Aekyung Moon, Minyoung Kim, Hyoungsun Kim, Soowon Lee and Hyun Kim, « Development of CAMUS based Context-Awareness for Pervasive Home

Environnements », *International Journal of Smart Home*, Vol. 1, No. 1, January 2007.

- [15] Aekyung Moon, Hyoungsun Kim, Hyun Kim, Soowon Lee, Context-aware Active Services in Ubiquitous Computing Environnements, *ETRI Journal Volume 29, Number 2*, April 2007.
- [16] A. Yachir, K. Tari1, A. Chibani1 and Y. Amirat, Towards an Automatic Approach for Ubiquitous Robotic Services Composition, *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems Acropolis Convention Center, Nice, France, (2008)*, 3717-3724.
- [17] Y. G. Ha, J. C. Sohn, Y. J. Cho. Toward a ubiquitous Robotic companion: design and implementation of ubiquitous robotic service framework, *ETRI Journal, Volume 27, Number 6*, December 2005, 666-676.
- [18] The OWL Services Coalition. OWL-S: Semantic Markup for Web Services, (<http://www.daml.org/services/owl-s/1.0/owl-s.html>), 2003.
- [19] McGuinness D.L et al. OWL web ontology language overview, W3C Recommendation 10, February 2004. <http://www.w3.org/TR/2004/REC-owl-features-20040210/>
- [20] Thomas R. Gruber, Towards Principles for the Design of Ontologies Used for Knowledge Sharing in *Formal Ontology in Conceptual Analysis and Knowledge Representation, Kluwer Academic Publishers*, 1993
- [21] F. Latfi, B. Lefebvre and C. Descheneaux. Le rôle de l'ontologie de la tâche dans un habitat intelligent en télésanté, *1ères Journées Francophones sur les Ontologies JFO 2007, Sousse, Tunisie., 18 - 20 Octobre 2007*, pp. 135-153.
- [22] F. Latfi and B. Lefebvre. A cognitive system for a smart home dedicated to people in loss of autonomy, *ICOST 2005, University of Sherbrooke, Canada, July 4-6, 2005*

La réalité virtuelle comme outil pour l'évaluation, la visualisation et la validation de l'accessibilité d'un lieu de vie.

R. Otmani - A. Pruski – Lasc, Université de Metz
K. Belarbi – Lar Université Mahmoud Mentouri Constantine, Algérie
{Otmani,pruski}@univ-metz.fr kbelarbi@yahoo.com

Résumé :

L'évaluation de l'accessibilité dans un environnement bâti est nécessaire lorsque les capacités physiques de la personne ne correspondent plus aux nécessités de l'habitat ce qui survient en général après un accident de la vie. Le handicap généré ne permet plus d'évoluer comme auparavant rendant indispensable une adaptation de l'habitat. Nous proposons une méthode d'évaluation de l'accessibilité à la manipulation afin d'établir le constat mais aussi pour proposer une visualisation et une validation des modifications de l'environnement. Le processus d'évaluation de l'accessibilité est formulé comme un problème de résolution de l'inverse cinématique d'une structure articulée composée de la personne et de son dispositif de mobilité en considérant l'amplitude de ses capacités physiques résiduelles.

Mots clés : accessibilité, réalité virtuelle, inverse cinématique

1. Introduction

L'accessibilité désigne la capacité d'une personne à appréhender son environnement et à le maîtriser. Elle se réfère à des objets, des bâtiments, de l'information et de la technologie disponibles dans des activités quotidiennes de toute personne. Pour les personnes handicapées la notion d'accessibilité est particulièrement présente au quotidien puisqu'en général un environnement est conçu pour des personnes ayant toute leurs facultés physiques, sensorielles et cognitives. La réalité virtuelle est une technologie qui peut apporter une contribution importante dans la détermination de plusieurs caractéristiques de l'accessibilité. Elle permet de vérifier l'état de l'accessibilité par une évaluation de l'accès aux objets, de leur manipulation et des mouvements qu'il est possible de réaliser dans un environnement. Elle permet également de vérifier si les plus-values apportées par des modifications virtuelles sont conformes aux attentes. Dans un souci de communication, elle permet de visualiser et de partager avec l'occupant l'impression obtenue après réalisation des modifications. Cet aspect n'est pas négligeable puisqu'il permet notamment de dialoguer objectivement avec l'occupant des lieux

ce qui est souvent difficile à partir de plans en 2D. Nous proposons dans ce papier de décrire un travail qui consiste à utiliser cette technologie pour déterminer l'accessibilité dans le cadre de la manipulation d'objet dans un lieu de vie. L'approche que nous avons utilisée est formulée comme un problème de cinématique inverse d'une structure articulée composée de la personne et de son dispositif de déplacement en vérifiant que la main de la personne peut atteindre des objets dans l'environnement en tenant compte des contraintes liées à son degré d'invalidité et de celles liées à la nature de l'environnement.

2. Différentes approches et méthodologies utilisées dans l'évaluation de l'accessibilité.

Il n'existe pas, à l'heure actuelle, de consensus sur la méthodologie à utiliser dans l'évaluation de l'accessibilité d'un logement. Dans la plupart des pays industrialisés des normes ou des préconisations sont disponibles permettant aux professionnels du bâtiment d'être guidé dans la conception de constructions neuves. Il n'est en général pas prévu de recommandations, sauf celles dictées par le bon sens, pour l'aménagement de l'intérieur des logements. En France, une loi [Loi05] régit des règles pour les constructions neuves que ce soit des logements collectifs ou individuels. La loi définit le handicap dans sa diversité par toute limitation d'activité ou restriction de participation à la vie en société due à une altération d'une ou plusieurs fonctions physiques, sensorielles, mentales, cognitives ou psychiques. Un arrêté du 1er aout 2006 fixe les dispositions relatives à l'accessibilité aux personnes handicapées des bâtiments d'habitation collectifs et des maisons individuelles lors de leur construction. Ces dispositions sont générales permettant un accès global essentiellement dans le cadre de la mobilité. Tous les pays industrialisé ont leurs préconisations pour l'accessibilité des logements. Au Royaume-Uni [UK95] et en Hollande, les lois et réglementations [Bow03] obligent les responsables de projet à réaliser des bâtiments et habitations accessibles ou facilement adaptables aux besoins des utilisateurs. En Belgique [CWA75] seuls les bâtiments ouverts au public sont soumis à quelques critères (largeur de portes intérieures, etc.). Un collectif belge, le GAMAH [GAM], propose un

outil de mesure de l'accessibilité en fonction des différents types de handicap : l'Indice Passe-partout (IPP) donne une information sur le niveau d'accessibilité des bâtiments représenté par six pictogrammes et six cotations pouvant varier de 0 à 9, pour les personnes handicapées physiques ou sensorielles. Au niveau européen [Eur04], le Conseil de l'Europe incite les pays membres à encourager l'accessibilité des logements, lieux de travail et bâtiments publics en proposant une réflexion sur l'évolution dans la manière de penser les constructions (approche individuelle, approche catégorielle, approche intégrée). Aux États-Unis [Hou88], depuis 1988, le Congrès américain a élargi la notion de discrimination aux pratiques basées sur le handicap, dans le Fair Housing Act, des exigences de design et de construction pour les maisons multifamiliales construites après mars 1991 sont établies. En vertu du code l'American with Disabilities Act [ADA02], tous les opérateurs du bâtiment sont invités à construire des logements accessibles et ils sont tenus de veiller à l'amélioration de l'accessibilité de leurs installations en faisant des travaux de rénovation et de réadaptation. Ces mêmes exigences légales existent en Afrique du Sud [Dis00] et en Australie [Dis92].

3. Notre approche

3.1. Introduction

Nous proposons d'utiliser les potentialités de la réalité virtuelle comme source de données sur l'environnement et comme support de visualisation des résultats de l'évaluation de l'accessibilité d'un appartement ou une maison individuelle. Nous déterminons, pour chaque point de l'espace, s'il est accessible au sens de la manipulation par une personne ayant des caractéristiques physiques propres. Celle-ci est considérée contrainte dans ses limites articulaires de part une déficience physique. D'autre part, nous supposons qu'elle se déplace à l'aide d'un système de mobilité comme un déambulateur ou un fauteuil dont chacun présente des contraintes dont nous tenons compte.



Figure 1 : Exemple illustratif du problème étudié

La figure 1 représente une image instantanée d'une vidéo prise sur internet illustrant le problème de la saisie d'un objet dans un élément de rangement qui est en l'occurrence un réfrigérateur. La personne est assise dans un fauteuil et ses capacités physiques résiduelles l'empêchent d'accéder à l'objet placé sur une étagère qui s'avère trop haute. Cette personne se déplace à l'aide d'un fauteuil manuel et possède des restrictions au niveau des mouvements de l'épaule.

3.2. Position du problème

Le principe général de la méthode que nous proposons consiste à vérifier si une solution à l'inverse cinématique de la structure articulée globale humain et moyen de déplacement existe pour tout point de l'espace que nous désirons évaluer. Notre méthodologie repose sur trois composantes : la personne humaine, l'environnement à évaluer et l'interaction entre les deux.

De manière générale considérons $[X]$, un point de l'espace, défini par sa position et éventuellement son orientation, soit six composantes, d'autre part considérons $[\Theta]$ un vecteur représentant un ensemble de variables articulaires correspondant aux divers degrés de liberté d'une personne humaine. Le point $[X]$ est considéré comme accessible s'il existe une solution à l'équation $f([\Theta])=[X]$. La fonction $f([\Theta])$ représente la relation entre les variables articulaires et les divers éléments du corps humain. Si une solution à cette équation existe alors nous considérons que le point est accessible sans prendre en compte l'aspect confort de la solution. Effectivement, ce système d'équation est hautement redondant ce qui nous amène à trouver une solution parmi un ensemble en restant dans les limites articulaires mais qui, malgré tout, peut ne pas être confortable pour la personne. Par la résolution de ces équations nous obtenons une solution, soit la personne, en réel, utilise une solution plus « confortable » soit elle utilise une solution conforme à nos calculs. En tout état de cause nous savons qu'une solution existe et qu'elle est utilisable dans la limite de ses capacités articulaires. La personne se déplace à l'aide d'un dispositif d'aide tel un fauteuil, manuel ou électrique, ou un déambulateur. Dans le premier cas elle est assise ce qui contraint ses mouvements ou elle est debout dans le second cas ce qui a une incidence sur ses gestes au niveau des points de saisie. Le système d'aide au déplacement possède lui-même des contraintes, à la fois d'encombrement dans le placement et de cinématique dans le mode de déplacement. Les fauteuils sont, en général, non

holonome ce qui impose à la personne de faire des manœuvres. Nous ne considérons pas les aspects de non holonomie puisque nous laissons à la personne l'initiative des manœuvres et l'optimisation du placement devant les objets à saisir dans le même esprit que le choix de la solution de saisie confortable. Par contre, les possibilités de placement du système de déplacement sont prises en considération puisque ceux-ci interviennent dans la possibilité de saisie. Le système d'équation $f([\Theta])=[X]$ permet de vérifier l'accessibilité en considérant que la personne est fixe. Dans le cas d'une mobilité il faut faire intervenir l'espace de déplacement $\phi(x,y,z)$ avec (x,y,z) l'espace de travail. Dans notre approche la composante z est fixe puisque nous considérons que la personne se déplace parallèlement au sol. Les composantes x et y sont définies par le polygone de déplacement du système de mobilité. Le système d'équation à résoudre devient :

$$f([\Theta])=[X]-\phi(x,y,z)$$

3.3. Modélisation du couple humain - aide au déplacement

L'objectif de l'évaluation de l'accessibilité consiste à vérifier si un environnement de vie est adapté à son occupant. Ainsi l'accessibilité est fonction des capacités physiques de la personne vivant dans ces lieux. Il nous faut dans un premier temps évaluer ses capacités afin d'en tenir compte dans l'évaluation. Nous définissons ses potentialités physiques comme étant les limites de chaque articulation qui sont décrites soit par mesures directes soit par un expert connaissant la personne (médecin, rééducateur, ergothérapeute etc...). Il est nécessaire de disposer d'un modèle mathématique de la chaîne articulaire humaine. Nous nous intéressons uniquement à la chaîne allant du bas de la colonne vertébrale vers une main. Nous considérons que la personne est soit assise sur un fauteuil, les membres inférieurs étant inactifs soit s'aide d'un déambulateur et dans ce cas les membres inférieurs sont considérés comme le moyen de déplacement et ne participent pas à la préhension. La bibliographie dans le domaine de la biomécanique propose plusieurs modèles [Lep93][Mau99][Bad99][Kay94]. Nous avons opté pour le modèle à 21 degrés de liberté [Yan004] qui nous paraît le plus précis pour notre application. Comme il a été mentionné plus avant, nous désirons vérifier l'accessibilité en divers points de l'environnement d'une personne munie de son système de déplacement, pour lequel nous avons également besoin d'un modèle. Le couple humain-système de mobilité se déplace sur le sol par trois degrés de liberté : un degré en rotation et deux en translation. Nous obtenons le modèle à 24 degrés de liberté qui est décrit sur la figure 2. Le modèle

mathématique est établi à partir de la multiplication des matrices de Denavit-Hartenberg [Den55].

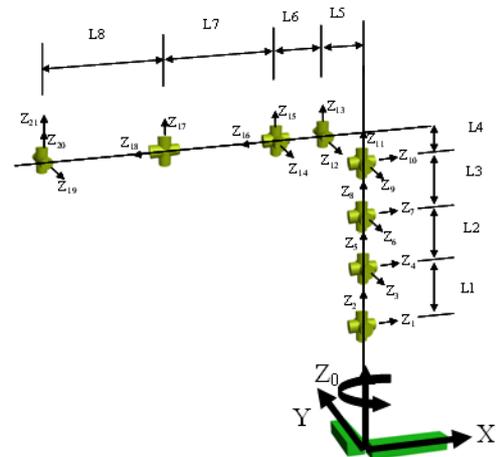


Figure 2 : Le modèle du couple humain-système d'aide au déplacement

3.4. Modélisation de l'environnement

Nous désirons évaluer l'environnement quotidien d'une personne dans l'objectif de l'adapter aux contraintes physiques de son occupant. Nous avons besoin d'une représentation en trois dimensions de cet environnement pour deux raisons, à la fois pour visualiser l'espace de travail réel ou virtuel, avant ou après modification et pour la récupération des coordonnées 3D des différents points pour lesquels nous désirons effectuer l'évaluation.

Plusieurs méthodes sont envisagées dans la littérature dont nous pouvons en citer trois. La première permet de réaliser une mesure directe en utilisant un système de scanning par laser. La deuxième permet la construction 3D par photogrammétrie, cette méthode consiste à associer un ensemble de données 2D afin d'en déterminer les informations 3D. Plusieurs logiciels comme Photomodeler ou Imagemodeler permettent de réaliser ce travail [Kim, 2005]. La troisième méthode consiste à construire l'environnement 3D à partir de logiciels comme 3DStudioMax, Maya ou Blender par exemple pour les plus courants. Dans notre cas nous avons utilisé le logiciel 3dstudioMax qui nous permet de construire des environnements non réels adaptés à nos besoins propres. Nous ne tenons pas compte des objets mobiles comme les meubles les chaises, qui sont facilement déplaçables en cas de besoin. Nous avons travaillé sur un environnement de cuisine qui nous paraît renfermer de nombreux points dont

l'accessibilité n'est pas évidente. La figure 3 reproduit l'environnement de travail.



Figure 3 : L'environnement 3D de travail

3.5. Interaction entre l'environnement et la personne

3.5.1. Introduction

Le principe de base de notre approche consiste à calculer l'existence d'une solution de l'inverse cinématique de la structure articulée pour atteindre un point cible d'un espace modélisée. Un point est considéré comme atteignable si la distance entre l'extrémité de la structure articulée et le point cible est inférieure à une valeur prédéfinie. Nous considérons que la base de la structure articulaire est mobile dans un plan de l'espace et que le volume balayé dépend du caractère de mobilité de la personne modélisée. Si la personne utilise un déambulateur alors la position de la base du référentiel de la structure articulée est située à la taille d'une personne debout et le volume balayé est un cercle de rayon défini. Si la personne est en fauteuil roulant électrique ou manuel alors la position de la base du référentiel de la structure est située à la taille d'une personne assise et le volume balayé est un rectangle. Un point est considéré comme atteignable s'il existe une solution à l'inverse cinématique sans préjuger de la trajectoire à effectuer pour se mettre en position. Ainsi notre objectif consiste à vérifier l'existence d'une solution à l'inverse cinématique en considérant :

- 22 degrés de liberté pour la structure articulée (humain et orientation du système de mobilité) ;
- chaque degré de liberté est contraint par des limites correspondantes aux débattements maximum des articulations ;
- le couple humain-système de mobilité se déplace dans un polygone parallèle au sol (2 degrés de liberté) ;
- il n'est pas pris en considération de caractéristiques particulières comme la minimisation de l'énergie ou le confort du

mouvement. Nous considérons que si une solution existe elle est atteignable par la personne.

- la précision des calculs n'est pas primordiale puisque nous considérons que la compliance du corps humain peut compenser ces erreurs ;

- le temps de calcul doit être rapide afin de pouvoir tester un maximum de point en un minimum de temps.

3.5.2. Inverse cinématique

Le principe général de notre approche consiste à établir l'existence d'une inverse cinématique de notre chaîne articulaire par rapport au point à atteindre. Trois types de méthodes sont disponibles actuellement :

- les méthodes analytiques qui permettent une résolution très rapide du problème. [ToI00] et [KaI07] proposent une méthode limitée en nombre de degrés de liberté et applicable uniquement à la structure articulaire du membre humain supérieur.

- les méthodes de linéarisation constituent une autre solution à notre problème. Elle approche une solution par des incréments successifs en considérant que le système est linéaire autour du point de fonctionnement. Le problème est résolu par inversion d'une matrice Jacobéenne qui est en général singulière ce qui implique de calculer son inverse par des techniques de pseudo inverse dont le coût en temps de calcul est important [Bae01].

- Les méthodes d'optimisation, qui constituent une troisième catégorie, sont les plus intéressantes et souvent utilisées lorsque le nombre de variables est important et si l'on désire obtenir des solutions respectant certains critères particuliers. Le principe consiste à formuler le problème comme un problème d'optimisation par minimisation d'une fonction de coût. De nombreuses approches ont été développées dont on peut citer la descente de gradient avec des adaptations particulières [Muk08][Mul07] et les algorithmes génétiques [Abd04]. Ces algorithmes sont efficaces mais risquent souvent de mener vers des minimums locaux. Ils peuvent être très rapides notamment en utilisant des méthodes de type BFGS [Abd04] qui approximent le calcul de l'inverse matriciel. Dans cette catégorie d'algorithmes nous trouvons l'algorithme Cyclique Coordinate Descent (CCD) [Wan91] basé sur un calcul incrémental des variables de l'extrémité du système articulé vers la base en minimisant l'erreur entre le point (et l'orientation) à atteindre et le point (et l'orientation) réellement atteint. Plusieurs inconvénients sont communément cités dont une adaptation des variables non homogène dans la chaîne articulaire et une lenteur de convergence près de la cible. Lorsqu'aucune limite n'est imposée aux variables alors l'algorithme converge sans minimums locaux. Il est possible d'imposer des limites aux articulations

comme nous le ferons dans notre application, dans ce cas des minima locaux peuvent survenir.

Dans notre approche nous avons développé un algorithme de résolution de l'inverse cinématique, appelé Algorithme à Approximation Incrémentale (IAA) basé, sur une approche similaire à l'algorithme CCD. Nous modifions cet algorithme en imposant une valeur à chaque variable articulaire de la base vers l'extrémité. La valeur de l'incrément est adaptée en fonction de l'erreur commise afin d'affiner la recherche en approchant de la solution. Ces modifications ont plusieurs effets. Nous avons constaté que notre algorithme est légèrement plus rapide lorsque le point cible est constitué de la position et de l'orientation. Le point essentiel de notre algorithme repose sur la prise en compte du polygone d'évolution dans la boucle de résolution ce que ne permet pas l'algorithme CCD qui a besoin d'un point pour calculer la valeur optimale de l'incrément articulaire. Un étude détaillée du principe théorique est présenté dans [Otm09].

- 1-Initialiser de les variables Θ_i de manière aléatoire
- 2- **Faire**
- 3- Définir l'incrément Inc(i) (Incrément par variable articulaire)
- 4- **Faire** pour toutes les variables Θ_i
- 5- $\Theta_i = \Theta_i + \text{Inc}(i)$
- 6- $\epsilon = |f([\Theta]) - [X]|$
- Calculer la distance entre la position courante et le but tel que
- 7- **Si** ($\Delta\epsilon < 0$) **alors** garder Θ_i
- 8- **Si non** $\Theta_i = \Theta_i - 2 * \text{Inc}(i)$
- 9- $\epsilon = |f([\Theta]) - [X]|$
- Calculer
- 10- **Si** ($\Delta\epsilon < 0$) **alors** garder Θ_i **sin on** $\Theta_i = \Theta_i + \text{Inc}(i)$ (garder la valeur d'origine)
- 11- **Tant Que** (les conditions d'arrêts ne sont pas vérifiées)

L'algorithme IAA

3.5.3. Prise en compte de l'encombrement du mobile.

Notre application nécessite de prendre en compte l'encombrement du mobile puisque selon la forme et la surface au sol, les capacités de préhension sont différentes. Nous nous focalisons sur deux formes du mobile, l'une circulaire et l'autre rectangulaire. La forme du système de mobilité a une influence sur l'ensemble des positions possibles atteignables dans l'espace d'évolution. Le polygone de configuration dont nous tenons compte dans l'algorithme est obtenu en appliquant la différence de Minkowski dont le lecteur trouvera des précisions dans [Loz83]. Il consiste à vérifier s'il existe un ensemble de variables Θ tel que $f([\Theta])$ peut atteindre le point $[X]$ considérant l'espace de mobilité $\phi(x,y,z)$. La position à atteindre ne correspond plus à un point mais une surface. Ainsi la fonction de coût (lignes 6 et 9 dans l'algorithme) devient

$$\epsilon = |f([\Theta]) - [X]| + \phi(x,y,z)$$

4. Résultats

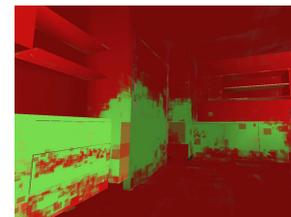
Les aspects théoriques développés dans le cadre de ce travail ont été implantés sous le logiciel Virtools qui permet de manipuler un environnement en 3D. Nous avons développé trois blocs de calculs :

- le premier permet de définir l'espace d'évolution qui est utilisé par l'algorithme IAA pour le calcul du polygone de configuration ;
- le second permet de réaliser le calcul de l'inverse cinématique par IAA ;
- le dernier permet d'acquérir automatiquement les points 3D de l'espace.

Dans la version actuelle nous n'avons pas implanté l'orientation de la saisie. Nous avons conçu une cuisine à partir du logiciel 3DSMax. Le principe de cette implantation consiste à étiqueter chaque point de l'espace par une couleur selon son caractère d'accessibilité ou non. L'étiquetage automatique est réalisé sur 20000 points en 6 mn environ correspondant en moyenne à 18ms par point pour le calcul de l'inverse cinématique et la gestion du graphique. L'erreur admise étant de 1 cm.

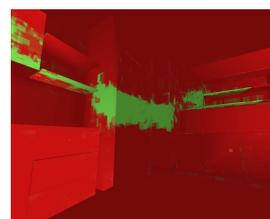


a- en déambulateur

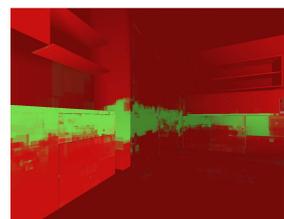


b- en fauteuil

Figure 4 : Etiquetage des points de l'environnement pour une personne sans limitations particulière des articulations



a- en déambulateur



b- en fauteuil

Figure 5 : Etiquetage des points de l'environnement avec limitation des débattements articulaires.

5. Conclusion.

Nous avons proposé dans ce papier une méthode d'évaluation de l'accessibilité d'un environnement bâti en vérifiant l'existence d'une solution à l'inverse cinématique d'une chaîne articulaire constituée par la structure biomécanique d'une personne avec ses limitations propres de

débattements articulaires. La personne se déplace dans l'environnement par l'intermédiaire d'une aide technique qui est soit un déambulateur soit un fauteuil. Le problème posé par l'une ou l'autre aide technique n'est pas le même en terme de contraintes de calcul. Nous tenons compte de chacune des caractéristiques des aides au déplacement. Les perspectives de développement vont dans le sens de la précision du polygone d'évolution. Nous travaillons sur un complément de l'évaluation en définissant les possibilités de mobilité à l'intérieur d'un espace plus vaste et pour y réaliser une opération de préhension. Le principe globale reste le même mais il faut que les divers lieux de l'environnement soit accessibles par le moyen de déplacement.

6. Bibliographie.

- [Abd04] K. Abdel-Malek, W.Yu, J Yang, K. Nebel, "A mathematical method for ergonomic-based design placement", *Int. Journal of Industrial Ergonomics*, pp375-394,2004
- [ADA02] ADA 2002 "American with Disabilities Act (ADA), Accessibility Guidelines for Buildings and Facilities (ADAAG)", as amended through, September 2002
- [Bad99] Badler, N., Palmer, MS, and Bindiganavale, R., (1999). Badler, N., Palmer, MS, et Bindiganavale, R., (1999). "Animation Control for Real-Time Virtual Humans," *Comm. ACM*, Vol. 42, no. 8, pp. 64-73.
- [Bae01] Paolo Baerlocher P, Inverse kinematics techniques for the interactive posture control of articulated figures. Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, PhD Thesis, 2001.
- [Bow03] Bowbeshuit 2003, « The Netherlands standard of accessibility Building Regulation Act (Bouwbesluit) ». Amsterdam, the Netherlands (2003), disponible sur le lien www.wetten.nl
- [CWA75] CWATUP 1975, Federal Law of July 1975, Belgium, its implementing decrees of May, 1977 and the Walloon Code for Spatial Planning, Urban Planning and Heritage and Energy (CWATUP).
- [Den55] Denavit, J, RS. Hartenberg, "A Kinematic Notation for Lower Pair Mechanisms Based on Matrices", *Journal of Applied Mechanics*, vol 77, 1955, pp215-221.
- [Dis00] Discrimination Act, The Parliament of the Republic of South Africa. "The Promotion of Equality and the Prevention of Unfair Discrimination Act. 2000 ». Available at [www.iwraw-ap.org/resources/pdf/South 20Africa_GE1.pdf](http://www.iwraw-ap.org/resources/pdf/South%20Africa_GE1.pdf).
- [Dis92] Discrimination Act, "The Parliament of Australia. Disability Discrimination Act ». 1992. Available at <http://www.austlii.edu.au>.
- [Eur04] Europe 2004, "Accessibility: principles and guidelines. Adaptation of buildings in a built environment accessible », *Council of Europe Publishing*, ISBN 92-871-2259-8, 1993, Reprinted March 2004
- [Gam] GAMAH, « GAMAH Groupe d'Action pour une Meilleure Accessibilité des personnes Handicapées », Région de Wallonie en Belgique, disponible sur le lien <http://www.ipp-online.org/>
- [Hou88] Housing 1988, "Fair Housing Act A federal law", passed in 1968 and amended in 1988

<http://apartments.about.com/od/glossar1/g/fairhousingact.htm>
- [Kal07] M. Kallmann, Analytical inverse kinematics with body posture control, *Computer animation and virtual worlds*, 2007
- [Kay94] Kaysis B., and Iskander PA, "A three-dimensional human model for the IBM/CATIA system," *Computer Aided Design*, Vol. 25, No. 6, pp. 395-397, 1994.
- [Kim05] J. Kim. "Development and Effectiveness of a Virtual Reality Telerehabilitation System for Accessibility Analysis of Built Environment". *PhD thesis*, University of Pittsburgh, 2005.
- [Lep93] Lepoutre, FX, "Human posture modelization as a problem of inverse kinematic of redundant robots", *Robotica*, Vol.. 11, pp. 339-343, 1993
- [Loi05] Loi 2005, « La loi n°2005-102 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées » disponible sur <http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000809647&dateTexte=>
- [Loz83] Lozano-Perez T, "Spatial planning: a configuration Space Approach" *IEEE Trans. On Computer*, Vol-C 32, n°2, pp 108-120, (1983)
- [Mau99] Maurel, W., 1999, "3D Modelling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues », Ph.D. Thesis, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Suisse.
- [Muk08] R. Mukundan, A fast Inverse Kinematics Solution for an n-link Joint Chain, 5th Int. Conf. on Information Technology and Applications, pp 349-354, 2008
- [Mul07] R. Muller-Cajar and R. Mukundan. Triangulation: A new algorithm for Inverse Kinematics, *Proc. Image and Vision Computing*, New Zealand, pp 181-186, 2007
- [Otm09] R. Otmani, A. Moussaoui, A. Pruski, "A new approach to indoor accessibility", *International Journal of Smart Home*, Vol.3, No.4, October, 2009
- [Tol00] Tolani D., Goswami A., Badler N. Real-Time Inverse Kinematics Techniques for Anthropomorphic Limbs. *Graphical Models*, vol. 62, pp. 353-388, 2000.
- [UK95] UK 1995, The Parliament of U.K. « Disability Discrimination Act. 1995 », disponible sur le lien <http://www.opsi.gov.uk/acts/acts1995/>
- [Wan91] Wang L.T., C.C. Chen, "A combined Optimization Method for Solving the Inverse Kinematics Problem of Mechanical Manipulators", *IEEE Transactions of Robotics and Automation*, Vol 7, N° 4, 1991, pp 489-499.
- [Yan04] Yang J., E.P. Pitarch, "Digital Human Modeling and Virtual Reality for FCS", Technical Report n° VSR-04.02, The University of Iowa, Contract/PR NO.DAAE07-03-D-L003/0001, 2004.

Régulation des émotions dans le cadre d'une thérapie par réalité virtuelle : Etude d'un cas de phobie sociale

Abdelhak Moussaoui¹, Alain Pruski¹, Yamina S. BENDIOUIS², Brahim Cherki³

¹ LASC Université de Metz,
7, rue Marconi, 57070 METZ Technopôle
E-mail : {moussaou, pruski}@univ-metz.fr

² Psychologue clinicienne,
Clinique Psychiatrique Tlemcen,
5, rue de l'indépendance, 13000
E-mail : bymouna@hotmail.fr

³ Université de Tlemcen,
FSI, BP 230, Chetouane 13000,
E-mail : b_cherki@yahoo.fr

Résumé : La thérapie d'exposition par réalité virtuelle (TERV) présente de forts potentiels pour le traitement de différents troubles cognitifs et en particulier les phobies. Habituellement les protocoles cliniques associés sont guidés par un psychothérapeute qui gère lui-même l'environnement virtuel (EV), qui surveille l'état du patient et qui suit les différentes mesures d'évaluation. Le travail présenté dans ce papier a deux objectifs. Le premier est de proposer un système de gestion automatique des séances de TERV par la régulation émotionnelle du patient. Il se base principalement sur un système multi-agent (SMA) pour gérer l'interactivité et sur des techniques issues du digital storytelling pour administrer les scénarios. Le deuxième objectif concerne une étude de cas d'une personne phobique sociale qui a suivi un programme clinique organisé en neuf séances. Des mesures subjectives et objectives ont été prélevées afin d'évaluer la thérapie et l'évolution du patient mais aussi pour servir d'entrée au système de régulation proposé. Les premiers résultats obtenus sont prometteurs.

I. INTRODUCTION

L'utilisation de la réalité virtuelle (RV) pour le traitement des phobies et troubles cognitifs a connu ces dernières années de grands succès. L'idée consiste à faire évoluer le sujet dans un environnement virtuel (EV) dans lequel il affronte, par étapes successives, les situations redoutées en réalité afin de le désensibiliser [1]. La disponibilité des outils de mesure de l'état du sujet, en particulier le monitoring physiologique, nous a poussés à penser à l'automatisation des séances de TERV. Notre idée est basée sur trois concepts fondamentaux :

- Faire vivre au sujet une expérience proche du monde réel en participant à la réalisation d'une histoire prévue et conçue par le thérapeute ;

- Laisser au sujet la liberté de navigation dans l'EV. Le sujet est guidé par l'évolution des événements de l'histoire contrairement à la thérapie par RV habituelle où il est exposé à une suite ordonnée de situations anxiogènes gérée par le thérapeute [2-4] ;

- Introduire l'état d'anxiété mesuré du sujet dans le contrôle de l'intensité des stimuli afin de le faire progresser d'une façon lisse et continue.

L'opération d'automatisation des séances permet au thérapeute de gérer des EVs variés et plus complexes munis d'un nombre de stimuli plus important. La présence du thérapeute reste indispensable pour le bon déroulement de la thérapie. Le système est constitué du sujet et de l'EV composé lui-même par des entités 3D et des acteurs virtuels représentés par des avatars. A chacun des acteurs virtuels est associé un rôle bien précis dans l'histoire. Notre système doit répondre aux points suivants :

- Réguler le niveau d'anxiété.
- Assurer la cohérence des comportements des acteurs virtuels et l'histoire vécue par le sujet.

II. TRAVAUX ANTECEDENTS

Durant les deux dernières décennies, plusieurs travaux de recherche ont tenté d'expérimenter et d'évaluer l'utilisation de RV pour le traitement des troubles cognitifs et en particulier les phobies, mais ce n'est qu'en 1998 que la première étude sur la phobie sociale a vu le jour [2]. La première étude, proposée par North et al. [2], a été appliquée à la peur de parler en public, cette étude montre que l'exposition par RV permet de diminuer l'anxiété des sujets face à un public. La deuxième étude similaire a été menée par Harris [5], dont les résultats ont montré que le rythme cardiaque (RC) était un bon indicateur de stress durant les séances de thérapie. D'autres études ont été proposées par Slater et al. Dans [6], un EV qui simule une conversation avec un public a été présenté. Les personnes phobiques ont montré une anxiété supérieure dans le cas de la pièce peuplée mais aussi dans les situations relativement neutres. Une remarquable étude a été publiée par Anderson et al.[7] dans laquelle le système développé a été expérimenté sur des phobiques sociaux. Le système a été testé sur deux participantes. Les résultats ont attesté de l'efficacité du traitement. Une autre étude qui a été réalisée par Klinger et al. [1,4] dont l'objectif était de comparer plusieurs protocoles de TERV pour différents aspects d'anxiété sociale. Les résultats ont conclu que la TERV pouvait être une alternative aux méthodes traditionnelles.

Le projet OZ est l'un des projets précurseurs dans la fiction interactive. Son champ d'études et d'expérimentation est né d'un désir artistique [8]. L'histoire est structurée sous la forme d'un graphe acyclique orienté qui contient les éléments de l'intrigue. Le projet Façade est une expérience d'art/recherche en narration électronique basée sur l'intelligence artificielle. [9]. Les travaux que nous avons présentés précédemment ont un but artistique. Dans notre contexte d'étude, ce sont des thérapeutes qui sont chargés de concevoir et de mettre en œuvre les séances de thérapies proposées aux sujets. Pour cela, le développement d'une solution adaptée à notre problématique est nécessaire.

III. REGULATION EMOTIONNELLE

A. Principe

Le système peut être vu comme une boucle de régulation du niveau d'anxiété du sujet comme montré sur Fig. 1 [10,11].

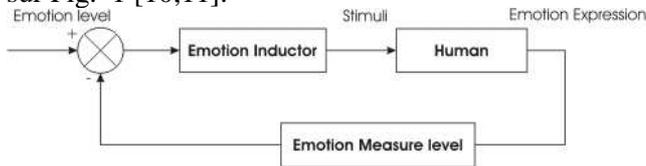


Fig. 1. Boucle de régulation

Le bloc « mesure » informe le système sur le degré d'anxiété du sujet calculé à partir des mesures physiologiques prélevées. Le bloc « inducteur » est l'élément régulateur du système, il compare le degré d'anxiété mesuré sur le sujet avec un niveau de référence donné par le thérapeute afin de décider de la nature et du degré de stimulation à générer. En sortie de ce bloc, nous avons les stimuli à activer. Il est difficile d'avoir une mesure directe de l'anxiété du sujet, mais plusieurs travaux de recherche ont montré que certains caractères physiologiques sont liés aux émotions [11]. Le développement du bloc mesure ne fait pas l'objet de la présente étude. Dans l'état actuel du travail, c'est le thérapeute qui estime le degré d'anxiété du sujet.

B. L'inducteur d'anxiété

Notre solution s'appuie sur la théorie des systèmes multi agents (SMA). En effet, une séance de TERV comporte le sujet, des acteurs virtuels et un EV. Un SMA est composé d'agents et d'un environnement. Dans notre cas les agents sont les acteurs virtuels et le sujet représente l'environnement du SMA. Durant une séance de thérapie, le sujet est affecté par les actions des agents. Un agent a deux types d'action : des **actions stimuli** et des **actions de fond**. Les actions de fond sont activées par les agents lorsqu'ils ne sont pas en interaction ni avec

le sujet ni avec un autre agent. Les actions de type stimuli sont les actions susceptibles de provoquer un changement du niveau d'anxiété. Un stimulus est caractérisé par son effet, c'est un nombre réel qui exprime le degré et la nature de l'effet sur le sujet. Il est donné par un expert. Une action de type stimulus peut être **Rassurante**, **Neutre** et **Anxiogène**.

Rappelons que le sujet est un élément de l'environnement du système multi agent. Afin qu'ils puissent réagir correctement, les agents doivent connaître à tout moment l'état du sujet. Le thérapeute informe le système sur le degré d'anxiété du sujet en introduisant son état au travers du clavier. Ces états sont donnés par deux variables : le niveau d'anxiété mesuré et son sens de variation. Le niveau d'anxiété peut être : **Rassuré**, **Anxieux** ou **Très Anxieux** et le sens de variation peut être **en Descente**, **Stable** ou **en Montée**.

Le principe des thérapies d'exposition est de mettre le sujet face aux stimuli anxiogènes, autrement dit, de maintenir le sujet dans l'état Anxieux-Stable. Le modèle de transition du sujet n'est pas déterministe, c'est une distribution de probabilité sur tous les états suivants possibles. L'un des concepts utilisés pour introduire l'incertitude de transition entre états dans la décision des agents est celui de l'utilité espérée [12]. L'utilité d'un état est indiquée par un nombre réel qui exprime son importance vis-à-vis de la réalisation d'un objectif donné.

L'objectif d'un agent est un état de l'environnement. Pour qu'il soit rationnel, un agent doit choisir une action optimale qui maximise l'utilité espérée :

$$a^* = \arg \max_a \sum_{s' \in S} p(s' | s, a) U(s')$$

Avec s l'état actuel du sujet, s' l'état suivant, S l'ensemble des états du sujet. $U(s')$ est l'utilité de l'état s' et $p(s' | s, a)$ la distribution de probabilité de passer de s aux états suivants possibles s' si on active l'action a

C. La gestion des conflits

Dans le cas des agents collaboratifs, la coordination permet d'assurer qu'aucun des agents ne perturbe les autres lorsqu'il choisit une action et que ses actions servent l'objectif global du groupe. Pour cette raison nous avons choisi de n'autoriser qu'un seul agent à entrer en interaction avec le sujet et cela en introduisant le rôle d'**Agent principal**. Celui-ci sera affecté à l'agent possédant l'action qui a le plus de certitude à faire passer le sujet à un état *utile*, l'utilité espérée de stimulus convient parfaitement à cette fin.

D. Scénarios et gestion de l'histoire

Le gestionnaire de l'histoire aide les agents à déterminer

l'ensemble des actions possibles en fonction de la situation dans laquelle ils se trouvent. La situation d'un agent est déterminée par sa localisation géographique et l'avancement du scénario. Durant son évolution dans le monde artificiel, le sujet génère des événements selon sa localisation géographique. Les agents demandent au sujet, à travers des actions, de réaliser des tâches par exemple d'aller à un endroit précis. La réalisation des tâches par le sujet est signalée par des événements. Chacune des tâches demandées au sujet correspond à un nœud dans le scénario, la suite ordonnée de nœuds du début jusqu'à la fin de la séance forme un scénario.

IV. METHODE

Afin d'évaluer notre approche, nous avons réalisé une étude de cas d'un sujet phobique social.

A. *Sujet*

Le patient est homme célibataire de 24 ans qui se trouve, depuis 2 ans, en situation de chômage après avoir abandonné son premier travail dans lequel il était en contact permanent avec des personnes inconnues, ce qui occasionnait un stress et une peur quotidienne. Après une interview structurée et guidée par le thérapeute, le patient a été diagnostiqué phobique social selon les critères du DSM IV (American Psychiatric Association 1994). À noter aussi que le patient n'a jamais suivi un programme thérapeutique ou un traitement antérieur pour son trouble cognitif.

B. *Mesures*

Afin d'évaluer l'efficacité de notre méthodologie clinique, d'une part, et de suivre l'évolution de l'état d'anxiété du patient durant la thérapie d'autre part, nous avons reporté à différentes phases de la thérapie les échelles et mesures suivantes :

- L'échelle d'Anxiété Sociale de Liebowitz (LSAS) qui est un auto-questionnaire utilisé dans plusieurs études sur la phobie sociale, il est organisé en 24 items.

- L'inventaire abrégé de dépression de Beck (BDI-13) qui est l'un des auto-questionnaires les plus utilisés pour l'évaluation de présence de symptômes dépressifs.

- Le Questionnaire de Présence de iGROUP (IPQ) qui est une échelle de mesure du sens de présence expérimenté dans les EVs.

- L'Echelle Subjective d'inconfort (SUDS : Subjective Unit of Discomfort Scale 0-100) qui est une échelle utilisée par les patients pour reporter le degré d'anxiété ressenti pendant l'exposition.

- Le rythme cardiaque (RC) qui a été largement utilisé pour la reconnaissance des émotions et de l'anxiété en

TERV. Il a été montré que le RC est fortement corrélé avec l'état émotionnel et en particulier avec l'anxiété.

C. *Méthodologie expérimentale*

Le protocole clinique, dirigé par un psychologue, est programmé en deux phases. La première phase comporte une seule séance de 45 minutes dans laquelle le patient découvre le programme thérapeutique qu'il va suivre, il expérimente aussi un EV sans personnages virtuels dont le but est de le familiariser avec le dispositif expérimental. L'EV expérimental est une banque. Le patient remplit les auto-questionnaires donnés ci-dessus. La deuxième phase est organisée en huit séances hebdomadaires de 30 à 45 minutes chacune. Le patient expérimente dans chaque séance l'EV de la banque qui est projeté sur un écran large. Le psychologue lui explique qu'il doit entrer dans une banque pour récupérer de l'argent et qu'il est libre de naviguer dans l'EV. Au début de la séance il est placé devant l'entrée de la banque et expérimente un scénario différent qui dépend de son état d'anxiété et de ses choix pendant son déplacement. Le psychologue surveille l'état du patient à partir de son état physique et du RC. Des mesures du SUDS sont reportées durant les séances dans des moments choisis par le psychologue qui transmet le niveau d'anxiété du patient au système de gestion automatique des séances par l'intermédiaire du clavier. Entre deux séances, il est demandé au patient de pratiquer certains nombres de situations en réalité (par exemple aller au bureau de poste). Afin d'évaluer la thérapie, le patient remplit les auto-questionnaires donnés précédemment avant le début de la cinquième séance et à la fin de la huitième.

D. *L'environnement virtuel*

L'EV est une banque. Nous avons choisi une banque pour plusieurs raisons, elle nous offre la possibilité de diversifier les situations anxiogènes, par exemple « parler avec des inconnus », « réaliser des tâches sous le regard d'autrui »... Le sujet sera aussi motivé par l'objectif final « retirer de l'argent ». Les agents présents dans l'EV sont : la secrétaire « Madeline » placée à l'accueil, un client dans le hall « Simon » et l'agent de guichet « Guy ». Le sujet porte un outil de navigation qui lui permet de se déplacer. Lorsqu'il entre dans la banque, un panneau lumineux affiche « *Veillez-vous adresser à l'accueil* », en arrivant à l'accueil, la secrétaire lui demande ce qu'elle peut faire pour lui, il répond puis elle téléphone à l'agent de guichet pour demander son avis sur l'opération. Elle lui demande ensuite de passer au guichet n° 2 pour retirer de l'argent. Enfin l'agent de guichet lui donne ses billets. Ce scénario correspond à la

trame principale de l'histoire, mais même si le sujet ne la suit pas volontairement ou involontairement, les agents l'aident à le rejoindre.

V. RESULTATS ET DISCUSSION

E. Analyse des auto-questionnaires

Les résultats collectés au cours de cette étude de cas regroupent des auto-questionnaires, le RC et les différents scénarios expérimentés par le sujet qui sont entièrement définis par ses choix et ses déplacements dans l'EV. Afin d'évaluer l'évolution de la thérapie, les mesures ont été prises en trois temps : pré-traitement, mi-traitement et post-traitement. Nous allons aussi présenter l'enregistrement de certaines mesures (SUDS et RC) prises durant la thérapie pour montrer les réactions et comportements du sujet vis-à-vis certaines situations. À partir de l'analyse des différents résultats, nous avons remarqué une amélioration significative de l'état du sujet et une diminution importante du comportement d'évitement.

Le score de phobie sociale du questionnaire des peurs est passé de 36 avant la thérapie à 28 après 4 séances. Le score enregistré à la fin de la thérapie atteint 17 soit une diminution de 19.

L'échelle de Liebowitz a enregistré une amélioration importante, il a chuté de 130 (anxiété=69 et évitement=61) avant la thérapie à 104 (anxiété=56 et évitement=48) en mi-traitement puis à 59 (anxiété=34 et évitement=25) à la fin, soit un écart de 71.

Les scores montrent que le sujet souffrait initialement d'une phobie sociale sévère et s'est améliorée en phobie sociale modérée à la fin de la thérapie.

L'inventaire de dépression de Beck à 13 items (BDI-13) est passé de 8 avant traitement à 7 après quatre séances, puis il a chuté à quatre à la fin. Ces résultats montrent que le sujet ne présentait pas de symptômes dépressifs ni avant ni après la thérapie, néanmoins il a connu une diminution remarquable ce qui représente un point positif de notre méthodologie.

Afin de montrer l'évolution de la thérapie, nous présentons les moyennes des scores SUDS reportés durant les huit séances de thérapie. Ces résultats ont été reportés pendant le déroulement des séances, le psychothérapeute demandait au sujet d'indiquer son état d'anxiété (sur une échelle de 0 à 100) avant et après les situations anxiogènes. Le graphe des moyennes du SUDS par séances montre une amélioration considérable de l'anxiété subjective du sujet. Finalement, la Fig. 6 présente la moyenne des scores de l'IPQ reportées. Le profil de présence de l'application est exprimé en quatre composantes : la présence spatiale SP=5.2, l'implication INV=3,75, le réalisme expérimenté REAL=4.75 et la

présence générale G1=3 (n'est pas représenté sur le graphe).

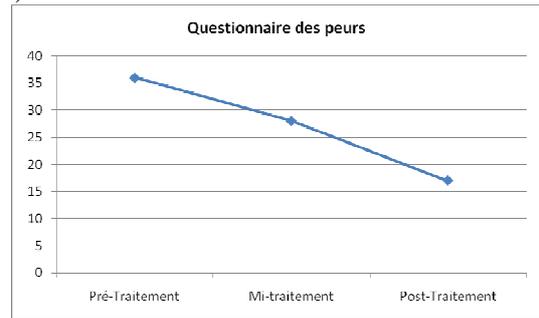


Fig. 2 : Graphe des résultats du questionnaire des peurs

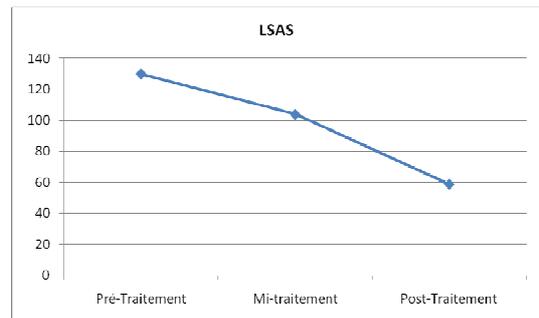


Fig. 3 : Graphe des résultats de l'échelle de Liebowitz

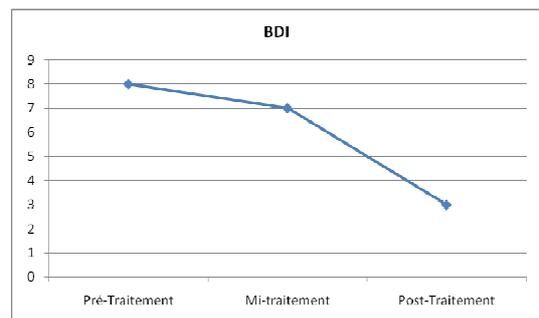


Fig. 4 : Graphe des résultats du BDI

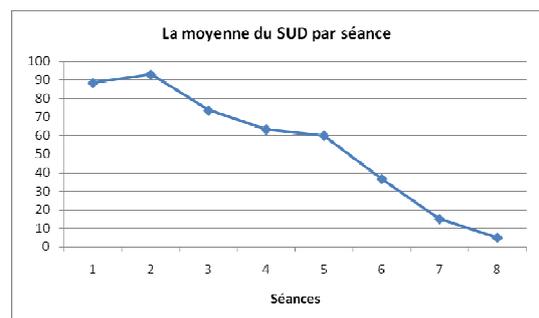


Fig. 5 : Graphe des moyennes du SUDS

Ces résultats montrent que notre application est arrivée à immerger le patient dans l'EV et cela n'est pas dû uniquement au réalisme de l'éclairage, des objets et des avatars virtuels (ce qui explique les valeurs du REAL et

SP) mais aussi à certains paramètres comme l'interactivité des agents virtuels et la liberté de navigation et de décision du sujet sans l'intervention du psychothérapeute ainsi que le changement des comportements des agents virtuels en fonction de l'état d'anxiété du sujet et du scénario. Ces trois points expliquent la valeur importante de l'INV.

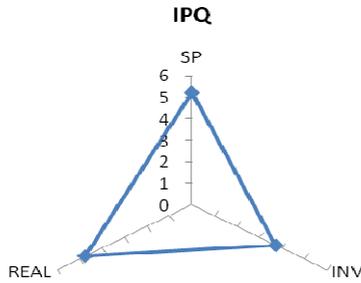


Fig. 6 : Graphe radar de la moyenne de l'IPQ

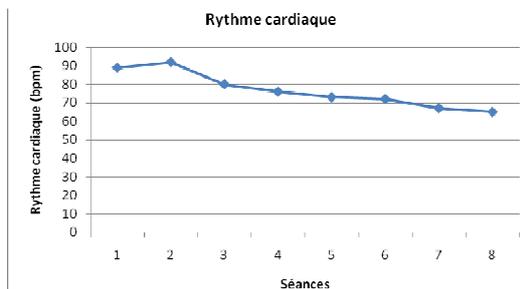


Fig. 7 : Graphe des moyennes du RC

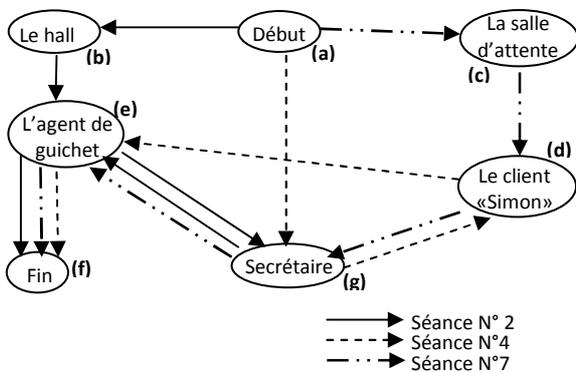


Fig. 8 : Les scénarios des séances n° 2,4 et7.

F. Rythme cardiaque (RC)

La pression volumique du sang du sujet a été enregistrée durant toutes les séances. L'évolution des moyennes du RC par séance ont enregistré une diminution d'environ 24 bpm (Battements par minute), de 89 en première séance à 65 enregistré en dernière séance.

Le graphe de la Fig. 7 atteste de la diminution de l'état d'anxiété du sujet et confirme ce qui a été montré par les moyennes du SUDS (Fig. 5). Nous remarquons aussi la

forte corrélation entre le graphe des moyennes du SUDS et les moyennes du RC par séance, ce qui indique que le RC pourrait être utilisé pour évaluer ce type de thérapie.

G. Scénarios expérimentés

Afin de montrer la flexibilité de notre système, nous présentons trois scénarios correspondants aux séances 2, 4 et 7. La Fig. 8 montre quelques situations anxiogènes ainsi que les transitions entre elles. À noter que ces transitions sont un libre choix du sujet, c'est lui qui décide d'aller ou d'éviter une situation.

Les figures Fig. 9 à Fig. 12 représentent quelques copies d'écran prises durant les séances 2, 4 et 7.

Pour des raisons d'encombrement nous allons noter ces situations de (a) à (f) (voir Fig. 8).

Sur Tab. 1, Tab. 2 et Tab. 3 nous présentons les valeurs du SUDS et du RC mesurées pendant les situations anxiogènes.

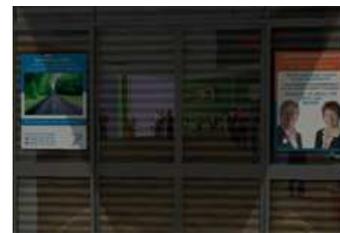


Fig. 9 : Le début (a).



Fig. 10: Le hall (b).



Fig. 11 : La salle d'attente (c).

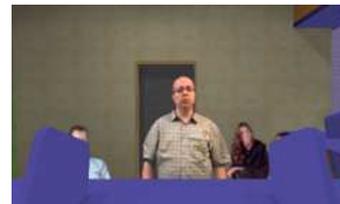


Fig. 12 : L'agent du guichet (e).

Situations	(a)	(b)	(e)	(g)	(f)
SUDS (0 à 100)	100	80	80	95	80
Rythme cardiaque (bpm)	94	92	89	93	84

Tab. 1 : Résumé des scores de la séance N°2.

Situations	(a)	(g)	(d)	(e)	(f)
SUDS (0 à 100)	60	65	80	60	50
Rythme cardiaque (bpm)	76	85	88	72	70

Tab. 2 : Résumé des scores de la séance N°4.

Situations	(a)	(c)	(d)	(g)	(e)	(f)
SUDS (0 à 100)	20	25	20	20	15	5
Rythme cardiaque (bpm)	65	71	69	66	65	65

Tab. 3 : Résumé des scores de la séance N°7.

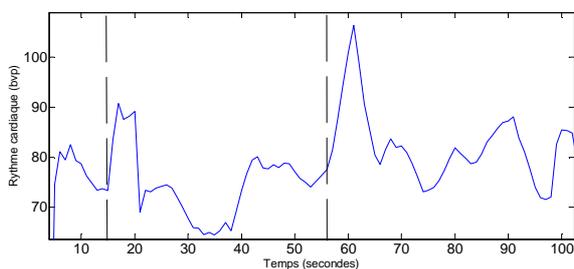


Fig. 13 : Réponse cardiaque à un stimulus.

L'exemple suivant (Fig. 13) montre la réaction physiologique du patient devant la secrétaire ; cet exemple est un extrait des enregistrements de la cinquième séance. À l'instant $t=15$ s, le sujet commence à marcher vers la secrétaire, il arrive à $t=43$ s, puis il s'approche d'elle doucement, à $t=56$ s elle commence à lui parler, elle active un stimulus neutre, malgré cela le patient réagit négativement, par conséquent son RC augmente et atteint 107 bpm. La forte corrélation entre le RC et le SUDS indiquent que le RC pourrait être utilisé comme moyen de mesure en temps réel de l'anxiété.

VI. CONCLUSION

Le travail présenté dans ce papier est une étude de cas d'un phobique social. Nos objectifs étaient la proposition d'un système de gestion automatique des séances de TERV par la régulation des émotions du patient et l'étude de l'efficacité de notre méthodologie sur un phobique social. Le système proposé se base principalement sur un système multi-agent pour gérer l'interactivité et sur des techniques issues du digital storytelling pour administrer les scénarios. Afin d'évaluer la thérapie et de servir d'entrée au système de régulation proposé, des mesures subjectives et objectives ont été prélevées. Les résultats reportés ont montré que la solution composée du système de régulation automatique ainsi que du protocole

proposé, peut-être appliquée avec succès en thérapie de la phobie sociale. D'après les résultats de l'IPQ, le patient a présenté une grande implication dans l'EV. Le psychothérapeute a attesté de la fluidité de notre démarche thérapeutique et de la facilité de gestion de cette étude, il a pu accorder plus de temps au patient et à la thérapie elle-même qu'à la gestion des stimuli virtuels. Les mesures prélevées durant cette étude et les réactions du sujet enregistrées alimentent une base de connaissances à partir de laquelle nous concevrons le bloc de mesure d'anxiété.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] E. Klinger, P. Légeron, S. Roy, I. Chemin, F. Lauer, et P. Nugues, "Virtual reality exposure in the treatment of social phobia," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 99, 2004, pp. 91-119.
- [2] M.M. North, C.M. Schoeneman, et J.R. Mathis, "Virtual Reality Therapy: case study of fear of public speaking," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 85, 2002, pp. 318-320.
- [3] B. Herbelin, F. Riquier, F. Vexo, et D. Thalmann, "Virtual Reality in Cognitive Behavioral Therapy : a preliminary study on Social Anxiety Disorder," *VSMM2002*, 2002.
- [4] S. Roy, E. Klinger, P. Légeron, F. Lauer, I. Chemin, et P. Nugues, "Definition of a VR-based protocol to treat social phobia," *Cyberpsychology & Behavior: The Impact of the Internet, Multimedia and Virtual Reality on Behavior and Society*, vol. 6, Aoû. 2003, pp. 411-420.
- [5] S.R. Harris, R.L. Kemmerling, et M.M. North, "Brief virtual reality therapy for public speaking anxiety," *Cyberpsychology & Behavior: The Impact of the Internet, Multimedia and Virtual Reality on Behavior and Society*, vol. 5, Déc. 2002, pp. 543-550.
- [6] M. Slater, D. Pertaub, et A. Steed, "Public speaking in virtual reality: facing an audience of avatars," *Computer Graphics and Applications, IEEE*, vol. 19, 1999, pp. 6-9.
- [7] P. Anderson, B.O. Rothbaum, et L.F. Hodges, "Virtual reality in the treatment of social anxiety: Two case reports," *Cognitive and Behavioral Practice*, vol. 10, 2003, pp. 240-247.
- [8] M. Mateas, "An Oz-Centric Review of Interactive Drama and Believable Agents," *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 1600, 1999, p. 297.
- [9] S. Donikian et J. Portugal, "Writing Interactive Fiction Scenarii with DraMachina," *TIDSE*, 2004.
- [10] A. Moussaoui, A. Pruski, et B. Cherki, "Emotion regulation for social phobia treatment using virtual reality," *HuMaN07*, Timimoun: 2007.
- [11] A. Moussaoui, A. Pruski, et B. Cherki, "Social interaction control in the framework of virtual reality therapy.," *Laval Virtual VRIC'09*, France: 2009.
- [12] S.J. Russell et Norvig, *Artificial Intelligence: A Modern Approach (Second Edition)*, Prentice Hall, 2003.

Intégration des facteurs humains dans l'expérimentation des interfaces cerveau machine

Stéphanie Leclercq⁽¹⁾, Marie-Hélène Bekaert⁽²⁾ et Claudine Botte-Lecocq⁽²⁾

(1) Service d'ergothérapie, Hôpital Swynghedauw, 59037 LILLE Cedex

(2) LAGIS – Université des Sciences et Technologies – LILLE1– 59655 Villeneuve d'Ascq Cedex
plateformeNT@chru-lille.fr, marie-helene.bekaert@univ-lille1.fr, claudine.lecocq@polytech-lille.fr

Résumé : La recherche sur les interfaces cerveau machine (Brain Machines Interfaces : BMIs), en plein essor, reste encore aujourd'hui au niveau expérimental et ne permet pas une utilisation efficace des applications BMIs dans la vie quotidienne des personnes handicapées. Pour que le transfert des BMIs, des laboratoires de recherche vers les services cliniques et à plus long terme chez le patient, puisse se faire dans les meilleures conditions, il est non seulement indispensable d'intégrer les facteurs humains lors des expérimentations mais aussi, beaucoup plus en amont, dès la phase d'aménagement des locaux. Notre article présente une étude des différents critères à prendre en compte lors de la création d'une salle d'expérimentation BMI et lors de la définition des protocoles expérimentaux. Le travail présenté met en évidence la complexité et la nécessité d'une approche globale et pluridisciplinaire afin de placer les facteurs humains au centre de la réflexion.

Mots clés : ergonomie des systèmes d'assistance, BMI, salle d'expérimentation, aménagement

I. INTRODUCTION

Les interfaces cerveau-machine permettent à des personnes très lourdement handicapées d'acquérir de l'autonomie dans leur vie quotidienne. Les recherches applicatives actuelles [1] s'intéressent à la possibilité de communiquer [2], de commander un fauteuil roulant ou d'interagir sur l'environnement [3]. Elles envisagent également de pouvoir pallier à certains déficits moteurs grâce au contrôle d'une neuroprothèse [4] ou en apportant de nouvelles solutions thérapeutiques [5][6].

Actuellement, peu d'études cliniques avec des patients présentant notamment des troubles neurologiques ont été publiées, et rares sont celles réalisées en situation de vie courante. Les quelques études cliniques menées sur l'efficacité des BMIs chez les personnes ayant une incapacité motrice, en comparaison à l'homme sain,

montrent même des résultats contradictoires [7][8]. Elles mettent ainsi en évidence le besoin de multiplier les expérimentations avec des personnes handicapées pour mieux comprendre leurs difficultés réelles et adapter les systèmes en conséquence.

Pourtant, force est de constater que les BMIs sont souvent présentées, dans la littérature, exclusivement sur le versant technique. Peu d'articles font référence aux caractéristiques spécifiques des personnes en situation de handicap auxquelles s'adressent ces interfaces. Ainsi, la question du cadre et de l'environnement de l'expérimentation est-elle rarement abordée. Aucun article ne parle en détail d'éventuelles perturbations lors des expérimentations. Lorsque les performances aux tests sont insuffisantes, que le ratio signal-bruit est trop élevé ou que le sujet est rapidement fatigable ou déconcentré, peu évoquent les conditions expérimentales, que ce soit en termes de perturbations internes aux sujets, de matériel utilisé ou d'environnement.

L'équipe BMI du Laboratoire d'Automatique Génie Informatique et Signal (LAGIS) axe ses recherches sur le développement d'interfaces Cerveau Machine pour la palliation du handicap. Afin d'aménager une salle d'expérimentation BMI dans ses locaux, l'équipe a collaboré avec une ergothérapeute spécialisée dans les nouvelles technologies. Cet article présente l'étude des différents critères à prendre en compte lors de la création d'une telle salle et lors de la définition des protocoles expérimentaux. Les paragraphes II à IV portent respectivement sur les conditions d'accès à la salle d'expérimentation, sur l'ergonomie des lieux et des outils proposés, sur l'aménagement d'une salle dédiée aux BMIs et enfin sur la définition de protocoles expérimentaux, tout en tenant compte des problèmes éthiques et humains.

Nous concluons enfin sur la nécessité de prendre en compte les aspects humains et ergonomiques durant tout le processus de conception des interfaces BMIs afin qu'elles deviennent de réelles aides techniques palliatives au handicap.

II. CONDITIONS D'ACCES A LA SALLE D'EXPERIMENTATION

Dans la littérature, l'utilisation de BMIs dans des lieux de vie réelle est parfois évoquée [9] et très rarement expérimentée (Wadsworth Center, NY, USA). Dans la plupart des cas, les expérimentations d'interfaces BMIs avec des personnes handicapées se font en milieu hospitalier, soit dans une salle dédiée aux EEG et/ou uniquement aux BMIs, soit dans la chambre du patient. Il arrive cependant qu'elles soient réalisées en dehors de l'hôpital, au sein de laboratoires de recherche scientifique non médicalisés. Il est indispensable dans ce cas de créer un environnement accessible à tous les sujets potentiels, qu'ils soient sains ou handicapés.

L'application des réglementations en matière d'accessibilité (loi handicap 2005) requiert leur confrontation avec les usages afin d'avoir une réelle adaptation. Les BMIs, lorsqu'elles servent à la communication palliative, s'adressent à des personnes lourdement handicapées. Lorsqu'elles servent d'outils d'aide à la rééducation fonctionnelle ou cognitive, elles s'adressent aussi à des personnes pouvant présenter des handicaps moteurs, cognitifs ou sensoriels limités. L'accessibilisation d'un site doit donc partir d'une réflexion globale, incluant les différents types de handicaps et les différents profils d'utilisateurs pouvant être accueillis. Nous présentons ici les principaux critères à prendre en compte lors d'une étude d'accessibilité.

- Les troubles de la mobilité vont influencer sur les définitions des voies de dégagements et de franchissements. En effet, pour chaque type d'aide de déambulation (correction ou aide à la marche, fauteuil roulant, scooter, déambulateur à panier, poussette, etc), il existe des mesures minimales à respecter. De plus, des possibilités de repos, des rampes et des places adaptées doivent être prévues afin de faciliter l'accès au site. Les informations de fléchage ou autres doivent être immédiates et efficaces, d'autant plus que les troubles physiques peuvent être accompagnés de troubles de la communication.

- Les troubles de la préhension nécessitent de prendre en compte les zones de préhension de la personne ainsi que de connaître la hauteur de ses yeux (digicode, poignées de porte,...).

- Les personnes de petite taille, ou autres personnes ayant une morphologie atypique, ont besoin d'avoir des repères dans leur propre champ visuel, mais également d'avoir certains éléments à attraper à leur portée (interphone, interrupteur, signalisation...).

- Les troubles d'audition ou de vision peuvent nécessiter la mise en place de marquages visuels, tactiles ou kinesthésiques aux endroits naturellement balayés par

les sens. Il est parfois impératif de doubler les canaux d'information visuelle de dispositifs sonores. Des mains courantes et un encombrement limité des espaces peuvent aussi assurer la sécurité des déplacements.

- Les difficultés intellectuelles de compréhension, d'adaptation, de contrôle de l'affectivité, de repérage dans l'espace et le temps, peuvent nécessiter la mise en place d'informations visuelles ou sonores simplifiées, une association texte/image, l'utilisation d'images réalistes ou de photos pour repérer simplement les différents espaces-fonctions.

Cette liste non exhaustive des critères à prendre en compte souligne la complexité du problème et les difficultés inhérentes à l'aménagement d'une salle d'expérimentation BMI hors des sites médicalisés, même si ces sites sont souvent déjà destinés à l'accueil du public et donc progressivement mis aux normes conformément à la loi.

Un autre point essentiel à évoquer ici est le contexte juridique des expérimentations BMIs. S'agissant de manipulations sur l'homme, au moyen d'un matériel considéré comme biomédical, il est important de faire préciser le cadre des tests effectués par un service juridique compétent. Les limites des expérimentations BMIs n'étant pas clairement identifiées dans les textes, certains laboratoires de recherche réalisent leurs expérimentations sans accréditation particulière. D'autres ont reçu un avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) dans le cadre de la loi Huriet-Sérusclat. Dans ce cadre, il est nécessaire que les locaux soient agréés par la DRASS car il est impératif de vérifier si les installations sont adaptées à la recherche et compatibles avec la sécurité des personnes. De nombreuses conditions doivent être vérifiées : le bâtiment doit être aux normes, une armoire de sécurité avec dispositifs de secours (oxygène, défibrillateur, etc.) doit être présente, une procédure d'urgence bien définie doit être établie.

III. ERGONOMIE DES LIEUX ET DES OUTILS

D'après l'International Ergonomics Association, l'ergonomie est « la discipline scientifique qui s'occupe de la compréhension des interactions entre les hommes et les autres éléments d'un système. Elle applique les théories, les principes, les données et les méthodes pour concevoir dans le but d'optimiser le bien-être des personnes et la performance du système dans son ensemble ».

A. Ergonomie des lieux

Prendre en compte l'ergonomie dans l'aménagement d'une salle d'expérimentation BMI revient donc à considérer les différents acteurs dans une situation de

travail. Or, toute situation de travail se caractérise par différents éléments que sont [10] :

- le repos qui permet une dépense d'énergie minimale,
- le travail, en prenant en compte les effets de la fatigue, la durée, la précision et les répétitions,
- les gestes, simples ou complexes, déterminés par leur efficacité,
- les postures comprenant les attitudes et les positions,
- la charge mentale s'évaluant en termes de contraintes ou d'astreintes intellectuelles et émotives et de fatigue due à l'activité intellectuelle,
- l'ambiance de travail : thermique, acoustique et lumineuse qui peut être à l'origine d'une fatigue précoce.

Ainsi, pour implanter correctement des bureaux mais également l'ensemble du matériel BMI, il est important de se préoccuper notamment de la luminosité des espaces de travail, de l'orientation des bureaux, des déplacements nécessaires des différentes personnes participantes ainsi que leur communication. Il est également important de se focaliser sur le réseau électrique du lieu, de prévoir la mobilité du matériel et de bien repérer les murs vides susceptibles d'accueillir des rangements. Afin de travailler de manière efficace, il ne suffit pas de positionner correctement les éléments dans un environnement favorable. Il est également indispensable que chaque espace de travail s'organise de lui-même, de manière fonctionnelle et ergonomique.

B. Ergonomie des outils

L'ergonomie d'une interface homme-machine consiste en l'adaptation de la technique à l'individu et non l'inverse. Il est donc inconcevable, par exemple, de développer les futurs systèmes BMIs dans un environnement « calme et tamisé », puis d'imposer aux utilisateurs de recréer ces conditions chez eux. Pour une utilisation du produit fini, peu de contraintes doivent s'imposer à la personne, ou même à son environnement humain et matériel.

Par ailleurs, l'ergonomie du système peut affecter l'acceptation de l'utilisateur : facilité d'utilisation, cosmétique, utilité... Un système est accepté s'il répond aux besoins, mais aussi aux critères personnels de mode, de design, d'esthétisme... Chaque aide technique demande une acceptation psychologique de la part de la personne handicapée [11]. Le produit final doit alors être pensé, comme toute interface homme-machine, selon les critères de Bastien et Scapin qui sont des critères ergonomiques essentiels établis d'après les documents de référence en recherche académique : le guidage, la charge de travail, le contrôle explicite, l'adaptabilité, la gestion des erreurs, l'homogénéité et la cohérence, la signification des codes et dénominations, la compatibilité. Les systèmes BMIs doivent encore évoluer sur ces différents aspects.

S'agissant d'un domaine pluridisciplinaire, aucun travail sur les BMIs ne peut occulter cette discipline.

IV. AMENAGEMENT DE LA SALLE D'EXPERIMENTATION

Le but général de l'aménagement d'une salle dédiée aux BMIs est d'assurer une prise de mesures correcte tout en assurant le confort, la concentration et le bien-être des sujets, mais aussi de permettre l'adaptabilité des conditions expérimentales. Ainsi, il est non seulement important de prendre en considération les recommandations classiques déjà existantes sur les salles d'expérimentation biomédicales de type EEG, mais il est également nécessaire d'assurer le transfert efficace de l'aide technique de la salle d'expérimentation vers le lieu de vie du patient.

A. Prise en compte des personnes participantes

En règle générale, les expérimentateurs d'une salle BMI sont un ou plusieurs chercheurs, dans le domaine des BMIs, valides ou eux-mêmes en situation de handicap moteur. Les sujets d'expérimentation peuvent être des sujets sains, légèrement handicapés ou sévèrement handicapés : LIS, SLA, myopathie, tétraplégie...

Quoiqu'il en soit, il existe des normes et caractéristiques générales concernant les individus qui permettent d'adapter au mieux l'environnement, aussi bien en termes de conception de postes de travail, qu'en termes de champs de vision des utilisateurs, d'ergonomie visuelle et d'ambiances de travail (température, humidité, niveau sonore ambiant).

B. Aménagement de la salle BMI en 2 espaces distincts

En accord avec la littérature, il nous paraît judicieux de privilégier une organisation de la salle en deux espaces distincts bien identifiés et adaptés aux besoins des différents acteurs, à savoir : un espace d'observation destiné aux expérimentateurs visant à l'analyse et au traitement des données et un espace d'expérimentation destiné au sujet.

- Côté expérimentation (ou sujet), il est nécessaire de prévoir un espace de travail pour le sujet, qui va se positionner sur la zone expérimentale puis réaliser les tâches requises pour le recueil des signaux et la communication palliative, ainsi qu'un espace de déambulation adapté aux handicapés. L'expérimentateur n'utilisera cet espace que pour la mise en place de l'expérimentation et pour la communication avec le sujet.

- Côté expérimentateur, il paraît nécessaire de retrouver un espace de travail de bureau pour l'expérimentateur, un

espace plus petit pour le sujet, un espace d'attente pour un accompagnant éventuel et un espace de déambulation.

C. *Agencement des 2 espaces*

L'agencement des espaces doit être optimisé, sécurisé, adapté aux besoins de chacun, et reproductible à l'identique d'une séance à l'autre. Le choix des différents éléments doit être effectué dans un souci d'ergonomie, de confort et d'efficacité. Leur organisation, qui dépend de leur mode d'utilisation, de leur encombrement et de leur fréquence d'utilisation, doit permettre de diminuer les contraintes gestuelles tout en favorisant un gain de temps.

D'autre part, l'agencement des espaces doit être conçu en veillant à respecter l'intimité du sujet durant les expérimentations. Enfin, lors de l'agencement des espaces, il est important de veiller à ce que l'observation et le contrôle du sujet soient efficaces, synchronisés aux enregistrements et qu'ils ne perturbent pas le déroulement des expérimentations. De plus, les feedback doivent être fiables, perceptibles et adaptés.

D. *Circulation et communication des participants*

Étudier la circulation des personnes au sein des différents espaces permet de mettre en évidence les lieux de passage fréquents et les « zones critiques » qui devront accueillir plusieurs personnes en même temps. Les largeurs de passage doivent être suffisantes pour les personnes handicapées et des aires de giration doivent être prévues dans chaque salle ou chaque zone utilisée.

L'aménagement de la salle BMI doit être étudié dans le but d'assurer les communications entre les personnes sans perturber le déroulement des manipulations. Dans le cas d'un sujet handicapé, la communication directe pourra être verbale, écrite ou nécessiter un clavier et une synthèse vocale. La communication indirecte, utilisée durant les enregistrements, va nécessiter l'utilisation de microphones, de haut-parleurs dans chaque espace, d'un système de vidéosurveillance pour s'assurer de l'immobilité du sujet mais aussi de son bien-être et de sa sécurité, d'un écran de contrôle dédié au visionnage de la vidéo, et d'un signal visuel ou sonore permettant au sujet d'alerter l'expérimentateur en cas de problème.

E. *Ambiance de chacun des espaces agencés*

L'ambiance thermique, déterminée par la température, l'humidité et la vitesse de l'air, doit être relativement stable tout en restant adaptable aux préférences du sujet ainsi qu'à la nature de l'expérimentation. L'ambiance thermique peut être contrôlée par l'intermédiaire d'un double vitrage, d'une ventilation, d'une climatisation ou d'un dispositif de chauffage thermostatique.

L'ambiance lumineuse doit répondre aux normes relatives aux espaces de travail. L'éclairage lumineux naturel, favorisant la bonne humeur et limitant la fatigue visuelle, doit pouvoir être contrôlé par des stores ou autres dispositifs mobiles. Les couleurs, qui ont une dimension psychologique, doivent être sobres, apaisantes et utiliser une palette de couleur réduite afin d'éviter la fatigue visuelle provoquée par des contrastes importants, à l'exception bien sûr de certains éléments de sécurité.

L'ambiance sonore doit aussi être maîtrisée afin de contrôler l'ensemble des perturbations internes. Côté sujet, il est primordial d'éviter l'apparition d'artéfacts, qui peuvent être dus à l'apparition de potentiels évoqués auditifs ainsi qu'à la focalisation de l'attention sur le bruit. L'utilisation de matériaux absorbants sur les plafonds, les murs et le sol ainsi qu'une répartition du mobilier sur l'ensemble des espaces permettent de limiter les différentes sources de bruit et leur réverbération.

L'environnement électromagnétique doit également être contrôlé afin d'assurer une prise de mesure correcte des signaux EEGs. Ainsi, il est recommandé d'éviter les perturbations du réseau local en faisant fonctionner la BMI sur batterie, d'éteindre les téléphones portables et d'éviter l'allumage et la fermeture des tubes fluorescents pendant toute la durée de l'expérimentation.

F. *Prise en compte du bien être des personnes*

Pour favoriser le bien être des personnes, il faut être attentif aux facteurs de stress empêchant les différents acteurs d'être sereins dans la salle d'expérimentation. Ainsi, il est important de tout mettre en œuvre pour favoriser le processus d'adaptation au handicap et l'acceptation de l'aide technologique palliative, la motivation, la concentration et la relaxation du sujet, qui sont des conditions essentielles au bon déroulement des expérimentations.

L'expérimentateur peut jouer un rôle important dans le bien être du sujet. En effet, s'il maîtrise l'espace et le système BMI, il va réaliser l'expérimentation sans charge mentale excessive. Il pourra alors se concentrer sur la dimension humaine de l'expérimentation (discuter, rassurer, avoir un comportement bienveillant, mesurer ses propos...) tout en restant vigilant aux erreurs ou autres variables qui pourront apparaître. Devant un tel contrôle de la situation, le sujet aura un meilleur sentiment de sécurité. C'est pourquoi, dès les premiers moments de la rencontre, il est important que l'expérimentateur cherche à comprendre le profil du sujet afin d'établir rapidement une confiance réciproque par la prise en compte des besoins de réassurance du sujet. .

V. DEFINITION DES PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

Pour chaque expérimentation, un protocole doit être défini par l'expérimentateur en fonction de l'étude à réaliser et des résultats escomptés. Sa mise en place est nécessaire à la reproductibilité des expérimentations et à la comparaison des résultats obtenus. Ainsi, l'ensemble du protocole doit être écrit, validé et respecté par l'ensemble des acteurs de l'étude.

Nous n'allons pas aborder, ici, l'aspect technique du protocole : celui-ci ne peut être défini que par l'expérimentateur. Cependant, quelques recommandations peuvent être faites pour que les futurs protocoles répondent aux besoins d'efficacité, de reproductibilité, de confort et de bien-être. Pour cela, il est nécessaire de prendre en compte les variations possibles de l'environnement mais également les caractéristiques de chaque individu.

A. Préparation de l'expérimentation

Dès lors qu'un sujet en situation de handicap est sollicité, la préparation de l'expérimentation est une phase primordiale. Préparer l'expérimentation avec le sujet a pour but de réduire la durée de l'expérience, une durée excessive pouvant être source d'inconfort. Cette phase préalable peut avoir plusieurs objectifs :

- présenter l'expérimentation et préciser son contexte,
- préciser les critères d'exclusion éventuels des sujets (utilisation d'un questionnaire médical),
- transmettre toutes les consignes préalables à l'expérimentation.

Quelque soit l'objectif visé, les informations transmises doivent être adaptées aux capacités de compréhension du sujet.

B. Dispositions protectrices

Le jour de l'expérimentation, il est utile que l'expérimentateur possède une liste des informations à transmettre au sujet avant même la préparation de celui-ci. Cela permet d'éviter les oublis et donne l'assurance que le sujet a bien reçu toutes les informations prévues. Il incombe ici à l'expérimentateur de vérifier que le sujet a bien compris l'ensemble des informations et des consignes. Il doit également informer le sujet de son droit de cesser l'expérimentation à tout moment. Au final, un document de consentement doit alors être signé.

C. Gestion du temps

Afin d'aboutir à une organisation temporelle cohérente, aussi bien pour le sujet que pour l'expérimentateur, il convient de confronter la durée de chaque phase à son importance réelle lors de la manipulation. Une

expérimentation peut être décomposée en six phases successives :

- la phase d'accueil, relativement courte, qui peut être vue comme un moment de courtoisie. Cette phase permet de présenter la salle et le matériel au sujet, et de s'assurer que ce dernier est à l'aise.

- la phase de présentation, très importante pour les deux protagonistes. Cette phase permet de s'assurer de la faisabilité de l'expérimentation. Il convient d'y consacrer un temps relativement extensible en fonction du stress et des capacités de compréhension du sujet. La suite n'est envisageable que si le sujet accepte les conditions de l'expérimentation, s'il est disponible et détendu.

- la phase de préparation, nécessaire à l'expérimentateur et lui demandant quelques précautions. Le sujet n'est pas directement concerné par cette phase.

- la phase d'enregistrement, l'essence même de l'expérimentation, éventuellement précédée d'un entraînement préalable. Cette phase est celle qui requiert le plus de relaxation et de concentration. C'est également la plus encadrée et la plus contraignante. Elle est très sollicitante pour l'expérimentateur comme pour le sujet.

- la phase de démontage du dispositif : cette étape est nécessaire même si elle n'a aucune influence sur l'efficacité de l'expérimentation.

- la phase de bilan : il s'agit d'un moment important pour le sujet qui a généralement besoin d'avoir un retour sur l'expérience qui vient de se dérouler. L'expérimentateur se sert de cette étape pour connaître les difficultés ressenties et les aspects à améliorer. Le bilan est un temps de communication indispensable.

- la phase de conclusion, qui permet de mettre un terme à la séance. Elle dure peu de temps. Il s'agit plutôt d'une période de politesse et d'expression de reconnaissance pour la participation du sujet. La conclusion se doit d'être positive, tout problème doit donc être résolu avant d'entamer cette phase.

D. Gestion du matériel et de l'environnement

Le protocole constitue la base de l'organisation de l'expérimentation. Pour que cette dernière soit efficace et optimisée, il est nécessaire de définir, au préalable, les conditions environnementales recherchées, les éléments matériels nécessaires pour chacune des étapes du protocole, les lieux ainsi que les espaces de déambulation et d'activité. La surveillance du sujet comme celle de l'environnement (capteurs, caméras, ...) doivent être constantes durant toute l'expérimentation.

E. Gestion humaine et compétences

En termes de gestion humaine, il existe une multitude de précautions à prendre, de notions à aborder. Le respect

de la personne en est une. Il implique de la considération et de l'égard envers le sujet. Le respect des différences et des particularités de chacun étant au centre de toute relation humaine saine, la prise en compte des besoins et des difficultés du sujet est primordiale. C'est pour cette raison qu'il faut réfléchir à l'adaptabilité de la séance et au respect des habitudes de vie.

Pour mieux respecter la personne, il est nécessaire d'éviter toute idée reçue. Concernant les personnes handicapées, il en existe de nombreuses. Qu'elles soient à tendance positive ou négative, une idée reçue est généralement à l'origine d'une discrimination. Pourtant les personnes handicapées sont des personnes aussi différentes et ordinaires que les autres personnes. Il convient donc pour l'expérimentateur d'être et de rester naturel.

Lors des expérimentations, l'expérimentateur va devoir utiliser de nombreuses compétences dont la plupart vont s'acquérir grâce à l'expérience. Cependant quelques compétences nécessitent des collaborations avec d'autres professionnels tels les ergonomes, les ergothérapeutes ou les médecins.

VI. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté une étude des différents aspects à prendre en considération lors de la création d'une salle d'expérimentation ergonomique permettant d'optimiser le bien être des personnes et les performances du système dans son ensemble. La prise en compte du handicap éventuel des différents acteurs influe sur les conditions d'accessibilité à la salle mais aussi sur l'aménagement de celle-ci. De plus, s'agissant d'expérimentations sur l'homme, une attention toute particulière doit être apportée à la définition des protocoles expérimentaux. Cette étude a mis en évidence la nécessité de placer les facteurs humains au centre de la réflexion qui doit être menée d'une manière globale.

Dans la littérature, de nombreux auteurs expriment le besoin fondamental de prendre en compte l'évolution des systèmes BMIs en termes d'adaptabilité, d'autonomie, de méthodes d'entraînement, de traitement et de contrôle des artefacts, notamment liés à l'environnement, de fonctionnalité, et d'esthétisme. L'objectif visé est donc d'adapter les systèmes BMIs aux besoins réels de l'utilisateur dès leur conception. Pour cela, il est nécessaire de faire tester les différentes aides techniques développées aux personnes directement concernées afin d'identifier les applications véritablement utilisables, et les faire évoluer pour obtenir un produit fini en accord avec les besoins de la population concernée. Cela signifie plus d'expérimentations avec des personnes handicapées, mais également plus d'évaluations, de recueils du

ressenti, de critiques. Les applications futures doivent donc être pensées et évaluées dans l'idée de créer des dispositifs fonctionnels et accessibles, même s'il est difficile de produire un système adapté à tous.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] M-H. Bekaert, C. Botte-Lecocq, F. Cabestaing, A. Rakotomamonjy, "Les interfaces Cerveau-Machine pour la palliation du handicap moteur sévère", *STH Sciences et Technologies pour le Handicap*, sous presse 2010.
- [2] J. Wolpaw, N. Birbaumer, D. McFarlanda, G. Pfurtscheller, T. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control", *Clinical Neurophysiology*, 113(6), 2002.
- [3] F. Galán, M. Nuttin, E. Lew, P.W. Ferrez, G. Vanacker, J. Philips, J.del R. Millán,. "A Brain-Actuated Wheelchair: asynchronous and non-invasive Brain-Computer Interfaces for continuous control of robots", *Clinical Neurophysiology*, 119:2159_2169, 2008.
- [4] G. Müller-Putz, R. Scherer, G. Pfurtscheller, R. Rupp, "EEG-based neuroprosthesis control: A step towards clinical practice ", *Neuroscience letters*, 382(2), 2005.
- [5] B.H. Dobkin, "Brain-computer interface technology as a tool to augment plasticity and outcomes for neurological rehabilitation", *Journal of physiology*, 579(3): 637_642, 2005.
- [6] B.H. Dobkin, "Brain-computer interface technology as a tool to augment plasticity and outcomes for neurological rehabilitation", *Journal of physiology*, 579(3): 637_642, 2005.
- [7] A. Van Langenhove, M-H. Bekaert, F. Cabestaing, J-P. N'Guyen, "Interfaces cerveau-ordinateur et rééducation fonctionnelle: étude de cas chez un patient hémiparésique", *STH Sciences et Technologies pour le Handicap*, 2(1) : 41_54, 2008.
- [8] J. Wolpaw, D. McFarland, "Control of a two-dimensional movement signal by a noninvasive brain-computer interface in humans", *Proceedings of the National Academy of Science*, 101(51), 2004.
- [9] M. Moore, "Real-World Applications for Brain-Computer Interface Technology", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(2), 2003.
- [10] G. Peninou, H. Monod, B. Kapitaniak, "Prévention et ergonomie", *Dossier de kinésithérapie N°13*, éd. Masson, 1994
- [11] R. Khomiakoff, G. Czernatsy, L. Vandromme, "L'acceptation des aides techniques robotisées par la personne en situation de handicap moteur : une approche psychologique", *Journal de la réadaptation médicale*, 2009.

Session 9 : Technologies d'assistance à la perception et au déplacement

Présidents de session : Dominique ARCHAMBAULT, Eliana SAMPAIO

Localisation et orientation des aveugles : dispositif de guidage dans le métro

G. UZAN⁽¹⁾, S. LAMY-PERBAL⁽²⁾, A. CARREL⁽³⁾, S. SARAGAGLIA⁽³⁾, G. ISABELLI⁽⁴⁾, B. MALAFOSSE⁽⁵⁾

⁽¹⁾Laboratoire THIM - université Paris 8, ⁽²⁾CEA-LIST, ⁽³⁾ROBOSOFT-PGES, ⁽⁴⁾RATP, ⁽⁵⁾CEREMH
gerard.uzan@univ-paris8.fr, sylvie.lamy@cea.fr, aubert.carrel@robosoft.fr, stephane.saragaglia@robosoft.fr,
gregory.isabelli@ratp.fr, benjamin.malafosse@ceremh.org

Résumé : Parmi les multiples systèmes de localisation et d'orientation destinés aux aveugles actuellement disponibles ou expérimentés, le projet DANAM explore les avantages d'un dispositif sans balises en infrastructure, pertinent en milieu souterrain (stations de métro) et intégrant la localisation et l'orientation polaire égocentré. Il comporte un capteur porté par la personne, une unité de calcul (logiciel de localisation et de guidage) et enfin une IHM vocale spécifique pour optimiser sécurité et guidage de personnes aveugles.

Une évaluation par expérimentation en écologie contrôlée, dans une station de métro a été réalisée avec 24 sujets aveugles, avec pour indicateurs la nature des déplacements, les performances en temps et le taux de sollicitation de l'IHM (rappel de localisation).

Celle-ci met en relief l'acceptabilité, l'impact du dispositif (re-localisation temps réel, nature des messages et condition de diffusion, ...) et le comportement de déplacement sur les performances des sujets. Elle souligne l'importance de l'adéquation entre trois représentations : celle mentale du sujet, celle communiquée par le dispositif avec son IHM et celle portée par la situation réel du sujet in situ.

Mots clés : Aveugles, Localisation, Orientation, Guidage, Interface vocale, Informatique Nomade, Métro.

I. PREAMBULE

Depuis les années 2000, le guidage des aveugles en milieu urbain ou dans les transports en commun a fait l'objet d'études et d'expérimentations spécifiques (Automoville 2002, Biovam 2002, Rampe 2005, Blueeyes 2007, guide urbain 2008, Infomoville 2010) [1][9][4]

Ces initiatives anticipaient les obligations de la loi du 11 février 2005 sur l'accessibilité des transports et la continuité d'information dans la chaîne de déplacement. Depuis 2004, un plus grand nombre de projets ont été développés pour répondre au besoin en localisation, en orientation et en information des personnes aveugles et mal-voyantes (PAM). S'appuyant sur un partenariat entre la RATP, le CEA LIST, ROBOSOFT-PGES et le laboratoire THIM de l'université de Paris 8, le projet DANAM vise à concevoir un dispositif d'assistance au guidage des PAM dans les stations de métro.

II. LOCALISATION ET ORIENTATION : UN ETAT DE L'ART

Pour guider une personne dans les couloirs du métro, il faut tout d'abord la localiser. Plusieurs solutions technologiques sont à l'étude pour répondre à ce problème.

L'empreinte radio :

Elle est basée sur la combinatoire des puissances de signaux radios reçus par un point donné de l'espace qui la caractérise alors. Cette technique permet une précision de l'ordre de 0.5m selon le nombre et la puissance des signaux radios déjà présents, mais elle nécessite un pré-apprentissage des lieux (Infomoville).

La Triangulation radio :

Elle peut être basée sur la puissance du signal reçue (Wifi) ou bien basée sur la mesure du temps de vol (UWB). Ces deux techniques demandent un pré-équipement des lieux. Au niveau de la précision, l'erreur est d'environ 3m sur la position de la personne pour un système Wifi mais de quelques cm seulement pour un système UWB.

L'identification de points clés comme l'utilisation de tag RFID (passifs / actifs) ou bluetooth :

Cette technique nécessite un pré-équipement des lieux et la localisation n'est pas possible entre 2 tags (Blueeyes et Rampe).

L'odométrie visuelle :

les méthodes de traitement d'images sont actuellement très gourmandes en temps de calcul et manquent souvent de robustesse par rapport à la variabilité de luminosité (Guide urbain).

L'utilisation d'une nappe laser est essentiellement exploitée actuellement dans la détection d'obstacles mais pose, pour le guidage, les problèmes de position relative entre les éléments fixes et les éléments mobiles rencontrés lors du déplacement (Canne laser).

L'odométrie inertielle :

les temps de calculs sont faibles mais la dérive temporelle des mesures des capteurs entraînent une erreur sur la position de la personne.

Dans le cadre de ce projet, nous avons pour objectif de mettre au point un système temps réel ne nécessitant pas de pré-équipement des infrastructures ni de pré-apprentissage des lieux par le dispositif. Nous avons donc choisi d'utiliser la technologie inertielle.

III. LE DISPOSITIF : ARCHITECTURE ET PROBLEMATIQUE

Le dispositif (Fig. 1) comporte quatre éléments :

- une centrale inertielle (CI) attachée au pied de la personne, mesurant ses mouvements ;
- un logiciel de localisation exploitant les mesures de mouvements de la personne et le recalant ainsi sur la carte des lieux ;
- un logiciel de guidage calculant l'itinéraire à suivre à partir de la position actualisée de la personne sur la carte;
- une Interface Homme Machine (IHM) adaptée délivrant vocalement les instructions en fonction de l'itinéraire à suivre.

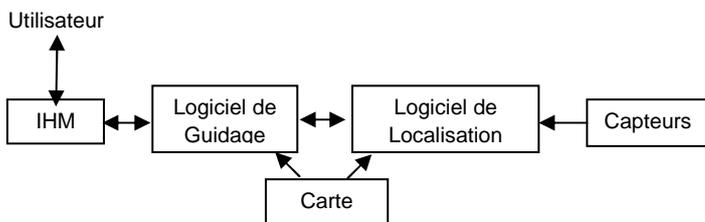


Fig.1 : Système de DANAM – Présentation générale

Centrale inertielle et logiciel de calcul de position :

La localisation de la personne se fait en intégrant les signaux d'une centrale inertielle portée par la personne. Or il y a, sur les mesures, des biais résiduels et non compensables qui engendrent une dérive de la position de la personne et nuisent ainsi à la précision du système. Pour compenser les dérives de localisation, plusieurs stratégies sont mises en place :

- la centrale inertielle (ici par exemple la CI Mtx de Xsens) est placée sur le pied [2][5], cela permet non seulement d'arrêter l'intégration des biais résiduels lorsque le pied est posé (et limite donc l'erreur de position) mais également de recalibrer l'attitude de la centrale inertielle par rapport à la gravité.
- la position est recalée régulièrement sur détection de points caractéristiques (escaliers, virages, escalators...). Ceux-ci étant détectés de façon automatique pour la plupart ou renseignés par l'utilisateur dans de rares situations.

Le logiciel de localisation envoie ensuite au logiciel de guidage la position de la personne sur la carte embarquée. En effet, les deux logiciels (de guidage et de localisation) fonctionnent à l'aide d'une carte commune. La carte des lieux est représentée par un réseau de nœuds et d'arcs stockés dans un fichier texte commun. Les arcs sont typés (couloir, escalier, quai...) afin de permettre le recalage de la « localisation ». La position reçue par le logiciel de guidage est une projection de la position de l'utilisateur sur l'arc parcouru (Fig. 2).

Logiciel de guidage :

Pour guider la personne dans ses déplacements, le logiciel de guidage a besoin de la position de départ (pour l'instant entrée à la main, mais à terme, donnée par un GPS ou autre...) ainsi que de la position d'arrivée souhaitée par la personne. Cette information est donnée par l'utilisateur via un clic souris de l'IHM.

Une fois que le logiciel est renseigné, un algorithme adapté planifie le plus court chemin dans une carte topologique en trois dimensions (graphe 3D). Des messages sont associés aux arcs et permettent la génération de consignes de guidage lors de leur franchissement.

Au fur et à mesure du cheminement de la personne, sa position est actualisée par la « localisation » et le logiciel de guidage structure alors le message et calcule le moment de sa diffusion à l'utilisateur.

Si la personne se trompe de chemin et ne suit pas les indications, alors le chemin le plus court pour arriver à

destination est recalculé. Si le chemin pris par erreur par la personne est trop coûteux ou ne peut pas mener à son lieu d'arrivée, alors l'IHM lui demande faire demi-tour.

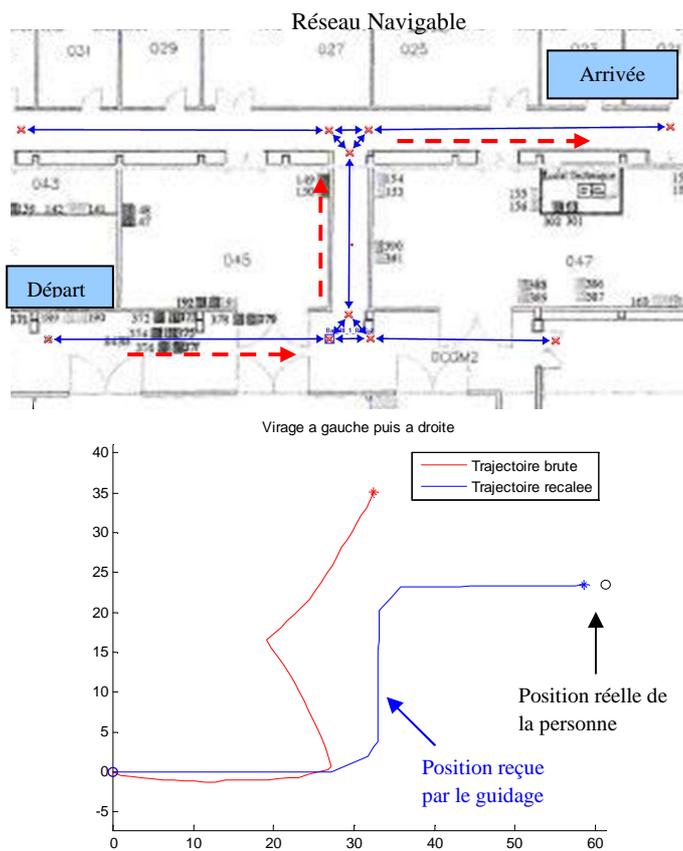


Fig.2 : Logiciel de localisation : la distance entre la position réelle de la personne et sa position estimée est améliorée grâce au recalage

L'IHM :

Au niveau de l'IHM, il faut répondre aux défis ergonomiques posés par le projet (nature des informations à diffuser, choix lexicaux pour l'interface vocale, mode d'interaction pour les entrées utilisateurs sur l'IHM). A la suite de travaux sur le stress des aveugles en déplacement [9] et pour la conception du répéteurs sonore de feux [6], l'IHM doit respecter le critère d'humilité pour ne pas mettre en danger la personne, ne pas générer d'erreur ou de risque pour l'utilisateur aveugle comme nous l'avons déjà envisagé pour l'accès au bus en milieu ouvert [1].

Au delà du langage opératif de trafic ou de description transport [8], et du langage naturel dont l'interprétation reste variable [3], un choix lexical a donc été retenu pour définir des objets, des orientations et des distances, diffusé selon un ordre spécifique et homogène et répondant aux exigences de brièveté (durée et nombre de syllabes), de sémantique non ambiguë, d'intelligibilité en

milieu bruyant et d'anticipation des durées d'écoute et de déplacement simultanés. Enfin, certaines informations étaient précises (orientation) ou au contraire volontairement approximatives pour maintenir la vigilance, l'attention et la décision dans la mobilité (longueur des escaliers et distances).

Certaines formulations adoptaient un langage propre à l'oralité plus qu'à l'écrit, aux habitudes de communication entre voyageurs plus qu'au langage opératif du transport (ex : « accès au quai ligne 14 en direction des Olympiades » devient « Quai de la 14, Olympiades »)[8]

Le système restitue les consignes et les informations à l'utilisateur par une oreillette via une synthèse vocale. En effet, les systèmes vocaux sont actuellement très utilisés sur les dispositifs nomades pour aveugles. Dans les dédales des stations de métro, ils permettent une précision et une rapidité de l'information tout en maintenant la concentration haptique sur tous les mouvements propres à la marche en milieu libre ou de foule.

Sur le plan de l'interaction entre l'utilisateur et le dispositif, les messages sont délivrés automatiquement sans action préalable de l'utilisateur. Mais celui-ci peut, s'il le souhaite, effectuer un rappel : le message diffusé alors n'est pas seulement un rappel du message précédent mais un nouveau message réactualisé tenant compte de son déplacement entre la première écoute et le rappel.

Un scénario d'utilisation est donc le suivant : à l'entrée du métro, une boucle vocale énonce les principaux points de destination utiles à l'utilisateur (Quai de ligne, autres sorties...). Par appui « à la volée » sur un bouton, l'utilisateur sélectionne sa destination. Le dispositif prend alors la main et guide la personne vers cette destination. A tout instant, lors de ce déplacement, l'utilisateur peut réinterroger le dispositif qui lui énoncera un message de guidage actualisé en fonction de sa position courante.

La personne peut à tout moment annuler et/ou refaire un nouveau choix de destination.

Pour ne pas saturer en informations sonores ou vocales l'utilisateur aveugle qui exploite déjà les indices sonores de l'environnement pour sa sécurité et sa représentation mentale de cet environnement, le dispositif ne diffuse les messages que dans trois situations : premièrement, avant un changement de direction, face à des directions multiples ou un obstacle, deuxièmement, en cas de rappel de l'utilisateur, et enfin, en cas d'impasse (si le chemin emprunté par erreur est trop coûteux ou ne peut pas mener au lieu d'arrivée).

Du point de vue de la sécurité, le dispositif signale régulièrement (mais de façon espacée) son bon fonctionnement par un signal sonore ou à travers la diffusion d'un message de guidage. Si la batterie est insuffisante, le système manifestera cet état à l'utilisateur en conséquence. Les messages relatifs aux zones dites de transfert [1], où la sécurité est fortement engagée, ont fait l'objet d'un travail de réflexion approfondi sur la structure et la nature des messages.



Fig.3 : Système de DANAM – essais à la station Bercy

IV. LE DISPOSITIF : EVALUATION IN SITU

Une campagne d'évaluation a été menée dans la station de métro Bercy avec 24 personnes aveugles selon une méthode d'expérimentation en écologie contrôlée (fig. 3) [7].

Le choix de la station de Bercy répond à trois exigences :

- Bénéficiaire d'une station possédant à la fois une configuration « ancienne », ligne 6, représentative du métro parisien actuel et une configuration « récente », ligne 14, probablement représentative du futur du métro.
- Une infrastructure de station comportant une interconnexion, un effet « dalle » particulièrement difficile à appréhender, un effet de multi-directionnalité important et enfin un ensemble d'équipements et de niveaux (ici trois niveaux, et escalators et/ou ascenseurs montants et descendants pour les desservir).
- Une station excentrée encore inconnue pour les sujets sélectionnés.

Méthodologie d'évaluation :

L'expérimentation s'est déroulée in situ avec la station et les métros en service ainsi que la présence habituelle de tous les voyageurs.

24 sujets aveugles, dont 18 avec canne et 6 avec chien, 10 femmes et 14 hommes, une moyenne d'âge de 52 ans ($\sigma = 13$, min = 20, max = 77), aucun ne connaissant préalablement la station, ont utilisé le dispositif dans la station sur un parcours que nous avons prédéfini.

Le choix de la structure de la population s'explique de la façon suivante :

- initialement prévue pour la seule évaluation, cette expérimentation a eu deux objectifs : évaluer le comportement du logiciel de navigation et de l'IHM, obtenir un corpus de données exploitables pour une plus grande optimisation des algorithmes de localisation, mais cela a également imposé le non contre-balancement des parcours pour un corpus le plus homogène.
- les précautions expérimentales doivent être plus importantes pour les personnes avec chien car le dispositif doit alors renseigner le binôme personne aveugle/chien, le chien se fiant plus au comportement des expérimentateurs qu'aux instructions de la personne aveugle.

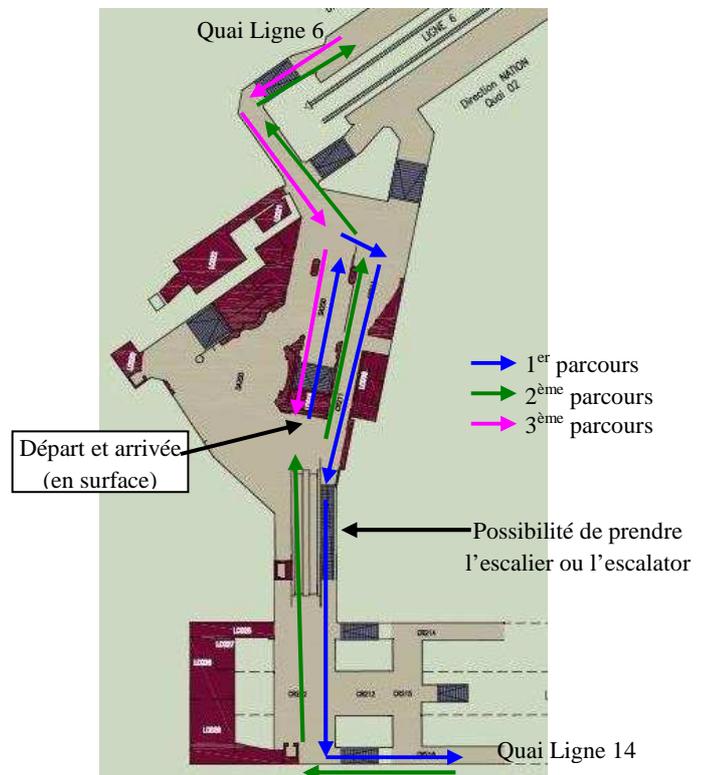


Fig.4 : Parcours suivis lors des expérimentations DANAM

Durant l'expérimentation, la sécurité a été assurée par les instructeurs de locomotion de la Fédération des Aveugles de France.

Après une brève présentation et phase d'apprentissage, les sujets sont invités à réaliser un parcours (cf. fig. 4) assistés du dispositif. Les résultats sont extraits de trois types de données : celles collectées à travers une grille d'observation, celles enregistrées par le logiciel de guidage (enchaînement des messages et interactions utilisateur/dispositif) et enfin celles recueillies auprès des sujets en fin de parcours (auto-confrontation).

Résultats :

Nous présentons ici les résultats les plus saillants de l'évaluation. Ceux-ci portent sur l'acceptabilité et l'efficacité du dispositif et les performances obtenues par les sujets aidés.

Résultat en matière de localisation et d'orientation

- 0 abandon
- 0 blocage
- 5.5% du temps de parcours en situation de perdition. Toujours rattrapée à travers la manipulation du dispositif.
- 13 personnes sur 24 n'ont eu aucune situation de perdition.
- 1 personne sur 24 trouve la structure des messages peu efficace, et 9 sur 24 mettent particulièrement en avant l'efficacité de la structure des messages.

Les performances des sujets:

L'analyse des performances des sujets nous ont permis à la fois d'évaluer le dispositif mais aussi d'identifier les logiques de déplacement qui sont mises en œuvre avec le dispositif, aussi bien pour l'ensemble des parcours (moyenne 10m49s avec un écart type de 3m27s) que pour chacun d'entre eux (moy.=4m08 σ =1m42s pour le parcours 1 (P1), moy=4m24s σ =1m27s pour P2, moy=2m23s σ = 53s pour P3). cf tab1.

Les résultats concernant la sollicitation du dispositif (rappel de localisation):

Sur l'ensemble des parcours et sur l'ensemble des sujets PAM, le rappel de localisation par appuis sur le bouton a été sollicité en moyenne 5,6 fois (σ =7,24) avec un minimum de 0 rappel et un maximum de 36 (moy= 8,49, (σ =5,83), min=0, max=36 pour P1, moy=8,49 (σ =9,24), min=0, max=32 pour P2, moy=3,36 (σ =3,86), min=0 max=15, pour P3). Les écarts types témoignent d'une disparité importante du comportement des sujets sans qu'il apparaisse de stratégie spécifique tel qu'un comportement de rappel systématique ou au contraire d'économie de rappel.

Nous n'avons trouvé aucune corrélation entre le recours ou le non recours au rappel de localisation et les performances des sujets en temps, mais une correspondance entre recours/non recours et la nature de leurs déplacements (démarche franche/hésitante/perdition). En effet sur le parcours le nombre de rappel de localisation varie de 0 à 36. Deux sujets ont un temps identique sur le parcours 1 (2m58s), mais l'un a fait 0 rappel de localisation et l'autre 36. Cela se retrouve sur les trois parcours, donc ne confirme pas l'hypothèse de stratégie d'utilisation du dispositif en donnée inter-sujet.

En donnée intra-sujet les comportements de rappel ne sont pas homogènes d'un parcours à l'autre. Cependant sur l'ensemble des sujets pour le parcours 1, 8 ont adopté une démarche franche sur l'ensemble du parcours. 6 sujets sur ces 8 ont utilisé le rappel de localisation entre 0 et 2 fois. Nous avons constaté la même correspondance entre démarche franche et faible utilisation du rappel dans les parcours 2 et 3. Tous les sujets (5 sur 22) qui ont réalisé l'ensemble du parcours 2 en démarche franche ont effectué entre 0 et 2 rappel(s) de localisation. de la même façon sur le parcours 3, 7 sujets ont effectué l'ensemble du parcours en démarche franche en faisant entre 0 et 1 rappel de localisation.

Synthèse sur la navigation et l'IHM:

Les impacts favorables à la navigation:

- La combinaison localisation temps réel et brièveté des messages par l'IHM ne génèrent pas de risque supplémentaire sur le plan de la sécurité.
- L'efficacité de la navigation et des instants de diffusion associés évitent la saturation auditive et donne l'information nécessaire au bon moment. (quelques sujets n'ont même pas eu à utiliser le rappel de localisation pour leurs parcours.)
- C'est le modèle de relocalisation temps réel qui est très efficace particulièrement contre l'effet « dalle »

	Tout profil	Canne	Chien
Tps total	10m49s (σ 03m27s)	11m02s (σ 03m26s)	10m11s (σ 03m42s)
Tps parcours 1	04m08s (σ 01m42s)	04m17s (σ 01m39s)	03m43s (σ 01m53s)
Tps parcours 2	04m24s (σ 01m27s)	04m24s (σ 01m32s)	04m25s (σ 01m16s)
Tps parcours 3	02m23s (σ 00m53s)	02m30s (σ 00m51s)	02m04s (σ 00m58s)

Tab.1 : Temps de parcours des sujets aveugles lors des expérimentations à Bercy

et en situation d'hésitation et de perte.(Sauf aux abords des lignes de contrôle.)

- L'évaluation permet de valider une grande partie des choix de structure et de nature des messages, ainsi que du mode de diffusion.

Les impacts défavorables à la navigation:

- Les messages doivent être de nature légèrement différente selon que les sujets sont avec canne ou avec chien.
- Certains mots doivent être changés pour optimiser l'interprétation des messages (« milieu » et « couloir ») ou leur audibilité (« long »).
- Le passage dans les deux sens des lignes de contrôle doit faire l'objet d'un affinement des arcs de navigation.

Des recommandations ont déjà été envisagées par le THIM et ROBOSOFT pour accroître la précision sur certains points de parcours (surtout flanc d'escalier et ligne de contrôle.)

Les apports de l'expérimentation :

La validité du choix du modèle de navigation en milieu souterrain.

La validité des choix de structure et de dénomination des messages.

La validation des choix technologiques pour des personnes déficientes visuelles et au delà pour tous.

La validité du critère d'humilité comme nouveau critère de conception et d'évaluation d'IHM nomade.

V. CONCLUSION

Ce projet a souligné et précisé l'importance d'une localisation tenant compte de l'orientation polaire sous la difficile contrainte de recalage, et celle de la brièveté, de l'humilité de l'IHM pour la sécurité des personnes aveugles (risque de chute ou de représentation erronée de sa situation) et dans le guidage de la marche (équilibre entre guidage et repérage dans les messages). La combinaison entre modèle de localisation et structure de l'IHM ont permis de mettre en relief l'impact positif d'une recherche d'adéquation entre la représentation mentale des sujets, celle produite par le dispositif et celle de la réalité in situ pour des sujets aveugles en capacités limitées de vérification. Initialement destinée aux personnes aveugles, ce dispositif a suscité un vif intérêt pour d'autres utilisateurs et plus particulièrement les personnes ayant des difficultés cognitives et plus largement pour l'ensemble des utilisateurs du métro. Initialement destinée aux personnes aveugles, ce dispositif a suscité un vif intérêt pour d'autres utilisateurs

et plus particulièrement les personnes ayant des difficultés cognitives et plus largement pour l'ensemble des utilisateurs du métro.

VI. BIBLIOGRAPHIE

- [1] G.Baudoin, O.Venard, G.Uzan, A.Rousseau, Y.Benabou, A.Paumier, J.Cesbron, "How can blinds get information in Public Transports using PDA?"- The RAMPE Auditive Man Machine Interface", Proc. 8th European conference for the advancement of assistive technology in Europe, AAATE 2005, Lille, Sept. 2005
- [2] Foxlin E., InterSense : Pedestrian Tracking with Shoe-Mounted Inertial Sensors. Moving Mixed Reality into the Real World Special Issue of IEEE CG&A, November/December 2005 (INS au pied)
- [3] Gouédard C., « Un nouveau paradigme pour examiner les relations entre espace et langage, appliqué chez de jeunes aveugles s'expliquant un trajet », La Nouvelle Revue de l'Adaptation et de la Scolarisation, hors série n°3 : « Scolariser les élèves déficients visuels », 2007, pp. 91-105.
- [4] Marin-lamellé: Besoins en Information et en Orientation des Voyageurs Aveugles ou Malvoyants dans les transports collectifs. LESCOT-INRETS, 2002
- [5] Seong Yun Cho, Chan Gook Park : MEMS Based Pedestrian Navigation System. The Journal of Navigation (2006),59, 135-153
- [6] Sperandio, J.C. , Uzan, G., Validation du message codé pour dispositif sonore de feux de circulation pour personnes aveugles ou malvoyantes, . Rapport de fin de recherche financée par le CERTU (Ministère de l'Équipement, des Transports et du Logement), mai 2002
- [7] Uzan, G. and Teixeira, A. (2003). Interactions vocales sous l'angle des non-voyants : de l'évaluation de service à l'évaluation d'un modèle d'interaction. In proceedings of IHM 2003, International Conference Proceedings Series, ACM, Caen, France, 174-181.
- [8] UZAN G., VENARD O., BAUDOIN G., PAUMIER A. (2007) "Prise d'information et représentation mentale des aveugles dans les transports : pour la conception d'IHM d'information et de localisation" conférence epique'07, septembre .
- [9] Wolff M., Cabon P., Uzan G., Nelson J., Couix S., "déplacement urbain de personnes non-voyantes: étude multi-factorielle des difficultés et apport d'une nouvelle interface pour le recueil des données", ergo-IA 2006, Biarritz, 11 octobre 2006.

REAL TIME INFORMATION FOR VISUAL AND AUDITORY IMPAIRED PASSENGERS UTILIZING PUBLIC TRANSPORT – Technical aspects of the INFOMOVILLE project

Sybrand Pretorius⁽¹⁾, Geneviève Baudoin⁽¹⁾, Olivier Venard⁽²⁾

*(1) Université Paris Est, ESYCOM, ESIEE Paris
BP 99, 93162 Noisy Le Grand, France*

*(2) LaMIPS, UMR 6508
Département Télécommunication, ESIEE Paris*

pretoris@esiee.fr, g.baudoin@esiee.fr, o.venard@esiee.fr

Abstract—This paper aims to present the research and development for improving the mobility of sensory impaired people on public transport (especially buses and trams), performed within the INFOMOVILLE project, supported by the ANR (L'Agence nationale de la recherche). The system being developed uses Wi-Fi (IEEE 802.11) technology to communicate real time transport data (SIRI standard- CEN TS15531) to handheld computers (Smart Phones or PDAs). Wi-Fi (IEEE 802.11) is also used for the localization of the handheld computers in designated areas.

Index Terms—Sensory Impaired, Real Time Information System, Service Interface for Real Time Information (SIRI), Wi-Fi Localization, Man Machine Interface.

I. INTRODUCTION

The use of public transport in a foreign country is a tedious endeavor for almost everybody. Imagine the frustration of this alienation to public transport in your own country. This is the reality for many people living with sensory disabilities.

The project for Real Time Information for Visual and Auditory Impaired Passengers utilizing Public Transport focuses on the use of generic technologies, such as Wi-Fi (IEEE 802.11) for localization and Real Time Transport Data.

The paper will discuss some aspects of the research under the following headings: Disabilities-Explaining the two sensory impairments considered for the research, Project Description-History of the current project, related Research-This looks at relatable research in the fields of localization and Real Time Information, System Objectives-What the project aims to

achieve, System Architecture-How the system is designed and Current Work.

II. SENSORIAL DISABILITIES

The INFOMOVILLE project is developing a prototype system for the search to a solution in accommodating people with visual and auditory impairments specifically:

A. Auditory Impaired

There are many people living with auditory impairments in the world, and even though it places many restrictions on them they do not all consider themselves handicapped, they consider themselves more of a subculture [1].

They do however live in a world where sound is used to convey an abundance of information, information that they cannot hear due to their disability. One of the obstacles numerous deaf people have to confront as part of their daily life is an overwhelming deprivation of their right of access to information.

Without aural exposure to spoken language during critical language acquisition years of childhood, many deaf adults have below average levels of written literacy [2]. Written information can thus be extremely complicated to comprehend such as a foreign language. In many electronic systems complicated text is used to convey information to individuals as many software designers incorrectly assume that written text in a user interface is always accessible to deaf users.

Thus by developing a system that could convey real time transport information to deaf people, one would be empowering this subculture and also increase their self esteem, self acceptance and self respect [3].

B. Visually Impaired

Blind people have great difficulty in acquiring the correct information relating to public transport. Even if transport is accessible the lack of information limits the use of public transport.

Often on familiar travelled routes information may not be a problem, but can be a barrier on unfamiliar routes.

Many people also feel that they need more information during journeys, for example disturbances (Delays, Interruptions, Perturbations). Timetables are particularly inaccessible to people with visual impairments [4].

During tests done with the RAMPE project in Lyon, it was proven that visually impaired people are greatly assisted by information relating to their travels. In complex areas (even for sighted people), they could, after consulting the PDA, determine the correct route and the use of the device established a mental representation of the travel [5].

Some recommendations were made to better the system (RAMPE) [5]:

- Ability to set the user device (PDA or Smart phone) to detect automatically a given starting stop.
- Better localization of the user, for instance: distance from the stop.
- Ability to register a journey and to get estimated schedule.
- Continuity of the information provided along the overall trip (before, at the stop, in the vehicle, at the unload, during the change ...)

C. In-situ analysis of activity

At the beginning of the INFOMOVILLE project an analysis of people's trips, in public transport, was carried out, in the city of Lyon, with a multimodal transport scenario and 3 different populations: visually impaired (VIP), auditory impaired (AIP) and without sensory impairment (WIP).

This analysis of activities has allowed the explanation of the mechanisms of orientation, navigation and information acquisition for the three populations. It identified the difficulties and needs of each population [6].

III. PROJECT DESCRIPTION

In response to legislation passed in France on the 11th of February 2005 regarding the equality of rights and social participation of people living with disabilities, ESIEE with the ergonomics laboratory of University Paris 5 and the company LUMIPLAN initialized a project called RAMPE.

RAMPE's objective was to experiment, design and realize a system for the assistance of blind people so that they could increase their mobility and autonomy in public transport [7].

It was focused on blind pedestrians and bus transports which are the most difficult to use by blind people. The RAMPE application could provide the following services to the user:

- To warn of the existence of bus stops around him.
- To be informed of the names of these stops.
- The possibility to choose one of these bus stops and be audibly guided towards it.
- To be informed on the different bus lines serving the chosen bus stop: number of minutes before the arrival of next bus, name of the stops on each line etc.
- To be alerted when a bus is arriving with the number of this arriving bus.

RAMPE was extended, among other aspects, to include the needs for the mobility of auditory impaired people as well. This new project was called the INFOMOVILLE project. In comparison to the RAMPE project, INFOMOVILLE comprises of new features. It can manage multimodal trips (no more restricted to just busses), it includes localization by means of Wi-Fi, and it integrates new real time standards for traveler information exchanges.

INFOMOVILLE is supported by the French national research agency (ANR) and is worked on in cooperation with Lumiplan (a company specializing in travelers' information systems), University Paris 8 (specialists in ergonomics) and Ergonomos (a firm specializing in transport ergonomics) [8].

Generic technologies (e.g. Wi-Fi, PDAs and Smart phones) will be used to acquire and distribute information to the user. Being better informed will make the use of public transport easier for the impaired population.

INFOMOVILLE has researched technologies to be used for the acquisition of geographical data (localization of devices) and transport information (EU standards), but a complete, effective solution incorporating these technologies have not been developed. This justified the need to optimize existing systems and to develop and incorporate new technologies into the INFOMOVILLE project with a Man Machine Interface (MMI) well suited for people with sensory disabilities.

IV. RELATED RESEARCH

Much research is being done in relatable contexts, such as the Cyberguide project which was generally developed for tourism. The long term goal of the designers and researchers was to develop a system that knows where a tourist is and relay important information to the user about the surroundings.

Many museums provide systems for such a purpose. Cyberguide however is envisioned to be used just about anywhere. In the Cyberguide project positioning plays an important part and several methods were considered, namely

GPS for outdoor use and RF for indoor use, however Cyberguide eventually used beacons to inform the mobile device where it was located. The Cyberguide system however is the only entity that knows its location, which is quite a disadvantage. For applications in which you want objects to know about the position of other objects, there must be some sort of communication [9].

The Sendero Group develops and sells accessible GPS products with talking map software, which enables blind travelers to co-pilot, not just be passive passengers. They can hear about the sites and the businesses being passed and know when to get off the bus. Students can also chart routes across campus or hikers can chart routes in the woods [10].

A technology that has been around since 1979 is Remote Infrared Audible Signage technology (Talking Signs), which has found deployment in numerous locations in the United States. It works with an infrared beam to a hand-held receiver that speaks the message to the user, that is, the transmitted data imbedded in the sign is converted to speech. Unlike auditory traffic signals which merely provide an auditory signal of a certain duration during which time it is "safe" to cross a street, Talking Signs go well beyond the concept of a simple indicator. The Remote Infrared Audible Signage equivalent of an auditory traffic signal transmits the name of the cross street (which must be heard through the user's receiver), the address number of the block, and the direction the receiver (person) is facing [11], similar systems have been developed in many different countries e.g. in France (by EO-EDPS [12] and ESIUM [13]) and Czech Republic (by APEX [14]).

Amongst the most similar to the work being done in INFOMOVILLE are UbiBus [15] and the Bus Catcher [16]. Bus Catcher assists mobile users in planning their bus rides by providing timely and accurate information about current bus locations and estimated arrival times. Passengers are equipped with Personal Digital Assistants (PDAs). Bus Catcher gets its schedule from a server so that the user would get the most up-to-date information (provided its administrator updates the server) and it does not rely on any platform specific database. Train Schedules do not use GPS or maps to show the user how to get to a train station or other attraction.

Bus catcher however is developed for JAVA platforms and was originally built for Palm devices. The full functionality of Bus Catcher was developed on the Compaq Ipaq. The Compaq Ipaq connects to the server over an Internet connection provided by the Nokia Card (v2) modem. Although this modem supports GPRS, the mobile network, at the time of testing did not. This meant that the maximum connection speed available was 9600bps. Positioning was retrieved using a Garmin GPS receiver attached to the serial port of the device, communicating using standard NMEA sentences. The designers are also investigating the possibility of integrating Bus Catcher with voice recognition and synthesis techniques in order, to facilitate impaired users (e.g. blind people) [16].

V. SYSTEM OBJECTIVES

The IMFOMOVILLE system is based on two main parts : the device carried by the user (UD : User device) and fixed equipment or Base Stations (BS) that can be installed at appropriate places such as bus stops, tram stops, exits from underground, train stations etc.

From a technical point of view the system is being designed on the basis of the following requirements:

- Modularity and reusability: The different components of the system will be designed independently with clearly defined interfaces.
- Ease of use: The usability of the system should not be abstruse due to the complexity of each module.
- Portability: Special care is given to the portability of the application on different types of user devices. The prototype is designed for the use on Windows Mobile 6.1 Devices, with a Wi-Fi and GPS. It has been tested on many different smart phones and PDAs.
- Extensibility: As the research is ongoing, the system will be developed so that future advances in technology and research could be incorporated in the system. Hardware abstraction approach will facilitate the integration of new modules in the application. From another point of view, the extensibility of the system is also studied in terms of transport systems, so that the system could be used on different public transport platforms.

VI. SYTEM ARCHITECTURE

We can distinguish the following elements in the system: User Device (UD), Base Stations (BS), Communication between UD and BS, Localization, Real Time Transport Information, and Suitable User Interface. The different technical elements and their associated software modules are the same for the different types of populations (Visually impaired persons (VIP), audio impaired persons (AIP), or persons without sensory impairments WIP), but the MMI is different for each case. The general architecture is described on Figure 1.

A. User Device

User Devices were chosen for their capability to use previous developments, of the RAMPE project, in this new development. They allow development for Windows Mobile 6 in Visual Studio C++ and the use of Microsoft Foundation Classes (MFC).

B. Base Stations

The Base Stations comprise of a Wi-Fi access point, a communication link with a distant central server for traveler information. We have chosen to use a 3G communication link but it could be any other type of communication link.

The base station also includes a loud speaker (which can be used by the visually impaired person (VIP) for orientation) and a flash light (which can be used by the auditory impaired person (AIP) for orientation).

C. Communication between User Devices and Base Stations

We have chosen to use Wi-Fi technology for the communication between the user devices and the base stations. There are many reasons for this choice and there are many smart phones and PDAs in existence with Wi-Fi, even though Bluetooth is more common.

We prefer Wi-Fi because of its longer operating range, which is important for the use in outdoor environments. The

connection time between Wi-Fi devices is quite short. A drawback of Wi-Fi compared to Bluetooth is greater power consumption, but the user application can be designed to minimize the transmission time from the UD to the BS.

D. Localization

We have chosen to use Wi-Fi technology for localization purposes as well as for communication needs. This allows the same equipment to be shared. Using Wi-Fi 802.11 signals for localization is growing in popularity as the technology has become more affordable and is easily deployed. Some projects are using Wi-Fi to replace or supplement GPS in outdoor environments.

Some methods for Wi-Fi indoor localization is to create a topological map of the environment and develop signal signatures of selected landmarks through data collection and pre-processing [17].

RSSI readings from Radio Frequency (RF) devices are available without the need for a line of sight as IR and RF tags [18]. GPS (Global Positioning System) works world-wide, but it requires a clear view of its orbiting satellites. It does not work indoors and works poorly in many cities where the so called “urban canyons” formed by buildings prevent GPS units from seeing enough satellites to get a position lock [19].

While RF waves are capable of penetrating many physical boundaries or structures, the RSSI readings are influenced in a predictable fashion. This predictability makes it possible to map RSSI readings from a fixed access point to a region, and this makes localization using wireless Ethernet feasible [20].

However, some considerations for using Wi-Fi are that the radio frequency environment is a hostile environment for signal strength-based location systems. Signal propagation is dominated by reflections, diffractions, and scattering of radio waves caused by structures within buildings influencing the received signal envelope and phase, and the signal components arriving from indirect and direct paths combine to produce a distorted version transmitted signal [18]. Since microwave frequencies used by IEEE 802.11 (~2.4GHz) are unlicensed, they are susceptible to interference from a whole range of sources like cordless telephones, microwave ovens, etc. The presence of human beings and pets also affects signal strength significantly, since water absorbs radio waves in the 2.4GHz range [20].

In conclusion, Wi-Fi localization can be used indoors and outdoors, allowing an easy continuity of localization. Outdoor Wi-Fi localization can be used in conjunction with GPS. We have developed an application that periodically records the estimated position given by the Wi-Fi system and by the GPS. The objective is to evaluate the interest of data fusion techniques of the information, in order to improve the precision and/or the robustness of the localization.

1) Ekahau Localization System

Ekahau is a commercial location system, used by us in the INFOMOVILLE project. Ekahau uses standard 802.11

wireless networks and state of the art location tracking algorithms to locate assets or people fitted with Ekahau Wi-Fi location tags. Ekahau RTLS (Real-Time Location System) allows the location of people and assets. The Ekahau Positioning Engine (EPE) is installed and run on a standard computer connected to a wireless network.

Every site of a wireless LAN has its own signal behaviour and the Ekahau system uses this to locate Wi-Fi devices. The Wi-Fi devices acting as tags, could be laptops or PDAs running Ekahau Positioning Client software.

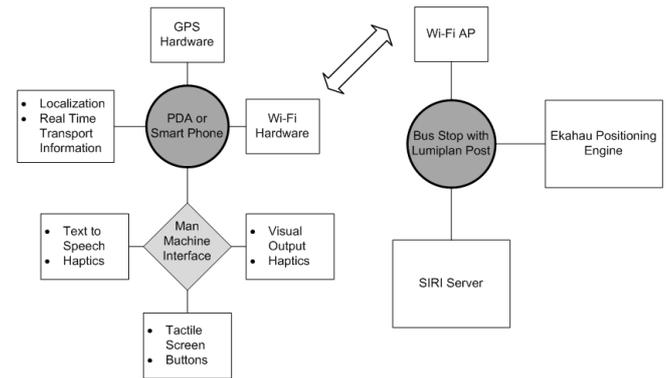


Fig 1: System Architecture

The location tracking algorithm receives signal strength measurements from Ekahau Wi-Fi tags, compares the received measurements to an existing reference data and a positioning model, and calculates accurate location estimates.

First, it is necessary to do a calibration of the site where one wants to use localization. The calibration step allows the acquisition of reference data on which the Ekahau EP will built its positioning model.

We use the Ekahau interface with a HTTP request, and it responds with either an XML file containing relevant data or a rendered image file in .png or .bmp format [21].

E. Real Time Transport Information

We have integrated the SIRI protocol into the INFOMOVILLE system both for the data exchanges between the UD and the BS and for data exchanges between BS and the distant traveler information server.

Service Interface for Real Time Information (SIRI) [22] is a European data interface standard for exchanging planned, current or projected performance information about the real-time public transport operations between different computer systems. SIRI comprises of a modular set of discrete functional services for exchanging data for public transport information systems. Services cover planned and real time timetable exchange, vehicle activity at stops, vehicle movement and information to assist in the provision of reliable connections between vehicles.

SIRI aims to incorporate the best of various national and proprietary standards from across Europe and deliver these as web services using a modern XML schema.

SIRI has the following functional services:

- **Stop Timetable (ST) and Stop Monitoring(SM):** This provides stop-centric information about current or future bus or tram arrivals and departures at a specific station being monitored.
- **Vehicle Monitoring Service (VM):** It provides information of a particular vehicle's current location and activities, such as current and subsequent journey and calling points with expected scheduled arrival times.
- **Production Timetable Service (PT):** Supplies information for a specific day or near future regarding the expected operation of a transport network.
- **Estimated Timetable Service (ET):** Provides details of the operation of the transport network for a period within the current day, detailing real time deviations from the timetables and control actions affecting the Timetable (cancellations, additional Journeys and Detours).
- **Connection Timetable (CT) and Connection Monitoring service (CM):** Allows transport operators to exchange information about the real-time management of interchanges between feeder and distributor vehicles arriving and departing at a connection point, for example, to let passengers on a delayed train know that a local bus service will wait for them.
- **General Messaging Service (GM):** Structured way to exchange arbitrary informative messages between participants, such as travel news, or operational advice.

SIRI communication and message transport uses separate message content from related message transport elements, so that it might be used with different methods of communication, for example XML over http, XML over SOAP/WSDL.

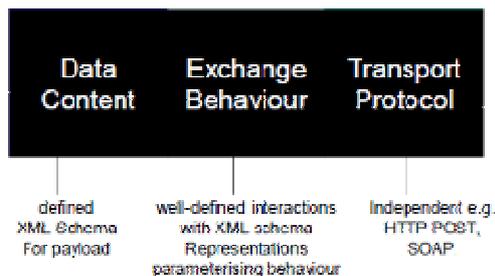


Fig 2: SIRI Service Aspects [22]

In order to specify an individual SIRI functional service, three different aspects of the service need to be specified [22]:

- The data content model for SIRI based on Transmodel.
- The Communications Transport protocol used to serialize and exchange messages (for example, http & XML).
- The exchange behavior, the rules for use of each functional protocol as a dynamic sequence of messages.

There are many pilot implementations of selected SIRI services in several of the European countries over the past years (specifically 2007) and there are now some services running in live production.

Companies involved with SIRI in France are: RATP and Dryade [23].

Based on the STIF (Organising authority for public transport in the Ile de France region) profile, SIRI was deployed in France, for the moment, with only the Stop Monitoring and General Message services.

F. Suitable User Interface

The user interfaces to the devices are planned for ease of use and understanding. Haptic feedback and visual information are employed to the "DEAF" system prototype and haptic feedback with Text To Speech is used with the "BLIND" prototype.

The MMI for visually impaired people is an audio (speech and sounds) and tactile (using hot-keys and the vibrator of the smart phone) interface. The MMI for AIP is visual (fixed and animated text, images, maps etc.) and tactile (vibrator).

The MMI for AIP is based on common GUI (Graphical User Interface) techniques. Due to the extensive differences between audio and visual interfaces, we have found it useful to develop a new software framework for the development of an audio interface which we call Aulib. While GUI can use many visual parallel components, it is impossible for audio interface due to the sequential and fleeting nature of sounds. The Aulib interface takes into account this sequential nature of sounds. It is data driven and allows for dynamically adding or suppressing modules depending on the context.

In all cases (GUI or Aulib) the synchronization between the different software modules is done by message passing. The GUI uses the common windows message passing system while Aulib use a new technique oriented to audio interface.

These separate user interfaces will be evaluated by impaired persons during the development phases before final system tests.

VII. CURRENT WORK

Current work focuses on the development of the software application modules and then to coalesce these into two software applications.

Research is ongoing, with preliminary testing scheduled for end of January 2010 and full system testing scheduled during May 2010 in Lyon, France.

VIII. ACKNOWLEDGEMENTS

The authors are very grateful to their partners in the project: Marie-France Dessaigne from Ergonomos, Yvon Le Maitre from Lumiplan and Gérard Uzan from university Paris 8. They would also like to acknowledge for their support ANR and the Advancity Cluster on green technologies and sustainable cities.

IX. CONCLUSION

In this paper the INFOMOVILLE project for Real Time Information for Visual or Auditory Impaired Passengers utilizing Public Transport was discussed. It mentions current generic technologies utilized for the development of a prototype system. The prototype system is designed for localization and Real Time Transport Information, for the use by sensory impaired individuals trying to utilize public transport systems such as buses or trams.

An in-situ experimentation is scheduled in April/May 2010 in partnership with SYTRAL (Syndicat des transport lyonnais) in Lyon with 3 groups of users: VIP, AIP, WIP and within a multimodal context.

It will be one of the first user applications using SIRI protocol.

X. REFERENCES

- [1] E Dolnick, "Deafness as a Culture," *The Atlantic Monthly*, vol. 272, no. 3, p. 37, 1993.
- [2] M Huenerfauth, "American Sign Language Spatial Representations for an Accessible User-Interface", Lisbon,Portugal, 2004, p. 4th International Conference on Language Resources and Evaluation.
- [3] I Munoz-Baell and M Ruiz, "Empowering the deaf. Let the deaf be deaf," *Journal of Epidemiology & Community Health*, vol. 54, no. 1, pp. 40-44, 2000.
- [4] L Wilson, "An Overview of the Literature on Disability and Transport," Disability Rights Commision, London,U.K., Disability Rights Commision 2003.
- [5] O Venard, G Baudoin, and G Uzan, "Field Experimentation of the RAMPE Interactive Auditive Information System for the Mobility of Blind People in Public Transport : Final Evaluation," in *9th international conference on ITS*, Lille, France, 2009.
- [6] M,F Dessaigne, G Baudoin, G Uzan, and O Venard, "Accéder à l'information Voyageurs quand on a un handicap sensoriel visuel ou auditif. Et l'ergonomie et le Design dans ce système innovant ?," in *ERGODESIGN*, Lyon,France, 2009.
- [7] G Baudoin, O Venard, G Uzan, A Paumier, and J Cesbron, "Le projet RAMPE : Système interactif d'information auditive pour la mobilité des personnes aveugles dans les transports publics," in *Proceedings of the 2nd French-speaking conference on Mobility and ubiquity computing.*, Grenoble,France, 2005.
- [8] ESIEE. (2009) Infomoville [Online] <http://www.esiee.fr/~infomove/infomove.html>
- [9] Gregory D Abowd et al., "Cyberguide: A mobile context-aware tour guide," *Wireless Networks*, vol. 3, pp. 21-433, 1997.
- [10] Sendero Group. (2000-2009) Sendero Group. [Online]. <http://www.senderogroup.com/support.html>
- [11] James Robert, "Towards an Accessible City: Empirical Measurement and Modeling of Access to Urban Opportunities for those with Vision Impairments, Using Remote Infrared Audible Signage," University of California, Santa Barbara, PhD Thesis 2002.
- [12] EO-EDPS. (2009) Un chemin pour tous, une accesibilité commune. [Online]. <http://www.eo-edps.fr/>
- [13] Esium. ESIMUM - Concepteur de solutions pour informer, orienter, guider: Modules Sonores pour feux piétons-Informer les Personnes Déficiantes Visuelles en Milieu Urbain. [Online]. <http://www.esium.fr/esium/fr/Sinfea.html>
- [14] APEX. TYFLOSET the electronic orientation and information system for the visually impaired persons. [Online]. <http://www.apex-jesenice.cz/tyfloset.php?lang=en>
- [15] M Banatre, P Couderc, J Pauty, and M Becu, "Ubibus: Ubiquitous computing to help blind people in public transport," *MobileHCI 2004*, vol. 3160, no. 6, pp. 310-314, September 2004.
- [16] M Bertolotto et al., "Bus catcher: a context sensitive prototype system for public transportation users, *Proceedings of the Third International Conference on Web Information Systems Engineering (Workshops)*, vol. 3, pp. 64-72, 2002.
- [17] J Nicholson and V Kulyukin, "On the Impact of Data Collection on the Quality of Signal Strength Signatures in Wi-Fi Indoor Localization," Utah State University, 2006.
- [18] P Bahl, V N Padmanabhan, and A Balachandran, "Enhancements to the RADAR User Location and Tracking System," Microsoft Research, Redmond, Technical Report 2000.
- [19] Y Cheng, Y Chawathe, A LaMarca, and J Krumm, "Accuracy characterization for metropolitan-scale Wi-Fi localization," in *MobiSys '05: The Third International Conference on Mobile Systems, Applications, and Services*, 2005, pp. 233-245.
- [20] V Seshadri, "A Bayesian Sampling Approach to In-Door Localization of Wireless Devices Using Received Signal Strength Indication," University of Texas, Arlington, Technical Report 2003.
- [21] Ekahau, "User Guide. Ekahau Positioning Engine 4.6," Ekahau, Technical Document 2009.
- [22] Kizoom Ltd., "SIRI handbook and functional diagrams.," Kizoom Ltd., London, Technical Document 2008.
- [23] Kizoom (2007) Kizoom [Online] <http://www.kizoom.com/standards/siri/contact.htm>

Observation en continu de la marche hémiplégique pour la stimulation électrique des muscles releveurs de pied

C. Azevedo-Coste¹, R. Pissard-Gibollet², B. Espiau^{1,2}, D. Andreu¹, J. Froger³, I. Laffont⁴

¹DEMAR INRIA/LIRMM, Montpellier, France

²INRIA Rhône-Alpes, Montbonnot, France

³CHU Nîmes, UM1, Grau du Roi, France

⁴CHU Montpellier, UM1, Montpellier, France

azevedo@lirmm.fr

Résumé : À partir de l'observation en continu de la jambe valide d'un patient hémiplégique, nous identifions la phase du cycle de marche en cours. L'observation est réalisée au moyen d'une microcentrale inertielle. L'objectif à terme est d'intégrer cet algorithme dans un système de stimulation électrique pour la correction adaptative du syndrome de pied tombant. Nous présentons ici l'approche retenue et les premiers résultats expérimentaux.

Mots clés : assistance fonctionnelle, hémiplégie, SEF.

I. INTRODUCTION

Le travail décrit ici s'inscrit dans le cadre de l'assistance fonctionnelle de patients souffrant d'hémiplégie à la suite d'un accident vasculaire cérébral (AVC), paralysie plus ou moins complète d'une moitié du corps. L'accident vasculaire cérébral (AVC) est l'affection neurologique la plus fréquente. Parfois appelés « attaque cérébrale », les AVC correspondent à un déficit neurologique soudain d'origine vasculaire. En France, on dénombre environ 150.000 nouveaux cas par an. Il s'agit de la troisième cause de mortalité, après les cancers et les cardiopathies, dans les pays industrialisés et de la première cause de handicap physique. Il s'agit d'abord d'une affection du sujet âgé, 75% des patients ayant plus de 65 ans. Les AVC représentent la majorité des causes d'hémiplégie : un défaut de commande volontaire complète ou partielle affectant une moitié du corps à la suite d'une lésion des centres moteurs ou du faisceau pyramidal. Les troubles de la commande volontaire touchent le membre supérieur, le membre inférieur et le tronc, du côté controlatéral à l'atteinte cérébrale. Immédiatement après un AVC, 51% des patients ne marchent pas, 12% marchent avec une aide et seulement 37% sont autonomes. Après leur rééducation, 22% des patients ne marchent pas, 14% marchent avec une aide, 64% sont

autonomes mais utilisent éventuellement une canne [Jorgensen et al., 1995]. Or, la marche est un élément déterminant pour l'autonomie.

Si la récupération neurologique naturelle survient normalement dans les mois qui suivent l'AVC, un handicap persiste dans 10 à 20 % des cas : le syndrome de pied tombant, drop foot en anglais, [Lyons 2002]. Il s'agit d'une incapacité à produire une dorsiflexion du pied lors de la phase de balancement (phase de vol) de la marche, le pied traîne alors au sol et gêne la progression des patients. Notons que ce défaut à relever le pied modifie fortement la posture générale du patient lors de ses déplacements et a des répercussions sur l'intégrité du reste du corps. Cette incapacité à relever le pied au moment de la phase oscillante est due à une faiblesse de la commande du jambier antérieur (JA).

Pour pallier l'absence ou défaillance de contrôle du JA, des releveurs ou des chaussures orthopédiques sont généralement utilisés. Ces releveurs passifs permettent d'améliorer la marche mais présentent plusieurs inconvénients : ces appareillages contraignent l'ensemble des mouvements, de plus, la perte d'activité du JA n'est pas corrigée [Hesse, 1999] et induit donc un auto-entretien du déficit. Par ailleurs ces releveurs ne peuvent s'adapter à différentes conditions posturales (marche, station debout, position assise...).

Le recours à la stimulation électro-fonctionnelle (SEF), Functional electrical stimulation (FES) en anglais pour la correction du pied tombant a été initialement proposée en 1961 [Liberson, 1961] ; la SEF consiste à appliquer des stimuli électriques à des muscles déficients pour enclencher leur contraction. Dans le cas du pied tombant, la SEF est généralement appliquée au nerf péronier qui est relié au JA.

Classiquement les stimulateurs commerciaux proposent un schéma de fonctionnement qui consiste à appliquer une séquence de stimulation préprogrammée de forme trapézoïdale qui est déclenchée par le décollement du

talon de la jambe déficiente et stoppée après un temps fixe programmé ou lorsque ce même talon touche à nouveau le sol. Ce type de fonctionnement pose plusieurs problèmes : 1) l'absence d'adaptabilité de la commande aux modifications de la démarche, qui sont fréquentes chez ces patients qui contrôlent l'allure générale de leur démarche via leur jambe valide, 2) une fatigue musculaire précoce notamment due à une activation musculaire trop éloignée d'une contraction naturelle. Nous proposons une approche originale pour répondre aux défaillances actuelles des systèmes de SEF pour la correction du drop foot chez le patient hémiparétique. Notre démarche repose sur la mise au point d'une nouvelle méthode d'observation de la tâche posturale en cours d'exécution par le patient à partir d'un nombre limité d'informations capteurs. Cette connaissance en continu de la phase du mouvement en cours permet d'adapter et ajuster en ligne les paramètres de stimulation appliqués au muscle releveur du pied

II. CORRECTION DU PIED TOMBANT PAR SEF

Le système proposé en 1961 utilisait un capteur de type foot switch (interrupteur) pour détecter le décollage du talon et donc l'initiation de la phase de balancement de la jambe pour enclencher la stimulation, et donc la contraction du JA relevant le pied.

Les systèmes commercialisés aujourd'hui fonctionnent toujours sur ce même principe. Même si des progrès ont été faits en matière de miniaturisation et de portabilité, peu de nouveautés sont venues améliorer les caractéristiques et fonctionnalités des systèmes, notamment en termes de qualité de la stimulation, de facilité de placement des électrodes, de confort, de liberté de mouvements (présence de fils).

La marche avec SEF permettant de pallier le syndrome de pied tombant (drop foot) et d'entretenir l'activité des releveurs, elle peut donc être vue comme une technique de rééducation en soi, avec l'objectif à terme pour le patient de se sevrer de toute aide [Popovic, 2004]. La SEF peut aussi, lorsque la déficience fonctionnelle persiste, constituer une assistance permanente au mouvement. On peut alors envisager dans certains cas d'implanter le système à l'intérieur du corps du patient [Lyons, 2002 ; Burridge, 2005].

La plupart des systèmes de SEF pour le drop foot reposent sur une enveloppe de stimulation électrique trapézoïdale préprogrammée : lors du décollage du talon, la stimulation augmente en rampe jusqu'à sa valeur maximale, elle est alors maintenue constante jusqu'au poser du talon à la fin du pas, la stimulation diminue alors jusqu'à devenir nulle (fig.1). Les paramètres de

stimulation (amplitude, largeur d'impulsion, fréquence) sont préprogrammés par le clinicien.

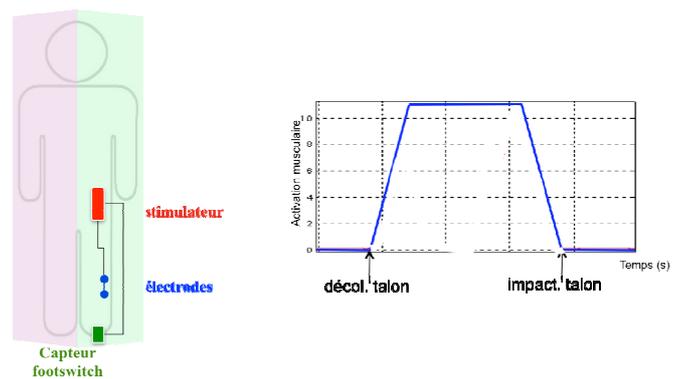


Figure 1 - Principe des stimulateurs classiquement utilisés pour la correction du syndrome de pied tombant.

L'un des problèmes principaux avec ces approches est que l'activation du jambier antérieur est très différente de l'activité musculaire normale. Dans la marche normale, le JA présente deux phases d'activité pendant la phase de balancement : 1) une première phase d'activité survient au décollage du talon : la contraction du JA provoque l'enjambement, 2) une phase généralement plus intense suit pour contrôler le poser du pied : le JA se contracte pour provoquer une action de freinage au moment du poser du talon [Winter, 1987 ; Lyons, 2000]. Un autre problème de ce type d'approches, issu notamment des limitations des stimulateurs du marché, est l'absence d'adaptabilité des patrons de stimulation pour faire face aux changements d'allure de marche très fréquents chez ces patients. La SEF a de plus tendance à fatiguer rapidement le jambier antérieur et les patrons ne sont pas modifiés pour y faire face. De plus, un seul patron de stimulation peut généralement être programmé, ce qui ne permet pas de distinguer différents types d'activité (patient assis, marche sur sol plat, escaliers, sol en pente, etc...).

Les capteurs embarqués dans les systèmes proposés aujourd'hui [Weber, 2005 ; Burridge 1997] ne fournissent que des informations de type événements discrets (principalement la détection du contact pied/sol) et ne sont donc pas capables de fournir une information suffisamment riche pour adapter finement les patrons de stimulation.

Des travaux ont été menés pour ajuster dynamiquement l'enveloppe de stimulation afin de se rapprocher de l'activité naturelle du JA. Les résultats ont montré tout l'intérêt de l'approche : amélioration de la dorsiflexion et réduction de la charge reçue par le muscle, ce qui pourrait

être une solution pour diminuer la fatigue musculaire précoce et diminuer la consommation électrique des systèmes [Lyons, 2000]. Ces deux aspects contribuent à une plus grande autonomie : en évitant une fatigue musculaire précoce, le patient peut avoir recours plus longtemps à la suppléance fournie par la SEF, et en réduisant la consommation d'énergie, le système de SEF a une autonomie accrue (recharge moins fréquente des batteries). Jusqu'ici, ces travaux ont été conduits sur la base de prototypes de recherche encombrants, utilisant des capteurs multiples dont le positionnement n'est pas envisageable pour une application clinique [Willemsen, 1990 ; Williamson, 1996 ; Pappas, 2002 ; Kostov, 1999 ; Jonic, 1999]. Le système doit être porté par le patient, donc l'encombrement, la mobilité, et le confort sont des critères importants d'acceptation par le patient.

III. OBSERVATION EN CONTINU DE L'ÉVOLUTION DU CYCLE DE MARCHÉ

L'approche retenue consiste à extraire en continu des informations pertinentes concernant l'activité en cours de réalisation par le patient afin de modifier finement le patron d'activation musculaire de référence, et ce à partir d'un nombre minimal de capteurs et des algorithmes pouvant être embarqués sur un système ambulateur et pouvant être calibrés aisément dans un contexte clinique. Nous avons développé un module de déclenchement qui s'adapte sur un stimulateur commercial (figure 2). La séquence préprogrammée est de type « trapézoïdale », mais l'information en continu de la phase du cycle de marche devrait nous donner une flexibilité suffisamment importante pour améliorer la qualité de la marche. À partir d'une information sur le déroulement du cycle de marche, le profil de stimulation pourra être dilaté - contracté temporellement pour s'adapter aux évolutions de rythme, à la modification des longueurs de pas... Le problème auquel nous nous intéressons ici peut être vu comme un problème un peu particulier de coordination : il s'agit en effet de synchroniser au mieux le déclenchement d'une séquence de stimulation prédéfinie, par rapport au mouvement global de déplacement tel qu'il est voulu et contrôlé par le patient (essentiellement grâce à ses membres valides). De façon à traiter cette question de façon réaliste, on se situe dans un cadre de marche régulière, en environnement contrôlé, et, bien sûr, dans un contexte de rééducation. Dans de telles conditions, le déclenchement de la stimulation doit être effectué systématiquement à un point précis du cycle de marche courant. Le problème consiste donc finalement à déterminer à chaque instant quelle est la situation du patient sur son cycle, ce que l'on va appeler par la suite la détermination de la phase (figure 3).

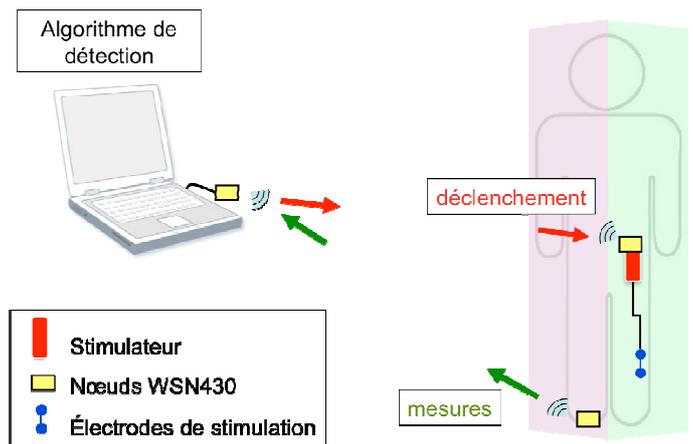


Figure 2 – Description du principe du module de déclenchement d'un stimulateur commercial sur la base d'informations issues d'un capteur sans fil.

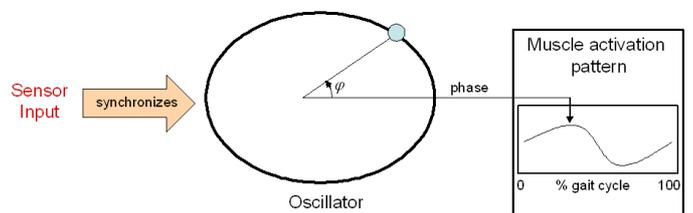


Figure 3 – Principe de l'extraction en continu de la phase du cycle de marche [Héliot and Espiau, 2008].

Même si elle est fortement non symétrique dans le cas de l'hémiplégie, la marche stationnaire peut en effet être considérée comme un phénomène cyclique, c'est-à-dire quasi-périodique. À partir d'une origine fixe mais arbitraire, le parcours d'un cycle standard peut alors être paramétré par une variable allant de 0 à 100%. Cette variable est appelée la phase.

Selon certaines hypothèses, la génération de mouvements cycliques dans les systèmes biologiques résulterait de l'activité de réseaux neuronaux dédiés appelés CPG (Central Pattern Generator). La littérature présente d'ailleurs de nombreux exemples de synthèse de tels générateurs de rythmes, basés soit sur des réseaux de neurones artificiels, soit sur des équations différentielles non linéaires agissant comme des oscillateurs. La méthode utilisée pour le calcul de la phase s'appuie précisément sur cette dernière classe de techniques. Tous les détails de l'algorithme de calcul de la phase de détection pouvant être retrouvés dans des articles précédents [Héliot and Espiau, 2008], nous ne les détaillerons pas ici afin de nous concentrer sur la méthodologie et les résultats cliniques.

L'approche nécessite en premier lieu une mesure du mouvement de la jambe valide. Pour des raisons pratiques, une telle mesure doit être facile à mettre en œuvre, robuste, non invasive et peu coûteuse. Notre choix s'est porté dans un premier temps sur un micro-capteur comportant 3 accéléromètres et 3 magnétomètres (figure 4). Ce capteur est fixé sur la cuisse et, après traitement, fournit à chaque instant l'angle de la cuisse par rapport à la verticale dans le plan sagittal. L'évolution temporelle de ce signal est modélisée par le cycle limite d'un oscillateur non-linéaire de type Van der Pol, modifié pour prendre en compte la dissymétrie du patron de marche. Les trois paramètres de cet oscillateur modifié sont identifiés par optimisation pour chaque patient, voire pour chaque contexte de marche.

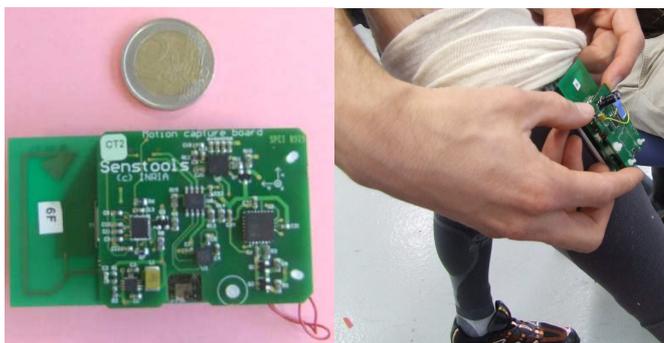


Figure 4 – Micro Capteur comportant 3 accéléromètres et 3 magnétomètres. [Senstools].

L'approche reste valide indépendamment du choix technique du capteur. Les informations capteurs doivent rendre compte de l'évolution cyclique de la marche. Pour reconstruire la phase, il faut d'abord connaître l'état du système dynamique représenté par l'oscillateur. Cela est réalisé en construisant un observateur de ce système, qui est lui-même un système non linéaire prenant en entrée le signal issu du capteur, qu'il voit comme produit par l'oscillateur. Une fois l'état estimé, la phase peut être reconstruite en utilisant les courbes isochrones, qui permettent de se situer sur un voisinage du cycle limite de l'oscillateur. Cette chaîne de traitement réalise ainsi en quelque sorte un filtre dynamique sans déphasage du signal capteur. Nous avons d'ores et déjà validé l'approche sur la base d'expérimentations sur des sujets valides (notamment dans le cas de changements de rythme de marche).

IV. RÉSULTATS PRELIMINAIRES

Nous avons effectué des essais avec deux patients hémiplegiques post AVC S1 et S2. Au moment de l'expérimentation, le S1 était âgé de 68 ans et 6 mois post-AVC. Le sujet S2 était âgé de 51 ans et 2 mois post-

AVC. Les deux sujets hémiplegiques présentaient une déficience partielle du membre inférieur et une déficience sévère du membre supérieur. Les sujets étaient informés des objectifs et modalités de l'étude et ont donné leur consentement éclairé. Nous avons demandé aux sujets de marcher à leur vitesse de confort, trois passages sur une distance de 6 mètres environ. Nous avons utilisé un stimulateur électrique Odstock ODFS III relié à un contacteur talonnier. L'électrode de stimulation active était positionnée au niveau de la tête du fibula en regard du nerf péronier commun (nerf fibulaire). L'électrode neutre était positionnée sur le corps musculaire du jambier antérieur. L'équilibre entre éverseurs et releveurs était recherché en déplaçant légèrement l'électrode. La fréquence du stimulateur était réglée à 40Hz. L'amplitude du courant et la largeur d'impulsion entre 0 et 360 μ s étaient ajustées de façon à obtenir une flexion correcte sans sensation d'inconfort pour le patient.

De façon à valider nos résultats de suivi de phase, nous avons utilisé un système GaitRite®. Le GaitRite est une piste de marche électronique portable de faible épaisseur qui permet d'enregistrer les empreintes des pieds pendant la marche (temporellement et spatialement). Dans notre cas, nous en avons extrait les instants de poser et de lever de pied des sujets. L'ensemble des systèmes était synchronisé.

A titre d'illustration, la figure 5 présente un exemple de détermination en ligne de la phase du mouvement sur le sujet S1.

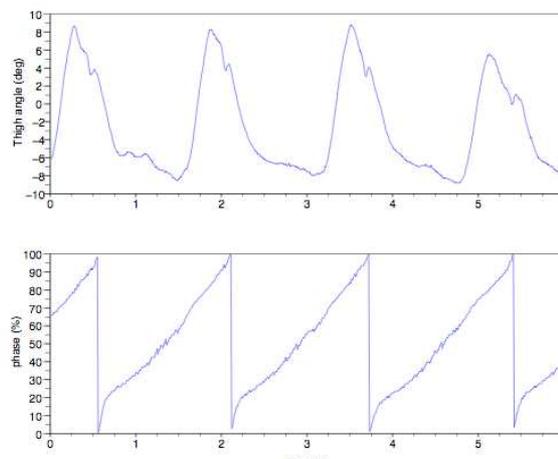


Figure 5 - Suivi en continu d'une succession de pas du patient S1. Haut : Signal d'entrée (inclinaison cuisse). Bas : Phase du cycle obtenue.

V. CONCLUSION

Nous avons développé un algorithme permettant d'extraire et interpréter, à partir d'un capteur unique, une information continue sur le mouvement en cours de

réalisation pour l'exploiter efficacement pour l'adaptation en ligne de patrons d'activation musculaire. Nous avons présenté ici des résultats préliminaires validant l'utilisation de cet algorithme dans le cadre de la marche de patients hémiparétiques. La prochaine étape sera de valider le déclenchement du stimulateur par le module de déclenchement proposé et d'évaluer le bénéfice patient qui en découlera.

VI. BIBLIOGRAPHIE

- [1] H.S. Jørgensen, H. Nakayama, H.O. Raaschou, T.S. Olsen. Recovery of walking function in *stroke* patients: the Copenhagen *Stroke Study*. *Archives of physical Medicine and Rehabilitation*. 1995.
- [2] G.M Lyon., T. Sinkjaer, J.H. Burridge, and D.J. Wilcox. A review of portable fes-based neural orthoses for the correction of drop foot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 10 :260–279, 2002.
- [3] S. Hesse, C. Werner, K. Matthias, K. Stephen and M. Berteanu. Non-Velocity-Related Effects of a Rigid Double-Stopped Ankle-Foot Orthosis on Gait and Lower Limb Muscle Activity of Hemiparetic Subjects With an Equinovarus Deformity. 1855-1861, *Stroke*. 1999.
- [4] W.T. Liberson, H.J. Holmquest, D. Scott, and M. Dow. Functional electrotherapy in stimulation of the peoneal nerve synchronize with the swing phase of gait in hemiparetic patients. *Arch. hys. Med. Rehabil.*, 42 :101–105, 1961.
- [5] M.B. Popovic, D.B. Popovic, L. Schwirtlich, and T. Sinkjaer. Clinical evaluation of functional electrical therapy (fet) in chronic hemiplegic subjects. *Neuromod*, 7(2) :133–140, 200.
- [6] J. Burridge, M. Haugland, B. Larsen, N. Svaneborg, H. Iversen, P. Brogger, R. Pickering, and T. Sinkjaer. Long-term follow-up of patients using the actigait implanted drop-foot stimulator. 10th Annual Conf. of the International FES Society - Montreal, Canada, 2005.
- [7] D. Winter. *The biomechanics and motor control of human Gait*. University of waterloo press, 1987.
- [8] G.M. Lyons and D.J. Wilcox. Evaluation of a drop foot stimulator fes intensity envelope matched to tibialis anterior muscle activity during walking. *IFESS conference*, 2000.
- [9] D.J. Weber, R.B. Stein, K.M. Chan, G. Loeb, F. Richmond, R. Rolf, K. James, and S.L. Chong. Bionic walkaide for correcting foot drop. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, 13(2):242–246, 2005.
- [10] J. Burridge, P.N. Taylor, S. Hagan, and I.D. Swain. Experience of clinical use of the odstock dropped foot stimulator. *Artif. Organs*, 21:254–260, 1997.
- [11] A.T.M. Willemsen, F. Bloemhof, and H.B.K. Boom. Automatic stanceswing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37 :1201–8, 1990.
- [12] R.P. Williamson, B.J. Andrews, and R. Control of neural prostheses. event detection using machine learning. In *Proceedings of the RESNA '96 Annual Conference Exploring New Horizons*, volume 2, pages 291–3, 1996.
- [13] I.P.I. Pappas, T. Keller, and S. Mangold. A reliable, gyroscope based gait phase detection sensor embedded in a shoe insole. In *Proceedings of IEEE Sensors 002. First IEEE International Conference on Sensors*, volume 2, pages 1085–8, 2002.
- [14] Kostov, M. Hansen, M. Haugland, and T. Sinkjaer. Adaptative restriction rules provides functional and safe stimulation pattern for foot drop correction. *Artificial Organs*, 23(5) :443–446, 1999.
- [15] S. Jonic, T. Jankovic, V. Gajic, and D.B Popovic. Three machine learning techniques for automatic determination of rules to control locomotion. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 46(3) :300–310, 1999.
- [16] R. Héliot, B. Espiau, 2008 "Online Generation of Cyclic Leg Trajectories Synchronized with Sensor Measurements", *Robotics and Autonomous Systems*, 56 (5), pp. 410-421.
- [17] <http://senstools.gforge.inria.fr/>

Conférences invitées

Bernard DESCARGUES (CNSA)

« La politique de soutien de la CNSA à la recherche et à l'innovation sur les technologies pour l'autonomie »

Le texte de cette conférence ne nous est pas parvenu à la date d'impression.

François PIETTE (Président de la SFTAG)

« Technologie et vieillissement »

Serge EBERSOLD (INS HEA)

« La transition vers l'enseignement supérieur des étudiants handicapés dans les pays de l'OCDE »

Technologie et vieillissement

François PIETTE ; Elise COTTO ; Valérie MICHEL ; Benjamin ZIMMER
Hôpital Charles Foix AHPH

I. Le vieillissement

Le fait que notre société vieillisse pose des problèmes d'équilibre économique au cœur de l'actualité. En soi, le fait que l'espérance moyenne de vie à la naissance (EMDVN) augmente devrait remplir de joie le cœur de nos concitoyens. Celle-ci, schématiquement de 80 ans en 2010, peut être rapprochée de l'âge médian auquel on meurt en France. L'augmentation du chiffre de 25 ans pendant le 20^e siècle a pu faire croire à certains que cette évolution devait nécessairement se poursuivre. Un simple regard historique sur les siècles précédents et une tentative de projection sur les siècles à venir rend quasi irréaliste cette hypothèse d'un accroissement magique « gravé dans le marbre » de 3 mois/an de l'EMDVN. Toutefois, faute de meilleures prévisions, on peut toujours l'appliquer aux quelques décennies à venir.

Cet accroissement se double d'une autre bonne nouvelle, c'est que l'espérance moyenne de vie à la naissance sans incapacité (EMDVNSI) progresse au moins au même rythme que l'EMDVN, c'est-à-dire en d'autres termes que le nombre moyen d'années de fin de vie passées en incapacité est stable ou en légère régression (environ 2 ans...). Par contre, l'âge moyen auquel on se sait porteur d'une maladie chronique se situe beaucoup plus tôt (40 ans), de même que l'âge moyen auquel on est reconnu par la sécurité sociale comme porteur d'une affection de longue durée (60 ans) et surtout ils n'ont pas tendance à reculer depuis 30 ans...

En résumé, on vit de plus en plus vieux mais à un âge donné on a toujours la même probabilité d'avoir une ou plusieurs maladies alors qu'on a une probabilité plus faible qu'autrefois d'être dépendant.

L'objectif de la gérontologie-gériatrie, c'est l'optimisation de la fin de vie, c'est-à-dire la « compression » de la dépendance (voire des maladies mais cela semble plus incertain), la recherche du fait qu'on « soit autonome jusqu'au jour de sa mort ». C'est « rajouter de la (qualité de) vie aux années » prioritairement au fait de « rajouter des années à la vie ».

II. Introduction aux gérontechnologies

Qu'entend-on par gérontechnologies ? En quoi peuvent-elles aider à atteindre cet objectif ?

A défaut d'une définition consensuelle, les gérontechnologies sont celles susceptibles d'être employées par des personnes au-delà de 60 ans... On voit bien qu'il faut un minimum de classement et de technologies et des catégories de sujets après 60 ans pour pouvoir décrire cet ensemble.

La contribution des gérontechnologies à l'objectif général d'optimisation du vieillissement pourra ainsi être différenciée selon leur nature et leur cible. D'une façon très générale, les technologies doivent trouver un compromis entre une ergonomie accessible aux sujets âgés (pas de miniaturisation excessive, bonne lisibilité) et un design non stigmatisant (« produit pour vieux »).

III. Les cibles

On peut distinguer parmi les 13,5 millions de personnes de 60 ans et plus en France les 50 % environ qui sont « en bonne santé apparente » ne faisant pas appel plus que le reste de la population au système de soins ni aux prestations médico-sociales.

L'autre moitié est recensée comme présentant une ALD avec prise en charge à 100 %. En fait, il serait plus opportun de s'intéresser à une population dite « fragile » qui doit regrouper l'essentiel de cette population en ALD mais aussi d'autres situations médicales, psychologiques ou sociales. Mais cet intérêt pour une population fragile nécessite d'abord une définition consensuelle de la notion de fragilité puis des enquêtes prospectives pour préciser la prévalence de cette situation. Parmi ces 7 millions de personnes, près de 6 millions ne sont pas recensés comme dépendants.

La dernière catégorie correspondrait aux dépendants dont le chiffre exact nécessiterait là-aussi des

enquêtes prospectives mais qui en première analyse peut être assimilée à ceux qui ont obtenu l'aide personnalisée à l'autonomie (APA) et qui sont au nombre de 1,2 million. Ceux-ci sont pour moitié au domicile et pour moitié en institution avec un niveau moyen de dépendance plus élevé dans le 2^e cas.

Enfin, sur les 12 millions d'hospitalisation complète par an, plus du tiers concerne des patients de 60 ans et l'incidence de ces hospitalisations est croissante selon les trois catégories de malades et de dépendance vues plus haut.

En résumé :

- 3 populations distinctes : aînés en bonne santé apparente : 6,5 millions :
- Malades chroniques non dépendants 6 millions.
- Dépendants 1,2 million : au domicile 0,6 million ; en institution : 0,6 million.
- Auxquelles vont se rajouter, pour 4 millions d'entre eux, le statut particulier d'hospitalisation une fois dans l'année.

IV. Les technologies pour les aînés en bonne santé apparente (informatique, domotique, aides sensorielles)

Les besoins des aînés en bonne santé sont sûrement variés mais on peut considérer que le lien social, les droits citoyens, la sécurité, l'accessibilité aux moyens permettant de préserver un « bien vieillir » sont très répandus. Pour autant, le taux d'équipement technologique spontané des aînés reste plus faible que dans les autres classes d'âge, qu'il s'agisse de la carte de crédit, du téléphone portable, du système de géolocalisation GPS, de l'équipement informatique et de la connexion internet.

La connexion internet pourrait être considérée comme la base commune dont vont avoir besoin toutes les personnes au stade de maladies chroniques déclarées et/ou de dépendance. On peut considérer que les pouvoirs publics ont un rôle à jouer dans son accessibilité (câblage) et sa promotion. Les personnes âgées ne sont pas consommatrices de technologies pour de la technologie. Il faut donc les convaincre de l'utilité du service généré par la technologie.

Cette promotion n'a sans doute pas intérêt pour être efficace à être présentée uniquement sous un angle médical de prévention mais beaucoup plus sous l'angle du lien social. Elle doit comporter une réflexion ergonomique encore largement améliorable.

La domotique et la facilitation des déplacements doivent être maniées avec précaution chez ces aînés en bonne santé apparente car la facilitation des actes de la vie courante aboutit souvent à la suppression du mouvement.. Or, l'exercice physique est un moyen efficace de limiter les effets du vieillissement. Il faut des ascenseurs dans les immeubles mais il faut...faire la promotion des escaliers pour tous ceux qui peuvent encore les monter et les descendre !

Dans la segmentation de notre population, certaines déficiences (visuelles, auditives notamment, etc...) ne rentrent pas dans le champ de la dépendance. Elles sont bien évidemment un terrain très important de développement d'innovations technologiques. On peut y ajouter les recherches en cours sur la sécurisation de la conduite automobile des aînés.

V. Technologies et malades chroniques (ou fragiles) non dépendants

Les besoins de cette population sont les mêmes (éventuellement renforcés) que ceux des aînés en bonne santé auxquels viennent s'ajouter des besoins spécifiques liés à la maladie chronique.

Toute maladie chronique va nécessiter un suivi, une adaptation de la prise en charge selon l'évolution et assez fréquemment des hospitalisations.

Le réseau de soins de proximité (médecin traitant, infirmière, ...) doit répondre à l'essentiel mais il faut envisager que la technologie puisse fournir l'information manquante qu'on a omis de demander à ces professionnels et surtout permettre l'accessibilité à des compétences plus spécialisées non disponibles sur place.

L'abonnement du patient à une plate-forme de services incluant de la télémédecine apparaît de nature à réduire les déplacements en ambulance et les hospitalisations injustifiées, d'où l'avantage à ce que le patient ait été préalablement familiarisé à internet dont la technologie devra juste être « upgradée ». A défaut, une incitation (financière ?) à cet abonnement devrait

être prôné par l'Assurance Maladie pour réduire les dépenses de santé.

VI. Technologies et dépendance

En plus des besoins des aînés en bonne santé apparente et de ceux des malades chroniques (éventuellement intensifiés), il existe des besoins supplémentaires, à savoir la compensation des handicaps et l'aide aux aidants. Les plates-formes de services sont là-aussi très utiles pour augmenter le temps de communication avec les soignants et les aides alors que l'APA ne peut financer qu'une petite part de l'aide présentielle au domicile.

On voit bien le risque de faire apparaître la technologie comme un substitut à l'aide humaine, un moyen de « faire des économies » sur le dos des personnes âgées, voire un « briseur d'emplois ».

Il est important d'être vigilant sans être naïf. Si la télémédecine fonctionne, elle va réduire les emplois d'ambulanciers. Si on trouve un moyen automatisé de réaliser des changes complets d'incontinents, on va diminuer le nombre d'aide-soignants nécessaires pour faire les changes... Pour autant, ces actes sont-ils porteurs d'une plus-value en terme de relation humaine ? La réponse, avec sans doute quelques rares exceptions, est négative. Par contre, il faut absolument s'abstenir de rechercher la mise au point de machines pour remplacer les aides humaines dans les autres actes de la vie courante. Par exemple, faire manger un patient ou mieux manger avec lui est un temps de convivialité et « la machine à faire manger » est une horreur. Pour s'en convaincre, il faut revoir les Temps Modernes de Charlie Chaplin !

VII. Technologies et hospitalisation

Ce n'est pas le lieu de parler ici de l'ensemble des progrès technologiques dans le domaine du diagnostic (imagerie notamment) et des soins (dispositifs médicaux) qui ont été développés dans les hôpitaux, notamment les hôpitaux universitaires, puis diffusés et dont bénéficient entre autres les aînés. Plus intéressant est sans doute de regarder les efforts éventuels mais encore très insuffisants qu'ont pu faire les fabricants pour faciliter l'accessibilité de ces technologies aux personnes âgées et/ou souffrant de polyopathie ou de polyhandicap. L'inconfort d'une table de radiologie, la sensation claustrophobique liée à la réalisation d'une IRM, l'absence sur le marché de

fauteuil roulant électrique « intelligent » évitant les obstacles sont autant d'exemples du nécessaire développement d'une culture « gérontechnologique » dans l'accompagnement des innovations technologiques.

VIII. Contexte économique

Les points essentiels sont :

- La faible solvabilité des personnes âgées qui pourront au mieux être attirées par des produits ludiques et/ou des produits leur fournissant un service précis.
- Le faible niveau d'information des personnes âgées sur ces technologies et de sensibilisation des aidants professionnels ou familiaux.
- La présence majoritaire parmi les fabricants de PME-TPE avec des moyens insuffisants pour financer l'évaluation de leurs produits.
- La frilosité des grands groupes industriels tant qu'ils ne voient pas apparaître un marché de masse.
- La conviction encore insuffisante des financeurs potentiels (assurance maladie, aide sociale départementale, assurances privées, mutuelles...) des avantages à court et moyen terme qu'ils pourraient tirer du co-financement de ces technologies.
- La complexité réglementaire pour développer ces technologies : les décrets de la loi HPST sur la télémédecine sont encore en attente, les cadres réglementaires sont variés (dispositifs médicaux, aides techniques, produits grand public...) avec des frontières floues et évolutives.

On voit toutefois des raisons d'espérer grâce à :

- Une lisibilité nationale avec la création du Centre National de Référence en 2009 et la réalisation en 2010 de la mission « Vivre chez soi » du Secrétariat d'Etat aux Aînés.
- Le développement dans plusieurs régions de réseaux associant des industriels, des organismes chargés de la valorisation et de l'aide à l'innovation et des centres de recherche réunis notamment dans des pôles de compétitivité mais associant aussi des professionnels de santé, des utilisateurs, des associations de familles, etc...
- La multiplicité des appels d'offres sur ce thème qu'ils soient privés, publics, nationaux, européens, etc...

L'accès à l'enseignement supérieur des étudiants handicapés dans certains pays de l'OCDE : enjeux et perspectives

Serge Ebersold,

Sociologue, professeur des universités (INSHEA, GSPE-PRISME (CNRS-URS 3227))

serge.ebersold@inshea.fr

Résumé : cet article décrit certains enjeux structurant les parcours des jeunes adultes handicapés vers l'enseignement supérieur telles qu'elles apparaissent à l'analyse des politiques développées par certains pays de l'OCDE. Il met l'accent sur les enjeux liés au passage à l'âge adulte à la plurisectorialité du handicap ainsi que le rôle joué par des systèmes intégrés de transition dans l'élaboration et la mise en œuvre de parcours de formation.

I. INTRODUCTION

L'accès à l'enseignement supérieur est essentiel dans une société de la connaissance trouvant ses capacités de développement et de cohésion sociale dans le développement du capital humain. Il augmente les chances d'accès à l'emploi et renforce l'aptitude à faire face aux périodes de transition auxquelles expose la précarisation du marché du travail et les nouveaux modes d'organisation du travail (OECD, 2003a, OCDE, 2003b; OECD, 2006 ; OCDE, 2008 ; Bjerkan, Venstraa & Eriksen, 2009). Aussi, cet article décrit la modalité régissant l'accès à l'enseignement supérieur étudiants handicapés à partir d'une recherche de l'OCDE sur les parcours des lycéens et des étudiants handicapés vers l'enseignement supérieur et vers l'emploi coordonnée par l'auteur depuis 2006. Il s'appuie pour ce faire sur une revue bibliographique réalisée dans certains pays (Ebersold, 2008a) ainsi que sur les rapports transmis par les pays participant au projet (Etats-Unis, Danemark, France, Norvège, Irlande, République Tchèque) et décrivant leurs politiques en faveur de l'accès à l'enseignement supérieur des jeunes adultes handicapés.

II. UN ACCES A L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR PLUS AISE

L'accès à l'enseignement supérieur des jeunes adultes handicapés s'est sensiblement amélioré au cours de la dernière décennie dans les pays participants au projet. Aux Etats-Unis, la proportion est passée de 9,2% en 1996 à 10,3% en 2003 (Newman et al, 2009). En Allemagne, la proportion d'étudiants déclarant présenter un trouble de santé est passée de 15% en 2003 à 18,5% de la population estudiantine en 2006. En France, le nombre d'étudiants ayant indiqué un handicap dans l'enseignement supérieur a doublé entre 2000 et 2008 pour atteindre 0,4% de la population estudiantine alors qu'au Danemark il a progressé de 24% entre 2004 et 2006 pour atteindre 0,68% de la population estudiantine. Une enquête réalisée en république tchèque estime à 0,4% la proportion d'étudiants handicapés dans l'enseignement supérieur.

Cette augmentation est particulièrement marquée pour les jeunes adultes présentant un trouble spécifique d'apprentissage. En Irlande la proportion d'étudiants présentant un trouble d'apprentissage reconnue par le fonds pour les étudiants handicapés a cru de près de 2% entre 2005 et 2007 pour atteindre 67,1% des étudiants handicapés alors qu'aux États-Unis, la proportion de nouveaux arrivants présentant un trouble d'apprentissage est passée de 16% des étudiants handicapés en 1996 à 40% en 2004. Au Danemark, la proportion d'étudiants bénéficiant de soutiens du fait d'un trouble spécifique de l'apprentissage a augmenté de 5% entre 2004 et 2006 pour atteindre de 66% de la population estudiantine bénéficiant de soutiens. En Allemagne, la proportion d'étudiants présentant des troubles allergiques est passée de 52% de la population présentant des troubles de la santé en 2000 à 60% en 2006 alors que la proportion d'étudiants présentant des troubles

psychiques a cru de 5% durant la même période. En France, la proportion d'élèves présentant un trouble du langage a été multipliée par deux entre 2005 et 2008 pour atteindre 12, 5% des étudiants handicapés.

L'accès à l'enseignement supérieur semble être plus difficile pour les personnes présentant une déficience motrice, sensorielle ou multiple que pour celles et ceux présentant un trouble spécifique de l'apprentissage ou un trouble de santé. Au Danemark, la proportion d'étudiants présentant une déficience motrice, auditive ou sensorielle a chuté d'environ 5% entre 2004 et 2006 alors qu'elle a baissé dans la même proportion entre 2005 et 2008 en France et entre 2005 et 2007 en Irlande.

	DK		F		RFA		IRL	
	04	06	05	08	03	06	05	07
Troubles de l'apprentissage	61,2	66,0	5,4	11,5			64,5	67,1
Déficience motrice	20,2	17,2	20,1	20,5	17,0	12,5	10,1	7,7
Déficience auditive	6,9	5,4	9,9	8,7	5,0	4,0	7,0	5,2
Déficience visuelle	6,4	5,4	14,1	12,4	16,0	16,0	4,3	3,5
Troubles de la santé			23,0	19,0	53,5	59,5	4,7	5,2
Troubles psychologiques	3,5	4,3	11,2	9,9	8,0	10,5	1,4	3,1
Multiple							4,8	4,0
Temporaire			4,2	4,4				
Autres	1,7	1,5	12,1	12,6		8,0	3,2	4,2
Total	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0

Tab. 1 : Répartition des étudiants à besoins éducatifs particuliers par type de déficience

Cette réceptivité croissante de l'enseignement supérieur à l'égard des étudiants handicapés fait sans doute écho à l'augmentation du nombre d'étudiants accédant à l'enseignement supérieur observable dans les pays de l'OCDE, notamment en Norvège, au Danemark et aux États-Unis (OCDE, 2009). Elle reflète aussi la diversification des profils éducatifs engendrée par la démocratisation de l'enseignement supérieur, par l'internationalisation des échanges, par la généralisation de la formation continue. Elle illustre en outre l'impact des politiques menées en faveur de l'inclusion des enfants handicapés dans tous les niveaux du système éducatif à compter du début des années 90 et grâce auxquelles une part croissante de jeunes adultes handicapés désirent accéder à

l'enseignement supérieur peut y prétendre (OCDE, 1999 ; OCDE, 2003b).

III. UN ACCES A L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR QUI RESTE DIFFICILE ET HEURTE

L'accès à l'enseignement supérieur des jeunes adultes handicapés semble toutefois plus difficile et plus aléatoire que pour la moyenne de la population. L'augmentation du nombre d'étudiants handicapés est inférieure à celle observable auprès de l'ensemble de la population. Alors que le taux d'accès dans l'enseignement supérieur a augmenté de 8% en Irlande entre 2000 et 2006, cette progression n'a été que de 2,6% pour les étudiants handicapés. Aux États-Unis, seuls 45% des lycéens handicapés ont accédé à l'enseignement supérieur 4 ans après avoir quitté l'enseignement secondaire alors que cette proportion est de 53% pour la population totale (Newman et al., 2009). En France, seuls 20% des lycéens handicapés inscrits en terminale accèdent à l'enseignement supérieur alors que la proportion est d'environ 80% pour la population totale.

L'accès à l'enseignement supérieur peut être synonyme de difficultés, voire d'échec, notamment lorsque les étudiants handicapés présentent un trouble d'apprentissage, des troubles du comportement ou des troubles émotionnels (Wagner et al., 2006 ; Ebersold, 2008a). Au Danemark, les étudiants handicapés sont deux fois moins nombreux à être inscrits en second cycle de l'enseignement supérieur que la moyenne des étudiants et requièrent 30% de plus de temps que la moyenne des étudiants pour achever leur cursus (danske, studerendes faellesrad, 2008). Aux États-Unis, ils sont proportionnellement plus nombreux que la moyenne à connaître des cursus irréguliers et plus longs, à être exposés au risque d'abandon à l'issue de la première année, et trois fois moins nombreux à obtenir le diplôme de premier cycle (US general accountability office, 2003 ; Wagner et al., 2006). En Irlande, certaines estimations jugent que leur taux d'échec lors de la 1^{ère} année peut atteindre jusqu'à 30%. Aux Pays-Bas, 50% des étudiants handicapés sont ralentis dans leur cursus, sont plus enclins à abandonner leurs études en cours de cursus et sont deux fois plus exposés que leurs pairs non handicapés à abandonner au cours du premier cycle lorsqu'ils sont inscrits dans l'enseignement supérieur professionnel (SER, 2007).

Ces difficultés peuvent engendrer des ruptures et des discontinuités source de vulnérabilité professionnelle. En Allemagne, les étudiants handicapés sont proportionnellement plus nombreux que la population estudiantine à changer de cursus (23% contre 19%) ou d'établissement (18% contre 16%) et à interrompre leurs études (20% contre 13%). En Autriche, ils sont plus nombreux que les étudiants non handicapés à être obligés d'interrompre leurs études (17.3% contre 13%). Aux États-Unis, ils sont plus nombreux à avoir des cursus irréguliers soit parce qu'ils ne peuvent pas pleinement satisfaire aux rythmes qu'imposent un cursus suivi à temps plein ou parce qu'ils suivent leur cursus à temps partiel (Wagner et al, 2006)

Ces difficultés peuvent avoir des incidences financières majeures puisque l'échec ou le retard peut devenir une source d'endettement qui ne peut que les rendre hésitants à s'inscrire dans l'enseignement supérieur. Elles présentent une charge psychique source d'une perte de confiance en soi préjudiciable en termes de réussite et d'inscription professionnelle et sociale (Ebersold, 2008b ; Battle et al., 1998; Rusch & Chadsey, 1998; Stodden et al., 2002). Elles demandent surinvestissement en temps et en énergie coûteux en termes de fatigabilité et générateur d'isolement vis-à-vis des autres étudiants. L'échec ou l'abandon sont bien souvent synonymes d'une exclusion professionnelle source de fragilités et de pauvreté. Le changement d'orientation est souvent synonyme de démarches et de coûts supplémentaires que les intéressés peuvent hésiter à entreprendre et devenir ainsi une source d'abandon. L'allongement des études peut être synonyme de fragilité financière, notamment lorsqu'un emprunt a été réalisé et que celui-ci est rendu difficilement remboursable par un accès à l'emploi qui peut être délicat. Ces difficultés perpétuent, voire renforcent, les inégalités d'accès aux savoirs et à l'emploi entre les jeunes adultes handicapés et l'ensemble de la population et confortent les préjugés à l'égard des personnes présentant une déficience.

IV. UN PARCOURS VERS L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR CONDITIONNE PAR LE PASSAGE A L'AGE ADULTE

La période qui prolonge le second cycle de l'enseignement secondaire consacre une ère de

changement qui confronte à un ensemble de métamorphoses plus ou moins marquées qui conditionnent les possibilités d'évolution personnelle, d'insertion professionnelle et sociale. Elle consacre le passage de l'adolescence à l'âge adulte où les jeunes adultes souhaitent plus d'autonomie, cherchent à se distancier vis-à-vis de l'entourage familial et sont confrontés à un ensemble de questions qui les obligent à se tourner à la fois vers un passé à assumer et vers un avenir professionnel et social les préparant à être autonomes. Elle marque le passage du statut d'élève dont la scolarité est prescrite et très encadrée à celui d'étudiant choisissant son cursus universitaire au regard de ses centres d'intérêts et de ses choix professionnels, conduit bien souvent à conjuguer études et emploi et de plus en plus souvent à se rendre à l'étranger (OCDE, 2009). Elle signifie une confrontation au marché de l'emploi qui exige des qualités et des compétences fort distinctes de celles demandées à l'élève ou à l'étudiant et qui est fragilisante pour celles et ceux qui n'y sont pas préparés.

Le passage à l'adulte prend toutefois une allure bien particulière pour les jeunes adultes handicapés. Il modifie les définitions ou les approches du handicap, la plupart des pays cessant de rapporter la définition du handicap aux normes scolaires pour la relier à celles du monde de l'emploi, bouleversant ainsi les conditions d'éligibilité aux soutiens et sont une source de discontinuités pour les jeunes adultes handicapés. Tel peut par exemple être le cas des élèves présentant un trouble spécifique de l'apprentissage allemands qui, devenus adultes, cessent d'être considérés comme des personnes éligibles en termes d'accès à l'emploi (Felkendorf & Powell, 2008). Aux États-Unis, 33% des bénéficiaires de Social Security Income en tant qu'élèves ne satisfont pas aux critères d'éligibilité retenus pour les adultes et plus de la moitié d'entre eux perdent toute couverture sociale parce qu'ils n'ont pas d'emploi et ne suivent aucune forme de formation.

Le passage à l'âge adulte modifie également les exigences faites aux institutions d'éducation puisque l'injonction d'accessibilité est désormais subordonnée à une demande expresse des intéressés. En Norvège, par exemple, les établissements d'enseignement supérieur sont seulement tenus d'effectuer les aménagements raisonnables au regard des contextes et des besoins des étudiants à la différence des établissements d'enseignement primaire et secondaire qui sont incités à réunir toutes les conditions

nécessaires à la réussite des élèves. Aux Etats-Unis, les établissements d'enseignement supérieur n'ont d'obligation légale en termes d'accessibilité qu'envers celles et ceux qui font valoir leur particularité et/ou la spécificité de leurs besoins alors que les établissements scolaires sont tenus d'effectuer les adaptations appropriées (Izzo & Lamb, 2002 ; Stodden et al., 2002).

L'accès aux soutiens et aux aménagements pédagogiques cesse d'être de la responsabilité des établissements pour dépendre de l'aptitude des jeunes adultes handicapés à faire état de leurs besoins, à veiller à ce que ces derniers soient identifiés au regard de leur cursus et à s'enquérir des soutiens et des aménagements offerts. Certains d'entre eux, notamment lorsqu'ils présentent un trouble spécifique de l'apprentissage ou un trouble psychique ne souhaitent pas en faire état parce qu'ils redoutent les conséquences d'une telle divulgation ou parce qu'ils ne se jugent pas handicapés. Aux Etats-Unis, 55% des jeunes adultes handicapés admis dans l'enseignement supérieur et ayant été considérés comme handicapés dans l'enseignement secondaire ne se sont pas signalés comme handicapés lors de leur transition vers l'enseignement tertiaire. Cela est particulièrement vrai pour celles et ceux présentant un trouble psychique ou un trouble spécifique de l'apprentissage, proportionnellement moins nombreux à se juger handicapés que les étudiants présentant une déficience motrice ou sensorielle (Newman et al., 2009). En Irlande, seuls 68,4% des jeunes adultes handicapés ayant souhaité en 2007-2008 bénéficier d'un aménagement des conditions d'accès à l'enseignement supérieur ont pu prouver de manière suffisamment étayée leur handicap et bénéficier de soutiens.

Les disparités qui séparent le traitement social de l'enfance handicapée du traitement social des adultes handicapés confèrent une allure spécifique au passage à l'âge adulte. Elles exigent une réinitialisation de démarches administratives qui peut être longue, couteuse en temps et en énergie et remettre en cause leurs possibilités d'accès à l'enseignement tertiaire. Ces changements sont source de discontinuités qui peuvent les conduire les à accumuler des expériences éducatives et professionnelles peu capitalisables professionnellement et socialement disqualifiantes (Ebersold, 2001, Wagner, 2006). Ils exigent que les lycées considèrent l'impact de tels changements sur les possibilités de cheminements des lycéens et les intègrent dans leurs stratégies de préparation ; ils

demandent aux établissements d'enseignement supérieur d'être attentifs aux risques de stigmatisation qui accompagnent l'accès aux soutiens et aux aménagements. Ils exigent dans un cas comme dans l'autre de préparer les jeunes adultes handicapés à faire face aux changements qu'implique le passage à l'âge adulte.

V. UN PARCOURS VERS L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR CONDITIONNE CONFRONTE A DES GOULOTS D'ETRANGLEMENTS

Les parcours vers l'enseignement supérieur peuvent se heurter à des goulots d'étranglement et à des bifurcations qui les rallongent ou les modifient et qui prennent une allure tout à fait particulière pour les jeunes adultes handicapés. Ces goulots d'étranglement ou ces bifurcations sont liés au cloisonnement entre les filières d'enseignement général et les filières d'enseignement professionnel qui engonc les intéressés dans des filières les privant bien souvent de toute possibilité d'accès à l'enseignement supérieur (OCDE, 2000 ; Dewson et al, 2004).

Ils résultent également des modes d'articulation de la rationalité éducative qui anime les aménagements pédagogiques, du ressort du système éducatif, et de la rationalité médicale qui régit la compensation de la déficience qui est du ressort des secteurs sanitaires, sociaux et médico-sociaux. En France, la compensation du handicap est de la responsabilité des conseils généraux par l'intermédiaire des Maisons Départementales des Personnes Handicapées (MDPH) alors que les aménagements directement liés au déroulement du cursus scolaire ou universitaire sont de la responsabilité des établissements scolaires. En république Tchèque, l'identification des besoins n'est pas du ressort d'un service du ministère de l'éducation, mais du ministère de la santé alors qu'en Irlande il revient au ministère de la santé d'évaluer les besoins éducatifs en lien avec le « *national council for special education* » qui coordonne le processus éducatif.

Les goulots d'étranglement sont en outre indissociables des modes de financement. Aux Etats-Unis, nombre de jeunes adultes présentant un trouble spécifique de l'apprentissage ne s'inscrivent dans l'enseignement supérieur parce qu'ils ne peuvent supporter les couts des certificats médicaux qui leurs sont demandés pour être reconnu éligibles alors qu'au

Danemark, la prise en charge des coûts liés aux certificats médicaux requis pour bénéficier des soutiens légalement accordés aux étudiants handicapés à un caractère incitatif certain. Enfin, l'absence de bourses ou des bourses d'un montant insuffisant ne peuvent qu'être décourageantes pour des jeunes adultes soucieux d'autonomie, surtout s'ils ne peuvent concilier leurs études avec une activité professionnelle.

L'accès à l'enseignement supérieur dépend en cela des *synergies* créées par les différents acteurs impliqués dans le processus de transition. Ces synergies reposent sur une *coopération étroite entre les échelons territoriaux concernés* par la transition vers l'enseignement supérieur. Elles renvoient également aux formes de coopération qu'instaurent les lycées et les universités nécessaire à la mise en œuvre des aménagements nécessaires à la continuité des parcours. Elles renvoient également aux modes d'*articulation entre le secteur éducatif et le secteur de l'emploi* permettant de faciliter l'accès des étudiants handicapés aux cursus comprenant des stages, l'exercice d'une activité professionnelle durant le cursus et d'inclure la question de l'emploi dans les stratégies d'accompagnement. Ces synergies dépendent aussi des formes de coopération instaurées par les établissements scolaires et tertiaires *avec la famille*, cette dernière influant sur la performance scolaire et l'inscription sociale de l'élève (Henderson & Mapp, 1994 ; James & Partree, 2003 ; Simon, 2001, Ebersold, 2005). Son implication renforce l'assiduité de l'élève et son implication dans la dynamique scolaire, améliore ses résultats scolaires et, corrélativement, réduit le risque d'abandon et d'échec scolaire (Catsambis & Garland, 1997 ; Lamorey, 2002 ; Harry, 2002). Son implication permet en outre de pallier le manque de liens entre les sources de financements, de surmonter les contradictions qui peuvent exister entre les différents textes législatifs, de combler les lacunes qui peuvent exister entre les différents secteurs intervenant dans le processus de transition.

VI. UNE TRANSITION VERS L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR QUI REQUIERT UN SYSTEME INTEGRE DE TRANSITION

L'accès à l'enseignement supérieur ne dépend pas uniquement de l'aptitude des systèmes éducatifs à être

équitable en termes d'accès et de réussite (Hutmacher et al, 2001). Il dépend également de leur capacité à sécuriser les parcours des élèves handicapés à l'issue de l'enseignement secondaire en leur permettant de s'adapter aux changements qu'impose le passage à l'âge adulte, en prévenant les sources de discontinuités et de ruptures liées au cloisonnement entre les niveaux et les secteurs éducatifs et en leur permettant de satisfaire aux exigences de l'enseignement supérieur et du marché de l'emploi. Cette sécurisation des parcours repose en cela sur un travail d'accompagnement préparant les lycéens à faire face aux changements liés au passage à l'âge adulte et se préoccupant des conditions de cheminements vers l'enseignement supérieur et vers l'emploi par delà leur simple orientation des lycéens sur les possibilités existantes, les métiers auxquels préparent les cursus et les exigences qu'entraînent l'accès à un nouveau palier dans leur parcours éducatif.

Ce travail d'accompagnement repose sur une planification précoce permettant aux intéressés et à leurs familles de faire des choix éclairés quant au futur de l'élève ainsi que le précise notamment le « *National Council for Special Education* » irlandais à la suite des nombreux travaux réalisés en la matière. Il suppose en outre l'action coordonnée des différentes instances concernées par le cheminement des intéressés et ceci tout au long du processus, ainsi que le précise, notamment la définition des services de transition retenue par les Etats-Unis en 2004. Il s'organise autour de la capacité donnée aux jeunes adultes de se penser capable de faire face aux changements.

En cela, cette sécurisation des parcours repose sur l'existence d'un système intégré de transition susceptible de prévenir les jeunes handicapés des formes de marginalité et d'exclusion auxquelles les expose l'inactivité. Il importe que ce système intégré de transition inscrive le devenir des élèves parmi les missions des systèmes éducatifs de telle sorte que les stratégies éducatives considèrent les possibilités d'inscription sociale et professionnelle des intéressés à l'issue de la scolarité par delà, l'obtention du diplôme. Il s'agit ainsi de leur permettre d'accéder aux mêmes programmes d'enseignement que leurs pairs non handicapés et d'être à égalité de chances en termes de réussite et ceci à tous les niveaux d'enseignement afin qu'ils puissent satisfaire aux pré-requis académiques des établissements d'enseignement tertiaire. Il s'agit d'inciter les établissements scolaires à entrevoir l'environnement pédagogique au regard des

cheminements et des parcours des intéressés, à mobiliser les acteurs locaux et l'entourage familial, à renforcer leur inscription locale et à développer les systèmes d'alerte nécessaires à la prévention des abandons.

Ce système intégré suppose une conception éducative du handicap appréhendant le handicap, comme une interaction entre l'individu, les contraintes et les possibilités qu'imposent sa déficience et les formes de soutien qu'offre l'environnement et le rapportant prioritairement à la qualité des pratiques pédagogiques et des soutiens délivrés aux individus. Une telle perspective admet que toute personne ne bénéficiant pas des soutiens appropriés lui permettant d'apprendre et de se développer se trouve en quelque sorte « handicapée ». Elle incite à porter le regard sur l'effet capacitant ou, au contraire, invalidant des systèmes éducatifs par delà la déficience et contribue ainsi à favoriser la continuité des parcours.

Ce système intégré suppose la mobilisation coordonnée de soutiens financiers, techniques et humains mettant les jeunes adultes handicapés à égalité de chances en termes d'accès et de réussite et ceci tant au cours du processus de scolarisation qu'au cours des étapes qui jalonnent le processus de transition. Ces soutiens peuvent être informels et provenir d'autres étudiants tout comme de la famille qu'il convient à ce titre d'impliquer dans la définition et la mise en œuvre du processus de transition. Ces soutiens peuvent être plus formels et émaner de professionnels responsables de l'accueil et de l'accompagnement au sein des établissements ainsi que de professionnels dont l'activité est spécifiquement dédiée à la définition et à la mise en œuvre du processus de transition.

Ce système intégré suppose aussi l'existence d'instances et d'outils de pilotage nécessaires au maillage des différents niveaux et secteurs d'intervention ainsi que des différents niveaux d'éducation et à l'élaboration de passerelles essentielles à la continuité et à la cohérence des cheminements. L'existence d'indicateurs incitant les acteurs en présence à considérer la question de la transition à sa juste valeur et à se doter d'éléments statistiques permettant de suivre les trajectoires des individus, d'identifier les dimensions favorisant la continuité et la cohérence des cheminements, de cerner les facteurs entravant tant la progression scolaire que l'insertion sociale et professionnelle des personnes

handicapées, et d'appréhender l'effet capacitant ou invalidant des politiques et des pratiques est à ce titre essentiel.

Ce système intégré peut s'organiser autour d'un cadre institutionnel spécifiquement dédié à la transition et à même de créer un environnement favorable à la continuité des cheminements. Il peut contribuer à mobiliser les acteurs du système éducatif autour du devenir des élèves en les incitant à s'ouvrir à leur environnement ou en effectuant un travail de mise en scène entre les différents acteurs concernés par le processus de transition (Dee, 2006). Il peut également contribuer à placer les jeunes adultes handicapés en capacité de satisfaire aux exigences de l'enseignement supérieur et de l'emploi en développant des stratégies à même de leur conférer les compétences, les comportements et les attitudes leur permettant d'apprendre et de se construire, d'agir en mettant leurs attentes et leurs désirs en relation avec leurs points forts, de participer activement à la vie de la communauté et de prendre des décisions en connaissance de cause.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- [1] BATTLE, D., DICKENS-WRIGHT, L., & MURPHY, S. (1998). HOW TO EMPOWER ADOLESCENTS: GUIDELINES FOR EFFECTIVE SELF-ADVOCACY. *TEACHING EXCEPTIONAL CHILDREN*, 30(3), 28-
- [2] Bjerkan, K. Y., Veenstra, M., & Eriksen, J. (2009). *Levekårene blant unge voksne: bedring, men godt nok?* Paper presented at the Konferanse om levekårene for personer med nedsatt funksjonsevne.
- [3] Catsambis, S., Garland, J. E., (1997). *Parental involvement in students' education during middle school and high school* (CRESPAR Report 18). Johns Hopkins University, Baltimore.
- [4] danske, studerendes faellesrad, 2008, vi er jo ikke en del af universitetes bevidshed, Copenhagen,
- [5] Dee, L., (2006). *Improving transition planning for young people with special educational needs*. Open university press, Maidenhead.
- [6] Dewson, S., Aston, J., Bates, P., Ritchie, H., & Dyson, A., (2004). *Post-16 transitions: A*

longitudinal study of young people with special educational needs. Wave two, DfES, London

[7] Ebersold, S., (2008a), *Les parcours vers l'enseignement supérieur et vers l'emploi des personnes handicapées : Premiers éléments d'analyse à la lumière d'une revue bibliographique menée dans certains pays de l'OCDE*, EDU/EDPC/SEN(2008)10

[8] Ebersold, S., (2008b), *L'adaptation de l'enseignement supérieur au handicap : enjeux et défis*, OECD. *L'enseignement supérieur d'ici 2030*, OECD, Paris

[9] Ebersold, S., (2001), *L'invention de l'inemployable ou l'insertion aux risques de l'exclusion*, PUR, Rennes

[10] Ebersold, S., (2005), *Le temps des servitudes. La famille à l'épreuve du handicap*, PUR, Rennes.

[11] Felkendorff, Powell, (2008), *Transitions of People with Disabilities beyond Secondary Education in Austria, Germany, and Switzerland*, Background report prepared for the Organisation for Economic Co-operation and Development (OECD).

[12] Harry, B., (2002). "Trends and issues in serving culturally diverse families of children with disabilities". *Journal of Special Education*, 36(3), 131-138

[13] Henderson, A. T., Mapp, K. L., (2002). *A new wave of evidence: The impact of school, family, and community connections on student achievement*. Southwest Educational Development Laboratory, National Center for Family & Community Connections with Schools, Austin, TX.

[14] Hutmacher, W., D. Cochrane and N. Bottani eds. 2001. *In pursuit of equity in education – Using International Indicators to Compare Equity Policies*. Dordrecht/Boston/London: Kluwer Academic Publishers.

[15] Izzo, M & Lamb, M. (2002). *Self-determination and Career Development: Skills for Successful Transitions to Postsecondary Education and Employment*.

[16] James, D. W., Partee, G., (2003). *No more islands: Family involvement in 27 school and youth programs*. American Youth Policy Forum, Washington D C.

[17] Lamorey, S., (2002). "The effects of culture on special education service: Evil eyes, prayer meetings, and IEPs". *Teaching Exceptional Children*, 34(5), 67-71.

[18] Newman, L; Wagner, M, Cameto, R., Knokey, A.M., (2009). *The Post-High School Outcomes of Youth With Disabilities up to 4 Years After High School*. Menlo Park : SRI International.

[19] OCDE (1999), *L'insertion scolaire des handicapés, des établissements pour tous*, OCDE, Paris.

[20] OCDE, (2000). *De la formation initiale à la vie active: Faciliter les transitions*. OCDE, Paris.

[21] OCDE, (2003b), *Les étudiants handicapés dans l'enseignement supérieur*, OCDE, Paris,

[22] OCDE, (2009), *Regards sur l'éducation*, OCDE, Paris

[23] OCDE, (2003a), *Transforming disability into ability*, Paris, OCDE

[24] OCDE, (2006), *Maladie, invalidité et travail, surmonter les obstacles*, Norvège, Pologne, Suisse Vol. 1, OCDE, Paris.

[25] OCDE, (2008), *Maladie, invalidité et travail : surmonter les obstacles*, Danemark, Finlande, Irlande et Pays-Bas, Vol. 3, OCDE, Paris

[26] Rusch, F. R., & Chadsey, J. G. (Eds.). (1998). *Beyond high school: Transition from school to work*. Belmont, CA: Wadsworth.

[27] SER, (2007), *Meedoen zonder beperkingen. Meer participatiemogelijkheden voor jonggehandicapten*. Sociaal Economische Raad, Advies rapport nr.6, SER, Den Haag.

[28] Simon, B. S., (2001). "Family involvement in high school: Predictors and effects". *NASSP Bulletin*, 85(627), 8-19.

- [29] Stodden, R., Jones, M. A., & Chang, K. B. T., (2002). *Services, supports and accommodations for individuals with disabilities: An analysis across secondary education, postsecondary education and employment*. Unpublished manuscript, Honolulu.
- [30] US government accountability office (2003), college completion : additional efforts could help education with its completion goal, (GAO-03-568), Washington D.C., GPO
- [31] Wagner, M, Newman, L., Cameto, R., Levine, P., (2006). *The academic achievement and functional performance of youth with disabilities. A report of findings from the national longitudinal study-2 (NLTS2)*. Menlo Park : SRI International.

Index d'auteurs

ABDAT	F.	22	ESPIAU	B.	234
ABRAHAM	Maryvonne	105, 124	FATTAL	Charles	161, 170
AFILAL	Lissan	77	FRAISSE	P.	170
AGUILAR	P.A.C.	33	FROGER	J.	234
AHNACHE	Karima	155	GALERNE	Simon	196
ALLART	B.	149	GALIANO	Anna R.	112
ANDRADE	A. O.	106	GALLÉGO	Stéphane	3
ANDREU	D.	234	GARBACHEVA	Aneliya	72
ANDRIATRIMOSON	A. T.	196	GARREC	P.	170
ARAB	Farah	84	GAUCHER	Pierre	123
ARCHAMBAULT	Dominique	221	GIROUX	Sylvain	92
AZEVEDO-COSTE	C.	234	GUETTARI	T.	33
BALDINGER	J. L.	33	GUIRAUD	David	161
BARLOY	Yann	40	GUYOMAR	Marine	137
BAUCHET	Jérémy	92	HAADJ-ABDELKADER	M.A.	46
BAUDOIN	Genevieve	228	HAMIDA	Ahmed Ben	181
BEKAERT	Marie-Hélène	215	HAUTECOEUR	P.	98
BELARBI	K.	203	HAYASHIBE	Mitsuhiro	161
BELFEKI	I.	33	HEDE	Patrick	58
BELHABIB	Naoures	143	HOPPENOT	Philippe	52, 123
BENDIOUIS	Y. S.	209	HORN	O.	46
BENOIT	Patrick	161	ISABELLI	Grégory	222
BERGER-VACHON	Christian	3, 9, 181	ISTRATE	D.	33
BONNEMASON	J.	170	JEANVOINE	A.	9, 181
BOUDY	J.	33	JOLLY	A.M.	149
BOURHIS	Guy	39, 46, 106, 116	KALLEL	Fathi	181
CABESTAING	François	195	LABOISSIERE	R.	9
CABLE	Baptiste	40	LAFFONT	I.	234
CARREL	Aubert	130, 222	LAMY-PERBAL	Sylvie	222
CHERKI	Brahim	209	LE GOFF-PRONOST	Myriam	187
CHIKH	A.	98	LECLERCQ	Stéphanie	215
CHOMETON	Fabienne	137	LECOCQ	Claudine	215
CLAIR	Romain	163	LEISHMAN	F.	46
COLLE	Etienne	39, 52, 196	LENNE	B.	98
COTTO	E.	240	LEROUX	Christophe	58, 170
DAASSI	Hela	16, 65	LOPEZ FONTANA	Irene	155
DELAHOUCHE	L.	149	LOPEZ KRAHE	Jaime	16, 155
DELARUE	Sébastien	52	LORIETTE	Sophie	40
DELIME	Alain	116	LUCAT	Laurent	78
DERRAZ	F.	98	LUMBRERAS	M.	28
DESCARGUES	Bernard	239	MAAOUI	C.	22
DESTIN	Valéria	175	MALAFOSSE	Benjamin	222
DHOME	Yoann	78	MARHIC	B.	149
DUPIRE	Jérôme	105	MASCRET	Bruno	66
EBERSOLD	Serge	239, 243	MEDJAHED	H.	33
ENCELLE	Benoît	130	MICHEL	V.	240

MOKHTARI	Mounir	84,92	REMY-NERIS	O.	149
MONMARCHE	Nicolas	163	RICHARD	C.	9
MOREAU	Cédric	66	RIGAUD	Anne-Sophie	84
MORTERA	A.	155	ROJBI	Anis	143
MOULIN	A.	9	SAGOT	Jack	65
MOUSSAOUI	Abdelhak	22, 209	SAMBEMANA	H.	28
NADRAG	Paul	52	SAMPAIO	Eliana	221
NAVES	E. L. M.	106	SARAGAGLIA	Stéphane	222
NIGRO	Jean-Marc	40	SAYD	Patrick	78
OTMANI	R.	203	SCHERLENG	Anne C.	1
PAPAIORDANIDOU	Maria	161	SELDRAN	F.	3
PEREIRA	A. A.	106	SEYS	Bertrand	124
PERRIN	E.	9	SIADAT	M.	28
PERROT	Y.	170	SLIMANE	Mohand	15, 163
PEX	Aurore	175	SOARES	A. B.	106
PEYRODIE	L.	98	SOURY	Mariette	58
PIETTE	François	239, 240	TALEB-AHMED	A.	98
PIGOT	HELENE	84, 92	THAI-VAN	H.	3, 9
PINO	Pierre	116	UZAN	Gérard	77, 222
PINTI	Antonio	1, 98	VARRAY	Alain	161
PISSALOUX	Edwige	195	VELCHOVSKI	Peter	72
PISSARD-GIBOLLET	R.	234	VENARD	Olivier	228
PONSORT	D.	170	VERNEY	A.	170
PORTALIER	Serge	112	VOROBIEVA	Hélène	58
PRETORIUS	Sybrand	228	ZBAKH	Mohammed	16,155
PRIE	Yannick	130	ZIMMER	B.	240
PRUSKI	Alain	15, 22, 203, 209			
RABARDEL	Pierre	84			
RANNOU	Sandrine	124			

Maquette : Delphine Leveneur & Jaime Lopez Krahe
Couverture : Delphine Leveneur, Claire Pouplet & Xiaoli Chen
Logo Handicap 2010 : Marwan El Haj

Dépôt légal juin 2010 - EAN 9782953689907

– Editeurs –
Jaime Lopez Krahe
Christian Berger-Vachon
Pierre Gaucher