Jérôme Dupire, Jaime Lopez Krahe, Guillaume Tiger (Eds.)

Conférence Handicap 2012

L'interdisciplinarité au service de la personne en quête d'autonomie

Handicap 2012
L'interdisciplinarité au service de la personne en quête d'autonomie
Copyright IFRATH juin 2012, Paris
www.ifrath.fr
ISBN 978-2-9536899-2-1

Le mot du Président

La conférence Handicap, organisée par l'IFRATH tous les deux ans depuis 2000 en parallèle avec le salon Autonomic, est devenue le rendez-vous incontournable des chercheurs français dans le domaine de la technologie appliquée au handicap dans le sens le plus large.

Ce lieu d'échange pour notre communauté s'est élargi avec le temps. Le thème de la conférence «*L'interdisciplinarité au service de la personne en quête d'autonomie* », montre bien que la technologie appliquée au handicap n'est pas une question simple et indépendante du médecin, de l'ingénieur, de l'ergonome, de l'architecte, du sociologue, du politique, etc. Au contraire, elle dépend de divers acteurs qui doivent travailler en étroite association...

...mais ceux-ci doivent aussi travailler en étroite collaboration avec les futurs usagers des technologies ainsi développées. La participation des personnes handicapées et des associations à tous les niveaux semble aujourd'hui essentielle en ce qui concerne l'expression des besoins, la recherche, la conception, le développement, l'intégration et les évaluations. Il n'est plus concevable de lancer et développer des recherches de ce type sans une participation active des personnes intéressées. Les initiatives du CNRS et du MESR qui ont créé des contrats doctoraux spécifiques sont très prometteuses, l'inclusion de chercheurs handicapés dans les laboratoires ne pouvant être que très bénéfique pour tous. N'oublions pas que ce sont des personnes confrontées habituellement à aiguiser leur imagination pour résoudre des problèmes.

Pour cette 7eme édition, sur 57 propositions reçues, le Conseil scientifique a émis plus de 150 avis ce qui a permis de sélectionner 26 (45%) des propositions en communication orale et 12 (21%) acceptées comme posters.

Ce processus de sélection ainsi que la qualité des membres du Conseil Scientifique et des conférenciers invités sont les garants de la qualité scientifique des interventions et du rayonnement scientifique de la conférence. Le prix de l'IFRATH au meilleur article, d'un montant de 3000 euros est un attrait supplémentaire pour inciter les meilleurs chercheurs à y participer.

Lors de cette édition, nous aurons aussi l'occasion d'octroyer le prix annuel à la meilleure thèse (également de 3000 euros) qui est accordée en collaboration avec l'AFM.

Au nom de notre association je tiens à remercier ici toutes les entités qui nous ont soutenues, les conférenciers invités, ainsi que le Comité Scientifique et le Comité d'Organisation.

L'IFRATH peut se féliciter de collaborer et de stimuler avec sa modeste participation à la création de connaissances dans ce domaine.

Jaime Lopez Krahe
Président de l'IFRATH
Président du Comité Scientifique

Préface

Organiser une conférence semble être toujours une aventure.

On s'y engage pourtant, avec la certitude que l'expérience acquise est suffisante pour mener cette mission sans écueil, surtout lorsqu'il s'agit de la 7ème édition d'une série de conférences déjà bien rôdées.

Tout est forcément déjà écrit. Les surprises, bonnes ou mauvaises, ont déjà été découvertes par les organisations précédentes. Elles ne seront certainement pas nombreuses en 2012. Une simple formalité, en quelque sorte...

Au final, l'organisation de la conférence Handicap 2012 n'a pas été le petit chemin tranquille qu'on croyait apercevoir, peut-être même craindre. Elle s'est révélée être une aventure trépidante, avec son lot de rebondissements, de tensions, de joies, de conflits, de réussites. Cette aventure a été, comme toute organisation complexe, une aventure humaine, grâce à la participation et à l'investissement de nombreuses personnes.

Je tiens donc à profiter de cet espace pour remercier toutes ces personnes qui ont œuvré pour que cette conférence soit un évènement réussi et tout particulièrement celles qui ont constitué le noyau de l'équipe organisatrice du CNAM : Nicole Chaouat, Thomas Constant, Viviane Gal, Cécile Le Prado, Guillaume Levieux, Stéphanie Mader, Zahen Malla Osman, Stéphane Natkin, Delphine Soriano, Guillaume Tiger, Alexandre Topol ainsi que tous ceux qui nous ont accompagnés et soutenus.

Merci aux membres de l'IFRATH, qui ont pris toutes les dispositions nécessaires pour que cette conférence se déroule sous les meilleurs auspices. Merci également à tous les sponsors, qui nous ont apporté leurs indispensables soutiens.

J'aimerais enfin revenir sur la grande nouveauté intervenue lors de cette édition, avec l'accueil du premier concours de création de jeux vidéo accessibles JVA 2012.

Ce concours a été lancé dès la fin de l'année 2011 par un appel à déclaration d'intention en français. Sur 27 déclarations initiales, 16 concurrents ont pu déposer, avant la limite qui était fixée à la mi-mai, un prototype jouable. Une des surprises aura été de découvrir alors une participation internationale, au travers de concurrents suisses, canadien, hollandais et belges, qui côtoyaient les formations françaises attendues.

Un jury constitué de professionnels du jeu vidéo et d'académiques s'est alors rassemblé, afin d'évaluer et de classer toutes ces productions. Le premier de ce classement a été déclaré vainqueur du "prix du jury JVA 2012". Il s'agit du jeu intitulé "Evil Blind Mutant Monster Attack".

Les cinq premiers classés seront ensuite présentés sur trois sites encadrant la conférence Handicap 2012: le salon Autonomic, les Bains Numériques #7 et le Centquatre, permettant au grand public de les tester et de les noter. Cette évaluation réalisée par le public nous mènera, vers la fin du mois de juin, à l'attribution du "prix du public JVA 2012".

Si le concours n'est pas encore achevé à l'heure où j'écris ces lignes, cette première édition constitue déjà un grand succès sur de nombreux aspects.

Tout d'abord, par la participation massive des développeurs de jeux vidéo, aussi bien étudiants, amateurs que professionnels.

Par la spontanéité des réactions des membres du jury, qui ont tous accepté, sans hésitation, de se prêter au(x) jeu(x). Merci à Axel Buendia, Catherine Rolland, Gérard Uzan, Dominique Archambault et à tous les autres.

Par l'intérêt suscité, enfin, dans les milieux culturels, qui ont été nombreux à nous proposer leurs lieux pour exposer les finalistes de JVA 2012.

Tout cela nous a renforcé dans notre souhait d'organiser à nouveau ce concours, sur une base annuelle, avec un nouvel appel, dès la fin de l'année 2012. Celui-ci sera cette fois rédigé dans plusieurs langues, pleinement accessible et prendra donc une réelle dimension internationale.

Dans cette attente et en guise de conclusion, je vous souhaite une excellente conférence Handicap 2012.

Jérôme Dupire
Président du comité d'organisation

Comités

Comité Scientifique

Président : Jaime LOPEZ-KRAHE, Université Paris 8 [CE]

ABRAHAM Maryvonne, Telecom-Bretagne [CE]
AFILAL Lissan, Université Reims
ARCHAMBAULT Dominique, Université Paris 8 [CE]
AUPETIT Sébastien, Université Tours
BAPTISTE-JESSEL Nadine, IRIT
BERGER-VACHON Christian, Université Lyon 1 [CE]
BERNARD Jean Baptiste, Université Berkeley
BOUDY Jérôme, TELECOM & Management Sud Paris
BOURHIS Guy, Université Metz [CE]
BRAITMAN Alexis, Hopital Saint Antoine
CABESTAING François, Université Lille 1 [CE]
CHENE Denis, France Télecom - Orange
CHEZE Laurence, Université Lyon 1
COLLE Etienne, Université d'Evry [CE]
DUCHENE Jacques, UTT, Troyes
DUPIRE Jérôme, CNAM Paris [CE]
DUMAS Geneviève, Université du Queen's, Kingston
ENGELEN Jan, Université Louvain
FATTAL Charles, CMNP, APPROCHE [CE]
FRACHET Bruno, APHP Avicenne
GAUCHER Pierre, Université de Tours [CE]
HOPPENOT Philippe, Université d'Evry [CE]
LEROUX Christophe, CEA - LIST
LEYBAERT Jacqueline, UL Bruxelles
MARIN-LAMELLET Claude, INRETS, IFSTTAR
MARTIN Annick, CNSA
MONACELLI Eric, UVSQ
MONMARCHE Nicolas, Université Tours
NOURY Norbert, Université Claude Bernard Lyon 1
PENNEC Simone, Université Bretagne Occidentale
PIETTE François, SFTAG
PINTI Antonio, Université Valenciennes [CE]
PISSALOUX Edwige, UPMC
PORTALIER Serge, Université Lyon 2
PRUSKI Alain, Université Metz [CE]
PUUSTINEN Minna, INSHEA
RIGAUD Anne Sophie, Hôpital Broca
SAGOT Jack, INSHEA
SCHERLEN Anne Catherine, Essilor [CE]
SLIMANE Mohand, Université Tours [CE]
UZAN Gérard, THIM UP8 [CE]

Comité d'Organisation

Président : Jérôme DUPIRE (CNAM)

Trésorier:
François CABESTAING (U.Lille 1)
Communication Visuelle:
Delphine SORIANO (CNAM)
Informatique:
Guillaume LEVIEUX (CNAM)
Logistique:
Zahen MALLA OSMAN (CNAM)

Actes:
Guillaume TIGER (CNAM)
Christian BERGER-VACHON (U.Lyon 1)

Concours Jeux Vidéo Accessibles :
Dominique ARCHAMBAULT (U.Paris8)
Alexandre TOPOL (CNAM)

Sommaire

Session 1 - Technologies appliquées aux Handicaps de la vision 1

Bruno Mascret, Alain Mille, Vivien Guillet 2
Faciliter l'apprentissage et l'utilisation du Braille en l'adaptant aux besoins de l'utilisateur
Mathieu Simonnet, André Thépaut, Cécile Bothorel, Luiz Felipe Maximiano 8
GeoTablet : Une application cartographique pour les personnes déficientes visuelles

Session 2 - Jeux sérieux, accessibilité numérique 14

Karim Sehaba, Aarij Mahmood Hussaan 15
Jeux sérieux adaptatifs pour la rééducation des troubles cognitifs
Stéphanie Mader, Jérôme Dupire 21
Conception d'un serious game thérapeutique: l'expérience du Village
Sebastien Aupetit, Alina Mereuta, Mohamed Slimane 27
Accessibilité par les couleurs : comparaison d'opérateurs interruptibles
pour la recolorisation automatique de pages web
Pierre Pino, Benoît Martin, Nathan Godard, Alexandre Humbert, Nicolas Reitz, Sofiane Hamiti 33
HandiFox l'adaptation de Firefox pour personnes handicapées physiques
Alina Mereuta, Sebastien Aupetit, Mohamed Slimane 39
Compensation automatique de la perte de contraste de pages web pour le daltonisme

Session 3 - Handicaps de l'audition LSF, Implants 45

M Zbakh, J L Krahe 46
Dictionnaire Inversé : Langue des Signes Française – Français
Kallel Fathi, Ben Hamida Ahmed, Berger-Vachon Christian 51
Dual-channel multi-band spectral subtraction algorithm dedicated to bilateral cochlear implant
Arnaud Jeanvoine, Dan Gnansia, Rafael Laboissière, Eric Truy, Chrisitian Berger-Vachon 57
Influence du débruitage spatial sur la localisation dans le cas du codage
de l'implant cochléaire binaural. Simulation sur normo-entendants

Session 4 - Dimension sociale, inclusion scolaire, maintien dans l'emploi 63

Virginie Dejoux, Jimmy Armoogum 64
Evolution de la mobilité des personnes en situation de handicap au cours des vingt dernières années
Hélène Terrat 68
Médiations informatiques et stratégies d'apprentissage de la lecture chez les élèves cérébrolésés
ou « Dys »
Xavier Retaux, Gaëtan Bourmaud, Natacha Manson 74
Pour une approche développementale du maintien dans l'emploi
Djoulah Farida, Andre Jean-Marc, Kieffer Simon, Bottaro Samuel, Lespinet-Najib Véronique 79
Syndrome de Down et démence: quelle réalité ? La question du vieillissement et du handicap mental

Session 5 - Ergonomie des systèmes d'assistance. IHM. Modélisation de l'humain 84

Serge Rohmer, Heng Feng 85
Eco-conception d'un produit médico-sportif pour personnes handicapées
Julien Veytizou, Cécile Magnier, Guillaume Thomann, François Villeneuve 91
Intégration d'outils scientifiques et techniques dans un processus de conception : modélisation des
facteurs humains pour les IHM

Session 6 - Réalité virtuelle, robotique ambiante et handicap moteur 97

Francois Gabrielli, Jessica Schiro, Philippe Pudlo, Mohamed Djemai, Franck Barbier 98
Indicateur pour différencier les conducteurs automobiles durant les manœuvres à basse vitesse
Alain Pruski, Choubeila Maaoui 104
Accessibilité à la préhension pour personnes en fauteuil
Francis Dupin and Eric Monacelli 110
La conduite automobile à l'aide d'un joystick, évaluation et comparaison à la conduite classique
Antonio Andriatrimoson, Nadia Abchiche, Simon Galerne, Etienne Colle 115
Robotique ambiante pour le maintien à domicile de personne en perte d'autonomie

Session 7 – Posters et démonstrations 121

Silvia Berenice Fajardo Flores, Dominique Archambault 122
Considérations pour la conception d'une interface multimodale pour faire des mathématiques
Gérard Uzan, Elka Parvanova, Mathias Depretz, Cecile Beasche, Christophe Da Silva 127
Handicohésion : un Serious Game pour le recrutement ou le maintien dans l'emploi des personnes handicapées: sensibilisation, préformation, et prévention pour les fonctions RH.
Farah Arab 133
Interdisciplinarité et gérontechnologies: le rôle de l'ergonomie
Fatima-Zahra Kaghat, Françoise Sailhan, Pierre Cubaud 139
Application de la réalité augmentée sonore pour les visites de musées par les malvoyants
Serge Rohmer 145
L'éco-conception et l'économie de fonctionnalité au service de la santé publique.
Application à un fauteuil médical pour personne dépendante
Anna Ozguler, Thomas Loeb, Philippe Marquis, Antonio Andriatrimoson, Philippe Hoppenot, Etienne Colle, Michel Baer 151
Robot mobile d'assistance au maintien à domicile - Levée de doute en cas d'alarme
Frédéric Bousefsaf, Siavash Atarodi, Alain Pruski 157
Utilisation du geste avec l'ordinateur chez les séniors : intérêts et perspectives
Jesus Zegarra, René Farcy 163
Grande randonnée en solitaire pour les déficients visuels
Djibrilla Amadou Kountché, Nicolas Monmarché, Mohamed Slimane 169
Système de géolocalisation interne et d'assistance à la mobilité
Florent Carlier 175
Escarre, de l'éducation à la formation sur support mobile
Kévin Bruget 180
Système d'assistance à la navigation handivoile
Handouzi Wahida, Maaoui Choubeila, Pruski Alain, Moussaoui Abdelhak, Bendiouis Yamina 184
Mesure de l'anxiété chez les personnes phobiques induite par environnements virtuels anxiogènes

Session 8 - Assistance à l'autonomie dans la communication 190

Maryvonne Abraham, Frederic Le Saux 191
Un générateur de Claviers virtuels pour différents niveaux d'écriture: communiquer, écrire un message, écrire un document
Zahen Malla Osman, Jérome Dupire 197
Un forum de discussion en ligne accessible aux personnes sourdes signantes
Sandrine Rannou, Marine Guyomar, Maryvonne Abraham 203
L'autonomie dans la communication palliative : jusqu'où est-ce possible ?

Session 9 - Technologies pour l'évaluation et la rééducation des troubles cognitif et moteur 209

Yann Morère, Guy Bourhis, Georges Guilmois 210
ViEW : un simulateur pour l'apprentissage et l'évaluation de la conduite de FRE
Frédéric Goncalves, Amina Gacem, Olivier Rabreau, Eric Monacelli, Alain Schmid, Benjamin Malafosse 216
AccesSim : Outil d'évaluation d'accessibilité. Application pour le développement de FRE
Antonio Pinti, Bruno Lenne, Laurent Peyrodie, Hechmi Toumi 222
Evaluation du handicap causé par la SEP à partir de la mesure de la dispersion spatiale

Conférences invitées **227**

Prof. Catherine Barthélémy (CHU de Tours) **228**
Comprendre et mieux aider les personnes avec autisme. Nouvelles pistes technologiques
Prof. H. Toumi (Université d'Orléans) **230**
Arthrose. Os sous chondral ou cartilage, mythe ou réalité ?
M. Philippe Vallet (AFM) **234**
Prise en compte des besoins et attentes des usagers dans le processus de recherche et d'innovation des produits de santé

Index des auteurs **235**

Session 1

Technologies appliquées aux handicaps de la vision

Présidents de session : Gérard Uzan, René Farcy

Faciliter l'apprentissage et l'utilisation du Braille en l'adaptant aux besoins de l'utilisateur

Bruno Mascret, Vivien Guillet, Alain Mille
Université de Lyon, CNRS
Université Lyon 1, LIRIS, UMR5205
F-69622, France
prenom.nom@liris.cnrs.fr

Résumé : Cet article nos travaux sur l'élaboration d'un transcripteur Braille pédagogique utilisable en intégration et la manière de l'utiliser dans des applications standards. Nous critiquons les solutions existantes, puis introduisons NATbraille[1][2], un logiciel libre conçu pour répondre aux besoins pédagogiques spécifiques des élèves et des professeurs dans le cadre de l'intégration d'élèves non-voyant en milieu ordinaire. Nous rappelons la problématique de l'intégration des étudiants non-voyants, du primaire à l'université, et présentons les principales solutions mises en place pour la production et l'apprentissage du Braille. Nous relevons plus particulièrement deux points essentiels : la plupart des professeurs ne sont pas compétents en matière de Braille, et seul un nombre très réduit d'outils a été conçu pour la classe. De plus, élèves et enseignants ont besoin d'interagir en temps réel, ce qui exclut le recours aux centres de transcriptions qui ne permettent pas un traitement en immédiat des documents. Nous détaillons en quoi le logiciel NATbraille apporte une réponse à ces problématiques, et comment il permet de limiter le handicap temporel[3][4], fortement préjudiciable aux déficients visuels notamment lors des processus d'apprentissage[5]. Nous montrons que l'utilisation du Braille pédagogique ne doit pas se limiter à la transcription en classe, mais peut avantageusement s'intégrer dans des applications standards comme des navigateurs web. Nous illustrons nos propos avec la présentation d'une extension pour Mozilla permettant de transcrire une page web en se conformant aux scénarios pédagogiques de NATBraille, et de la version web service de NATBraille. Nous terminons cet article en détaillant plusieurs pistes de travail et d'autres approches connexes proposant de faciliter l'accès au contenu Braille, à sa compréhension et à sa modification.

Mots clés : Braille, transcription, accessibilité, pédagogie, intégration scolaire.

I. INTRODUCTION

Les problématiques de l'intégration en milieu scolaire sont présentes dans de nombreux domaines scientifiques : les aides techniques, la didactique, l'ergonomie... Dans le cas des élèves non-voyants, D.Archambault[6] souligne le grand nombre et la variété des articles proposés lors de la conférence ICEVI de 2006 sur « Les pratiques de l'intégration en milieu scolaire »[7]. Il souligne d'ailleurs la différence de vocabulaire utilisé en anglais (éducation « incluante ») et en français (intégration) ce qui illustre les difficultés rencontrées pour *réellement* inclure les élèves. Nous parlons bien dans cet article « d'inclusion » : les non-voyants doivent avoir pendant le cours les mêmes possibilités d'interaction que les autres élèves, et leur situation de handicap doit être limitée afin qu'ils partagent le même processus d'apprentissage[8].

Cependant, la problématique que pose le handicap visuel reste un problème à part entière, pour l'élève mais aussi le professeur : la majorité des enseignants ne connaît pas le braille. De plus, il n'existe que très peu de solutions destinées à l'enseigner en classe. Dans cet article, nous nous intéressons uniquement à ce système d'écriture, pour le français, et nous analysons ce qu'un bon transcripteur automatique devrait être capable de proposer pour être utilisable en intégration scolaire.

Archambault et al. [9] dressent un bon état de l'art des principales solutions pour les mathématiques. Concernant les contenus littéraires, DBT[10], logiciel commercial de la société DuxBurry, est le seul logiciel performant pour le braille abrégé ; Odt2Braille[6] utilise la librairie open source LibLouisXML[11] pour le texte. Les transcriptions qui en résultent sont correctes, mais aucune de ces solutions ne propose d'approche pédagogique, pour le braille abrégé notamment. Elles n'offrent de surcroît que peu de possibilités de personnalisation. Seul Odt2braille gère le texte et les mathématiques, il n'existe pas de prise en charge pour la chimie ou la musique (des logiciels spécialisés pour cette notation existent cependant, comme Goodfeel[12] de la société Dancing dots ou Braille Music Editor[13]). D'autres solutions existent, mais elles sont obsolètes (BraMaNet pour les

mathématiques, BrailleStar qui ne fonctionne que sous DOS), de qualité très limitée (WinBraille) ou ne gèrent pas le braille francophone (LaBraDoor).

Il faut aussi prendre en compte le critère du « handicap temporel' »[3][4]. Très souvent, les non-voyants perdent un temps considérable, même lorsque le document est accessible : navigation difficile dans le document, recherche d'un paragraphe précis, etc. Les interactions en temps réel avec le document sont très limitées, et c'est l'élève qui doit fournir l'effort pour s'y retrouver. L'échange entre élèves demeure compliqué puisqu'ils ne partagent pas d'espace de travail commun. Le projet MaWEN[6] propose un outil pour les mathématiques qui limite ces problèmes.

En conclusion de ce rapide état de l'art, il existe bien des solutions pour transcrire en Braille francophone, mais à part ODT2Braille qui gère les textes scientifiques, aucune ne propose d'approche globale permettant de traiter des contenus hétérogènes. De plus, l'objectif de ces solutions (hormis MaWEN) est d'obtenir une transcription braille, sans se soucier des besoins pédagogiques des élèves et des professeurs.

Dans la section suivante, nous présentons notre contribution, NAT Braille[1][1][2], un logiciel libre conçu pour répondre aux besoins pédagogiques spécifiques. Nous montrons ensuite comment NATBraille permet d'intégrer le Braille pédagogique dans des applications standards, et plus particulièrement sur le web grâce à sa version webservice et à une extension développée pour Mozilla. Nous terminons en relevant les pistes et les collaborations envisagées afin d'améliorer l'intégration en milieu ordinaire des élèves non-voyants.

II. VERS UN TRANSCRIPTEUR « IDÉAL » EN CLASSE

NAT Braille a été créé en 2005 et le projet est maintenant supervisé par le LIRIS. Un partenariat a également été établi avec l'INS HEA[2] afin de valider la qualité des transcriptions et une fondation[3] a été créée pour suivre les développements du logiciel, assurer sa pérennité et mettre en place de nouveaux partenariats.

Le principal objectif de ce projet est de résoudre les problèmes décrits précédemment et de proposer une solution qui serait à la fois accessible à tous, indépendante des configurations matérielles ou logicielles, hautement personnalisable, et qui pourrait potentiellement s'intégrer à d'autres systèmes. Nous ne prétendons pas rivaliser avec les centres de transcription, mais leur fournir un outil qui leur permette d'être plus efficaces et rapides.

Nous avons concentré nos efforts pour proposer un moyen de communication aux non-braillistes (c'est le cas de la plupart des enseignants en intégration scolaire) qui permette aux professeurs d'aider leurs élèves à améliorer leurs compétences en Braille. C'est cet aspect essentiel de notre logiciel que nous développerons plus particulièrement dans cet article.

A. *Principe de fonctionnement*

NATBraille est structuré en 3 modules principaux : la conversion, la transcription et le post-traitement. De précédentes communications détaillent le fonctionnement du logiciel[1][2]. Le rôle spécifique de chaque composant permet au système d'adapter ses processus en fonction des formats, des demandes ou des besoins de l'utilisateur, et des configurations du logiciel. Si un nouveau format se présentait, il suffirait d'y associer un convertisseur spécifique. Les filtres de transcription et le post-traitement ne dépendent pas non plus du format initial du fichier.

Au début d'une transcription, un scénario est calculer et mis en place en fonction de nombreux paramètres dont nous détaillerons les composantes les plus intéressantes dans la section suivante. Cette organisation nous permet de proposer un grand éventail de personnalisations et d'adaptations pour un même contenu. Enfin, NAT Braille se conforme strictement aux normes braille en vigueur.

B. *Adaptation de la transcription à l'utilisateur*

NAT est capable de produire différents types de braille : braille littéraire intégral ou abrégé, mathématique, chimique. La musique est encore en développement. Les mathématiques et l'intégral peuvent également être détranscrits en noir ; la détranscription de l'abrégé est actuellement en test et semble fonctionner malgré quelques ambiguïtés restant à lever (différenciation entre le symbole « point » et la contraction « ien » par exemple, tous deux représentés par ⠢).

Cependant, chaque type de notation propose plusieurs possibilités de transcription, en fonction du niveau ou des préférences du lecteur. Ainsi, les débutants en braille n'utilisent pas les règles complémentaires du braille intégral, ni les notations abrégées en trigonométrie. De même, l'abrégé n'est utilisé qu'une fois l'intégral acquis, et de manière progressive. Il est donc primordial de s'adapter en fonction du profil et des connaissances de l'utilisateur. C'est pourquoi NAT n'utilise pas de

1 téléchargeable sur http://liris.cnrs.fr/nat ; licence GPL.

2 Institut National Supérieur de formation et de recherche pour l'éducation des jeunes Handicapés et les Enseignements Adaptés

3 faisant partie de la fondation de l'Université Lyon 1

dictionnaire, mais de nombreuses règles et paramètres, activables et désactivables suivant les besoins de la transcription.

La plupart des autres solutions existantes proposent également des options permettant d'adapter légèrement la transcription, mais aucune n'est capable de gérer l'apprentissage de l'abrégé en n'activant qu'un sous-ensemble de règles de contraction. Cette fonctionnalité disponible dans NAT représente donc une première avancée en matière d'adaptation du braille français. Cependant, ceci ne résout pas un autre problème majeur : la grande majorité des enseignants accueillant des élèves déficients visuels en milieu ordinaire ne disposent pas de compétences pédagogiques suffisantes pour enseigner l'apprentissage du braille. La section suivante répond à cette problématique.

III. USAGES PÉDAGOGIQUES

NAT Braille offre un bon nombre de fonctionnalités pédagogiques, détaillées dans [2] et [15]. Nous en présentons une synthèse dans ce qui suit.

A. Apprentissage du braille abrégé

Nous venons de montrer que NAT rend possible la personnalisation de la transcription en fonction des profils des utilisateurs : le transcripteur peut activer ou non les différentes règles régissant la production du document braille. Mais la plupart du temps, un transcripteur inexpérimenté ne disposera pas des compétences nécessaires au paramétrage du logiciel, les règles les plus complexes demandant une connaissance approfondie de l'écriture braille. Ainsi, l'abrégé comprend plus de 100 signes ou locutions et 800 symboles, ainsi qu'environ 75 règles d'abréviation dépendantes du contexte ou du sous-ensemble sur lequel elles s'appliquent (signe, symbole, mot).

NAT gère des ensembles de configurations spéciaux, les scénarios pédagogiques, composés d'étapes qui activent ou désactivent des ensembles de règles. Les scénarios proposés par défaut suivent les progressions pédagogiques des principales méthodes d'apprentissage de l'abrégé, comme « Etudions l'abrégé »[14] ou la méthode d'Evelyne Kommer. Chaque étape a été conçue et/ou vérifiée par des transcripteurs professionnels et des enseignants spécialisés afin de garantir la qualité du braille produit et la cohérence pédagogique des séquences.

Pour bénéficier de cette expertise pédagogique dans ses transcriptions, un enseignant a juste besoin de renseigner l'étape correspondant au niveau de son/ses élève(s). Cette information peut lui être communiquée par l'élève ou les aides pédagogiques dont ce dernier dispose. Par exemple, une séquence indique que début Novembre, les étudiants commencent la leçon 4 de la méthode : l'enseignant-transcripteur passe donc de l'étape 3 à l'étape 4 dans le logiciel, sans se soucier des règles qui sont activées automatiquement.

Ce système ne permet toutefois pas de régler un dernier inconvénient : certaines abréviations dépendent fortement du contexte dans lequel elles s'appliquent. Par exemple, les noms propres ne s'abrègent pas, certains mots s'écrivant de manière identique n'ont pas la même racine, et s'abrègent différemment suivant leur prononciation : c'est le cas par exemple de « (ils) *convient* » et « (il) *convient* ». Ces cas ambigus sont détectés par deux modules : le premier gère les noms propres, le second propose de lever les ambiguïtés sur les problèmes de racines étymologique. Les ambiguïtés sont présentées en contexte au transcripteur, de sorte qu'il puisse choisir la bonne solution sans avoir à apprendre pourquoi cette ambiguïté a été levée, ni les conséquences sur le résultat produit.

B. Faciliter les interactions avec l'élève

Nous avons présenté plus haut la problématique des interactions dans un contexte pédagogique. Il est primordial de permettre à l'élève et au professeur de communiquer directement et sans délai pendant un cours. C'est pourquoi NAT est doté d'un module de détranscription et d'une interface utilisateur présentant les textes à la fois en braille et en noir. L'enseignant ou les étudiants voyants peuvent ainsi éditer le texte et les formules mathématiques sans se préoccuper du rendu braille. De son coté, l'élève non-voyant peut modifier le braille littéraire (abrégé ou non) et les expressions mathématiques, en utilisant éventuellement la saisie Perkins[4] ou directement les codes brailles.

En cas d'erreur de syntaxe en braille, le professeur ne sait pas exactement pourquoi la détranscription donne de mauvais résultats, mais il peut prévenir l'élève qu'il y a un problème. Cette fonctionnalité peut faire gagner un temps précieux dans les échanges, aide l'enseignant à suivre ce que fait l'élève, et constitue une réelle avancée pour l'intégration (l'inclusion) de l'étudiant non-voyant en classe. Cependant, nous souhaitons dépasser le simple usage du braille pédagogique dans un outil dédié comme NAT Braille. La section suivante présente un exemple de réalisation possible permettant d'utiliser NAT Braille comme moteur de transcription pour des logiciels tiers, et en particulier sur Internet.

4 La saisie Perkins permet de saisir un caractère braille en utilisant uniquement 7 touches. Il est particulièrement pratique pour saisir des caractères spéciaux, notamment pour les mathématiques et l'abrégé.

IV. DU LOGICIEL DE TRANSCRIPTION AU MOTEUR DE TRANSCRIPTION

L'évolution des nouvelles technologies nous conduit de plus en plus vers l'utilisation de systèmes en ligne au dépens de solutions logicielles installées sur chaque machine particulière. Nous décrivons dans cette section deux outils permettant d'utiliser NAT soit en tant que service de transcription en ligne, soit en tant que transcripteur automatique de pages web.

A. NATd ou comment transcrire en ligne avec NAT

Un des inconvénients de NATBraille vient de sa forme logicielle : bon nombre de formats d'entrée ne sont pas pris en charge car il est délicat de réaliser des convertisseurs fonctionnant sur plusieurs types de systèmes d'exploitation. Le cycle de vie d'un logiciel est également assez lent, et un utilisateur doit souvent attendre un certain temps avant qu'une nouvelle version du logiciel soit publiée. Une solution à ce problème est de proposer une version en ligne sous forme de web service. Il est en effet beaucoup plus facile de paramétrer une machine-serveur dans son contexte particulier, et donc de lui adjoindre d'autres logiciels pouvant être mobilisés dans le cadre d'une transcription. Par exemple, il est délicat d'utiliser un convertisseur latex car rares sont ceux fonctionnant sous Linux, Windows et Mac. En revanche, si le serveur est sous Linux, il devient facile de prévoir comment les conversions de fichiers latex seront réalisées (avec tex4ht dans le cas de NATBraille).

Notre solution ressemble de prime abord avec ce que propose RoboBraille[18]. Cependant, nous pensons offrir de vraies possibilités de personnalisation, ce qui n'est pas le cas de ce service qui ne permet pas le traitement des mathématiques françaises, ni le braille pédagogique. De plus, le résultat de la transcription est directement téléchargeable, et le processus détaillé à l'utilisateur, ce qui n'est pas le cas avec RoboBraille (voir figure 1).

B. Une extension pour Mozilla permettant de transcrire les pages web en Braille

Les aides techniques classiques ne permettent pas de produire du Braille pédagogique sur Internet. De plus, elles ne sont pas capables de transcrire les contenus MathMl des pages web. Certains projets se concentrent sur la manière de représenter les mathématiques sur Internet pour les personnes non voyantes, mais elles utilisent des syntaxes non standards, ou ont recours à des descriptions vocales[16] qui ne sont pas forcément pertinentes pour des expressions complexes.

L'organisation modulaire de NAT Braille nous a permis de réaliser des filtres de conversion et de présentation dédiés au rendu des pages web.

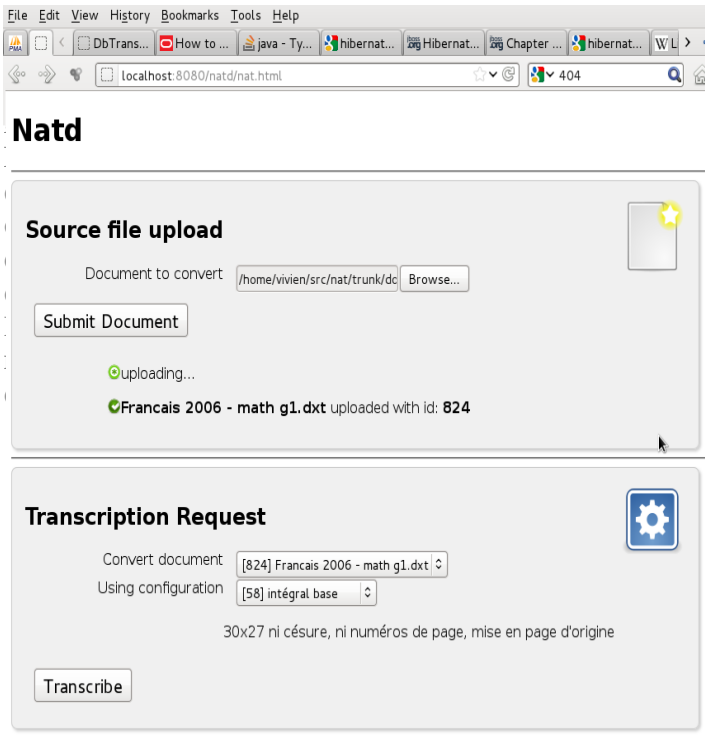


Figure 1: NATd, un web service permettant de transcrire en ligne avec NAT Braille tout en conservant la richesse d'expressivité des configurations.

L'idée est de conserver la structure de la page et de ne transcrire en Braille que les types de contenus désirés par l'utilisateur. Nous avons développé une extension pour les navigateurs Mozilla (Firefox, Iceweasel) qui récupère les contenus textuels et MathMl des pages, les transcrit en Braille en respectant la configuration de NAT Braille choisie par l'utilisateur, et affiche directement le résultat dans le navigateur en remplacement de la page web originale. L'utilisateur n'a pas besoin de charger NAT Braille et de réaliser la transcription à l'extérieur du navigateur, il peut rester dans Firefox et obtenir directement sa transcription, sans changer d'outil logiciel.

Cette fonctionnalité, suivant l'utilisateur et ses compétence en Braille, peut réduire le temps de lecture de la page, offrir un accès efficace aux contenus MathMl, et en combinaison avec d'autres aides techniques comme les lecteurs d'écran améliorer l'accessibilité de la page web. De plus, il suffit de configurer un seul logiciel pour la transcription : les mêmes règles de transcription s'appliquent à la fois aux documents bureautiques et aux pages web. Cette fonctionnalité peut donc permettre aux apprenants de mettre en pratique la lecture du Braille sur un grand ensemble de documents.

L'extension Firefox de NAT Braille s'appuie sur l'extension javascript 8 de Mozilla. La figure 2 représente un schéma de l'architecture logicielle. Lorsqu'elle est activée, l'extension est automatiquement appelée par le

navigateur chaque fois qu'il a terminé de télécharger une page web. Un fichier temporaire, contenant le corps de la page web, est créé et transmis en paramètre à un wrapper pour NAT. Ce programme appelle alors Tidy 9 pour vérifier et corriger le code HTML du document, afin de le rendre interprétable et utilisable dans NAT Braille.

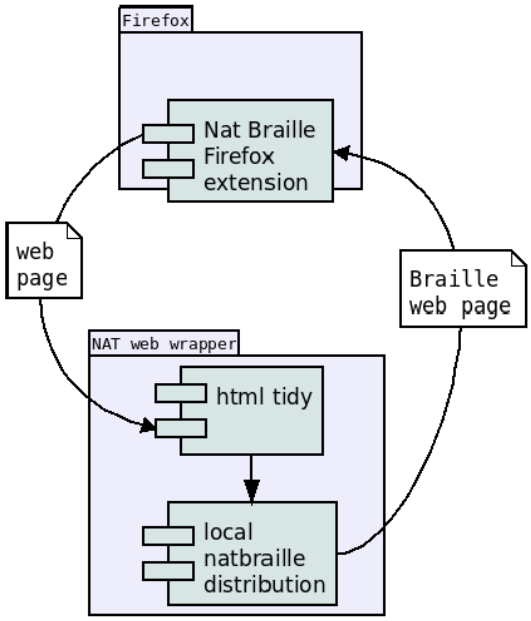


Figure 2: Architecture de l'extension Mozilla utilisant NAT Braille comme moteur de transcription

Ensuite, le wrapper lance une instance locale de NAT Braille en arrière plan et en ligne de commande (c'est à dire sans lancer l'interface graphique de NAT Braille) pour transcrire les éléments de la page. Le résultat de la transcription est sauvé dans un fichier temporaire. Une fois le travail du wrapper terminé, l'extension remplace le corps de la page par le contenu du fichier temporaire Braille, et le navigateur rafraîchit la page automatiquement.

L'écriture et la lecture des fichiers temporaires est effectuée de manière asynchrone afin de ne pas figer le navigateur pendant les opérations de transcription.

La figure 3 montre une page web d'origine, extraite d'un exemple de cours en ligne. Elle contient différentes expressions mathématiques, relativement complexes, exprimées en MathMl, et le document est structuré avec des titres, des divisions, une entête et un pied de page notamment. La mise en page a été programmée essentiellement dans un fichier CSS, bien que certains éléments de style soient présents directement dans le code HTML.

L'extension NAT Braille a été appelée automatiquement et après quelques secondes la nouvelle page a été affichée dans Firefox (Iceweasel dans les capture d'écran).

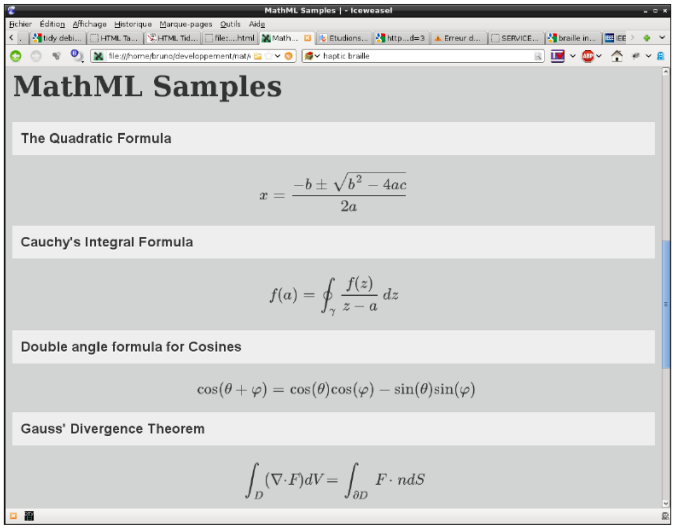


Figure 3 Page originale contenant des expressions mathématiques relativement complexe (extrait d'un exemple de cours en ligne)

La figure 4 montre le résultat dans le navigateur. La structure sémantique, le style et la mise en forme de la page n'ont pas changé. Seuls les contenus textuels et mathématiques ont été modifiés. Suivant les configurations choisies, il est possible de ne transcrire que les mathématiques, ou uniquement le texte d'une page.

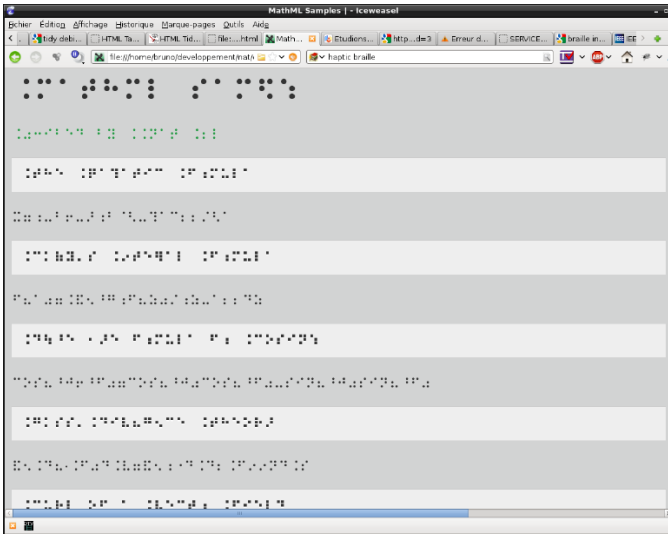


Figure 4: Page transcrite par NAT Braille: la structure n'a pas changée, la configuration utilisée transcrit en Braille abrégé partiel (leçon 25 environ de « Étudions l'abrégé ») et mathématique.

L'utilisateur peut donc bénéficier du même type de transcription Braille lorsqu'il navigue sur Internet que lorsqu'il transcrit un document de bureautique, la configuration utilisée dans NAT Braille étant la même.

V. DISCUSSION

Nous avons montré que NAT Braille propose un bon nombre de fonctionnalités pertinentes pour faciliter l'intégration des élèves déficients visuels en milieu ordinaire, notamment lorsque leurs enseignants ne disposent pas de connaissances en braille. Cependant, NAT reste un outil qui ne peut actuellement à lui seul résoudre l'ensemble des problèmes d'intégration : il gagnerait à être utilisé en combinaison avec d'autres aides techniques.

La réalisation de certaines de ces aides techniques peut être facilitée, NAT Braille pouvant être utilisé comme moteur de transcription : nous avons par exemple présenté une application techniquement simple à mettre en œuvre permettant d'améliorer l'accessibilité au Braille dans le cadre de la navigation web. NAT Braille peut également être spécialisé pour un type de contenu particulier, par exemple en ne transcrivant que les mathématiques d'une page web et en laissant les lecteurs d'écran et synthèses vocales gérer le contenu textuel.

Notre transcripteur représente une première étape vers le développement d'outils de transcription et d'apprentissage du braille. D'autres logiciels disposent de fonctionnalités intéressantes qui, implémentées dans NAT ou utilisées en complément, offriraient de nouvelles possibilités à l'élève et au professeur ; ainsi, MaWEN[6] permet de repérer directement où se trouve l'élève quand il lit une formule en braille, et de l'aider à se positionner à partir du texte noir. Cette fonctionnalité est d'une réelle utilité, surtout lorsque les expressions scientifiques se complexifient.

Les scénarios pédagogiques devraient également être développés grâce à l'utilisation d'outils spécifiques permettant de définir des stratégies pédagogiques en fonction de profils variés[17]. Les traces d'interaction[5] permettraient d'améliorer la reconnaissance commentée d'erreurs et l'adaptation automatique des étapes de scénario en fonction des progrès de l'élève.

Pour finir, nous montons en ce moment plusieurs partenariats internationaux afin de diffuser NAT dans d'autres langues ou de l'inclure dans des chaînes d'édition afin de garantir l'adaptabilité des documents produits. Ces projets contiennent à la fois un volet ingénierie et recherche, ce qui devrait nous permettre à la fois de rendre NAT Braille utilisable dans d'autres langues, et d'augmenter ses fonctionnalités d'assistance à l'utilisateur en orientant nos prochains travaux sur ce point.

VI. REFERENCES

[1] Bruno Mascret, Alain Mille and Marc Ollier, An ideal Braille transcriber?, 2008,AMSE journals, Advances in modelling, series Modelling C, vol 69, num 3, 44–54

[2] Bruno Mascret, Alain Mille, Supporting the learning process – more than a Braille transcription, in 11th European Conference for the Advancement of Assistive Technology, AAATE, 2011, Maastricht, Netherlands. 2011

[3] Gérard Uzan, “Temps technologiques, temps individuels, temps sociaux : l’articulation des contraintes temporelles dans l’utilisation de l’informatique par des aveugles”, Colloque Fisaf, Paris, 2003.

[4] Gérard Uzan, “Ergonomie cognitive du handicap visuel : une contribution à la conception d’aides informatiques”, PhD thesis, Université René Descartes Paris 5, December 9th 2005.

[5] Amélie Cordier, Bruno Mascret, Alain Mille, Dynamic case based reasoning for contextual reuse of experience, in Provenance-awareness in CBR Workshop, ICCBR 2010, Alessandria, Italy. p.69-78. 2010

[6] Dominique Archambault, Interaction et usages des modalités non visuelles, accessibilité des contenus complexes, HDR, Faculté d’ingénierie, Université Pierre et Marie Curie-Paris 6. 2010

[7] ICEVI, Inclusive educational practices, 12th world conference, Kuala Lumpur, Malaysia, 16 - 21 July 2006 http://www.icevi.org/publications/icevi_wc_2006.htm

[8] Catherine Thibault and Gaëtane Leroux, To optimise the support to young visually impaired persons, Inclusive Educational Practices, 12th world conference, Kuala Lumpur, Malaysia, 16 - 21 July 2006

[9] Dominique Archambault, Bernhard Stöger, Mario Batucic, Claudia Fahrengruber et Klaus Miesenberger. Mathematical working environments for the blind : what is needed now ?, Proceedings of ICALT Workshop on Advanced Learning Technologies for Disabled and Non-Disabled People, Niigata, Japon, 2007

[10] http://www.duxburysystems.com

[11] http://code.google.com/p/liblouisxml

[12] http://www.dancingdots.com/main/goodfeel.htm

[13] http://www.dodiesis.com

[14] Jean Le Reste and Christiane Perdoux, Etudions l’abrégé, Association Valentin Haüy, 2006

[15] B. Mascret, A. Lancelle. Du transcripteur Braille à l'outil pédagogique. in Colloque Jeunes Chercheurs, Jeunes Chercheuses de l'IFRATH, Dominique Archambault ed. Paris. 2011.

[16] Ferres, L. and Sepulveda, J.F. Improving accessibility to mathematical formulas: the Wikipedia math accessor, in Proceedings of the International Cross-Disciplinary Conference on Web Accessibility, 2011, ACM.

[17] Marie Lefèvre, GEPPETO : une approche générique permettant d’adapter les activités des apprenants aux intentions pédagogiques de chaque enseignant, RJC EIAH 2010, Lyon, 6-7 mai 2010.

[18] Christensen L., RoboBraille - automated braille translation by means of an e-mail robot. Computers Helping People with Special Needs. 2006:1102-1109.

GeoTablet, une application cartographique pour les personnes déficientes visuelles

Mathieu Simonnet, Cécile Bothorel, Luiz Felipe Maximiano, André Thépaut
CNRS UMR 6285 LabSTICC – IHSEV/ HAAL
mathieu.simonnet - cecile.bothorel - luiz.dosreismaximiano - andre.thepaut @telecom-bretagne.eu

Résumé :

Qu'il s'agisse du plan d'un quartier ou des frontières géopolitiques, l'exploration de l'environnement géographique est une difficulté majeure pour les personnes déficientes visuelles. Depuis les années 1980 différentes applications, plus ou moins instrumentées, proposent des solutions pour appréhender l'espace en l'absence de vision. Aujourd'hui, l'avènement des *smartphones* et tablettes tactiles, pose de nouvelles questions sur l'accessibilité des interfaces homme machine dédiées aux applications géographiques sur des écrans tactiles standards.

Dans ce contexte le projet européen Haptimap a mis au point un framework fournissant des outils pour gérer les affichages visuels, tactiles et auditifs des données géographiques libres. Une première application, « Pocket Navigator », offre un guidage tactile point à point à travers la ville.

Le projet GeoTablet consiste à expérimenter l'efficacité de différents retours tactiles, auditifs et vocaux en situation mono ou multi contacts pour une simple exploration de l'environnement sur un écran tactile. Les problématiques de la discrimination des éléments, de la navigation dans l'environnement, des changements d'échelle ainsi que de la gestion des couches d'informations constituent l'essentiel de notre questionnement. A la différence d'un poste fixe équipé d'un bras à retours de force, un écran tactile constitue en lui-même un espace de médiation géographique exploitable. Cependant, l'absence d'éléments tangibles suggère une étroite collaboration entre les contacts des doigts d'une part, et les déclenchements des vibrations, des artefacts auditifs et des annonces vocales d'autre part.

Cet article vise à évaluer l'utilisabilité ainsi que les représentations spatiales intériorisées à partir de différentes combinaisons de ces modalités d'interactions. Actuellement en phase de co-conception avec les utilisateurs, nous présentons notre application "GeoTablet". Nous mettons l'accent sur nos premiers tests et sur la problématique de l'accessibilité des applications géographiques pour les personnes déficientes visuelles.

Mots clés : déficience visuelle, géographie, exploration de carte, tablette tactile.

I. INTRODUCTION

Une exploitation de l'enquête "Handicaps-Incapacités-Dépendance" (HID) de 1998-99 [1] souligne que 86% des personnes déficientes visuelles ne prennent pas le risque de se déplacer sur un itinéraire inconnu. Ce constat soulève, entre autre, la problématique de l'accès à l'information géographique en l'absence de vision. Autrement dit, comment aider les personnes déficientes visuelles à prendre connaissance du territoire ?

A. L'intérêt des cartes en relief

Dès 1967, Leonard & Newman [2] montrent que des adolescents non-voyants sont en mesure de lire une carte en relief sans apprentissage préalable. Depuis, de nombreuses études ont décliné les intérêts et les conditions de l'utilisation des cartes en relief. Thorndyke et Hayes-Roth [3] et Espinoza [4] comparent les performances spatiales issues des explorations réalisées directement dans l'environnement avec celles réalisées sur les cartes en relief et mettent ainsi en exergue le rôle de ce support en l'absence de vision. De leur côté, Ungar *et al.* [5] réalisent des expériences suivant des configurations simples alors que Jacobson [6] révèle l'intérêt des cartes en relief pour explorer un environnement aussi complexe qu'un plan d'université ou encore le trait de côte de la carte géographique du pays de Galle en Grande Bretagne. Par ailleurs, Picard et Pry [7] montrent que l'utilisation de maquettes représentant une zone géographique permet d'accroître sensiblement les connaissances spatiales de

l'environnement familier des personnes en situation de handicap visuel. Autrement dit, il existe un consensus scientifique sur l'intérêt de l'utilisation des cartes en relief en tant que véritables instruments psychologiques [8] pour accéder à l'information géographique en l'absence de vision. Cependant, ces dernières, bien que de première nécessité, font défaut au public déficient visuel tant en terme de développement [9] qu'en terme d'outil pour la vie courante. Ce déficit de cartes en relief, dites « papiers », est notamment dû à leur coût de production par rapport à la quantité d'informations représentées [10].

B. La puissance des cartes numériques

Face à ce constat, différentes initiatives de cartes géographiques numériques ont vu le jour. En effet, le support numérique permet d'utiliser les mêmes applications d'une région à une autre en se connectant des bases de données géographiques différentes mais standardisées. Elles sont ainsi destinées à diminuer les coûts de production et donc augmenter les utilisations. Par ailleurs la possibilité de gestion de couches d'informations géographiques se révèle particulièrement intéressante pour palier aux limites de la discrimination des modalités non visuelles. Pour finir, l'utilisation d'artefacts auditifs offre un canal sensoriel supplémentaire pour véhiculer l'information.

Jansson *et al.* [11] furent les premiers à utiliser un bras à retour de force pour permettre la consultation de cartes géographiques numériques en l'absence de vision. Ici, les sensations de résistance et les annonces vocales permettent d'appréhender différents états américains. Les résultats montrent une certaine efficacité au cours des explorations de formes épurées, mais des limitations dans le cas de configurations plus complexes à cause du caractère séquentiel de l'exploration mono-digitale. Dans la continuité, l'application « Orienta », développée au sein du projet GRASP et financée par l'organisation espagnole ONCE, offre l'utilisation conjointe de deux bras à retour de force permettant une exploration bi-digitale. Bien que cette étude ne propose que très peu de résultats sur les performances géographiques des personnes déficientes visuelles, Gutierrez [12] insiste tout particulièrement sur la motivation des utilisateurs déficients visuels face à l'implication des nouvelles technologies dans la découverte de l'environnement. Par la suite, Miele *et al.* [13] s'attaquent au problème de l'ajout d'informations auditives à des cartes en relief thermoformées en les positionnant sur des tablettes tactiles (The « Talking-Maps »). Avec ce système, les annonces vocales compensent la faiblesse de la discrimination tactile mais la nature statique de la carte papier ne permet pas la gestion des couches d'informations géographiques. Finalement, les applications de simulation de navigation de Magnusson *et al.* [14,15] et les travaux de Simonnet *et al.* [16] montrent que les stratégies d'exploration en environnements virtuels utilisant des bras à retours de force présentent des similarités avec celles employées dans le monde réel. Bien que ces derniers résultats soient intéressants, les interfaces utilisant des bras à retour de force sont peu accessibles, du fait de leur coût, de leur fragilité et de leur sédentarité. Les tablettes tactiles, bien que ne fournissant pas de retour de force, ne présentent pas ces inconvénients.

C. L'accessibilité sur smartphone

C'est dans ce contexte que le projet européen Haptimap (2008-2012) [17], piloté par l'expérimentée Charlotte Magnusson, a vu le jour. Son objectif, aujourd'hui finalisé, était de mettre à disposition de tous des outils de développement informatique (*framework*) permettant de faciliter la conception d'application de navigation géographique en utilisant des artefacts tactiles, auditifs et vocaux pour répondre aux besoins du public déficient visuel notamment. Ainsi l'application « Pocket Navigator » [18], basée sur Haptimap, est disponible sur *smartphone* afin de fournir un guidage urbain en l'absence de vision. L'utilisateur peut conserver son appareil dans sa poche, et se laisser guider par les vibrations (*cf.* fig1).

Naturellement, ce guidage ne vise pas à permettre d'éviter les obstacles et ne remplacent donc aucunement la canne blanche ou le chien guide. L'objet est bien ici de s'orienter.

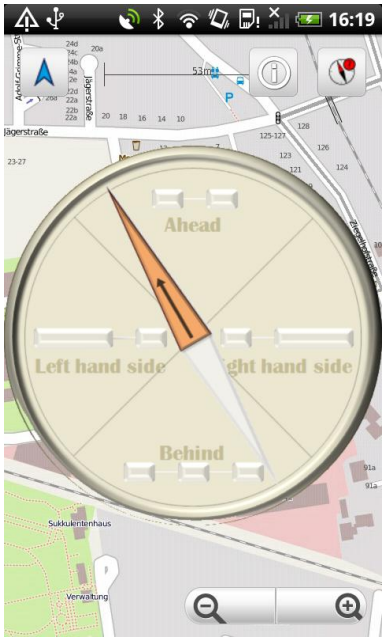


Fig 1. Pocket navigator. En cours de déplacement, les informations de guidage sont générées en fonction de la direction du point à atteindre conformément au cadran ci-dessus : 2 vibrations pour tout droit, 3 pour derrière, 1 longue et 1 courte pour tourner à gauche, 1 courte et une longue pour tourner à droite.

D. La cartographie enrichie libre

Haptimap facilite également l'accès aux données cartographiques libres d'OpenStreetMap (OSM) [19]. Ces données sont prometteuses pour deux raisons au minimum : tout d'abord elles sont libres de droit et leur accès est donc garanti. Ensuite elles peuvent être enrichies des observations des utilisateurs. C'est ainsi que le projet Wheelmap [20] ajoute aux cartes d'OSM consultables en ligne une information permettant de définir le statut d'accessibilité des différents lieux publics pour les fauteuils roulants. On pourrait imaginer des compléments d'informations pour le handicap visuel également.

Finalement, force est de constater que de nombreux ingrédients récents viennent enrichir le livre de recettes de l'accessibilité à l'information géographique pour les personnes déficientes visuelles : nouveaux appareils (*smartphone*), nouvelles bases de données (OSM), nouvel outil logiciel (Haptimap). Le présent projet cherche ici à composer une entrée en matière de consultation des informations géographiques. Ainsi GeoTablet, porté par la ville de Plouarzel, Telecom Bretagne et l'Institut pour l'insertion des déficients visuels de Brest, se place en amont d'une application telle que Pocket Navigator qui se concentre actuellement sur le guidage. Notre propos vise à fournir des informations sur la globalité d'un territoire plus que sur la succession des séquences d'un itinéraire. Et ce dans un contexte fixe ou mobile.

II. PROBLEMATIQUE GENERALE

A. Problématique de l'interaction non visuelle

La problématique de l'interaction en l'absence de vision implique la génération de retours sensoriels vocaux, auditifs et/ou tactiles. Or ces feedbacks ne sont pas précisément localisés sur la tablette : le son est émis par un haut-parleur, l'ensemble de la tablette vibre. La construction d'une représentation spatiale non visuelle à partir d'un tel système repose donc en grande partie sur les interactions correspondant aux positions des contacts d'un ou plusieurs doigts sur la tablette.

Basée sur le principe de co-conception entre personnes voyantes et non-voyantes, une réflexion sur la génération de contenus compréhensibles sans la vue est à la base des spécifications fonctionnelles de l'application.

A l'heure actuelle, GeoTablet ne gère le contact que d'un seul doigt. La modalité vocale apporte la désignation des noms de lieux (e.g. nom de villes ou de rues) alors que la sonification (génération de sons réalistes) offre des informations sur le contexte du contact (e.g. chant d'oiseau pour la forêt, bruit de voiture qui passe pour une route, son de clapotis pour la mer). La modalité tactile s'associe au déclenchement d'une annonce vocale afin d'améliorer la localisation de cette annonce.

B. Problématique des données géographiques en l'absence de vision

La problématique de l'accessibilité aux contenus géographiques pour les utilisateurs non-voyants implique la gestion d'une discrimination spatiale moins importante que celle de la vision et complique l'affichage d'éléments cartographiques souvent nombreux dans un périmètre restreint.

Dans ce contexte, la possibilité de choisir le type de données vocales à afficher est étroitement liée à l'échelle de la vue en cours. Ainsi la possibilité d'annoncer les noms des pays, des départements, des villes ou des rues en correspondance avec des échelles spécifiques apparaît nécessaire.

Indépendamment de l'échelle, le choix des contenus d'exploration peut également faire l'objet de sélection.

Ultérieurement, l'affichage d'objets culturels de types historique, faune ou flore pourra également être géré.

C. *Problématique de l'interaction non visuelle sur une image culturelle*

Il a été émis le besoin de "toucher" la forme d'images culturelles représentant des éléments intouchables telles que l'architecture. L'association de contenus vocaux, auditifs et tactiles devrait permettre l'appréhension d'une photo de ce type en l'absence de vision.

III. SPECIFICATIONS DE GEOTABLET

Une équipe composée d'un utilisateur non-voyant spécialiste de l'accessibilité, d'un éducateur, d'un enseignant chercheur et d'un développeur se réunissent régulièrement pour tester les différentes fonctions de l'application.

Au sein du module de consultation GeoTablet, tout contact à un seul doigt correspond à une consultation d'information. Les interactions de commandes, telles que les changements d'échelle et de zones géographiques feront l'objet d'étude ultérieure.

A. *Fonction d'annonce des villes*

Lorsque la position du doigt de l'utilisateur (cercle de 5mm de rayon autour du centre du contact) entre en collision avec la position d'une commune, une vibration continue ainsi que l'annonce du nom de la commune correspondante sont déclenchées. Cette fonction d'annonce sera également utilisée pour les objets tels que des pays, des villes, des lieux dits, des bâtiments, des noms de rue, des points remarquables mais également des médias ponctuels (images commentées, vidéos, commentaires sur un point d'intérêt…).

B. *Fonction de sonification de l'environnement*

Il s'agit ici de déclencher des sons réalistes continus correspondant à la nature de l'environnement géographique de la position du doigt de l'utilisateur : des sons de clapotis sont joués lors des contacts avec la mer; des sons de vagues pour le trait de cote, des sons de chant d'oiseau lors des contacts avec la forêt, ainsi que des sons de passages de voiture sur les routes (*cf.* Fig. 2).

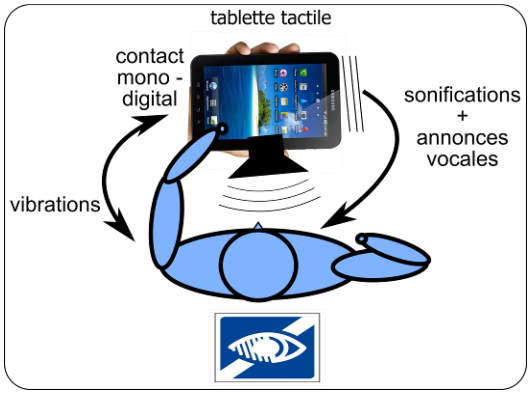


Fig. 2. Les retours sensoriels fournis pas la tablette ne sont pas localisés. Seule la position du contact de la main permet d'attribuer une position aux informations tactiles, vocales et de sonification.

IV. TESTS D'USAGES

A. *Participant*

A l'heure actuelle, dans le cadre de notre démarche de co-conception, nous concentrons nos premiers tests d'usage sur une personne déficiente visuelle spécialiste de l'accessibilité.

B. *La perception d'une forme*

Lors de notre premier test nous avons proposé à l'utilisateur non-voyant de découvrir une forme géométrique simple : un carré. Tablette posée sur la table, cette forme ne pouvait être explorée qu'à un seul doigt. Lorsque le doigt se trouvait à l'intérieur de la forme une vibration et un son continu étaient déclenchés (*cf.* Fig.3).

Fig. 3. Lorsque l'utilisateur non-voyant touche la carré, un son continu et une vibration sont ressenties.

L'utilisateur a reconnu la forme après avoir utilisé une stratégie de balayage de l'écran et a déclaré que le son et la vibration lui permettaient de définir les limites de cette forme.

Bien qu'il ne s'agisse pas d'un résultat mais plutôt d'une première étape de co-conception, ce test montre bien qu'une vibration et un son non localisés en un point précis de l'espace d'exploration (i.e toute la tablette vibre et sonne) entraine une perception en un point donné : celui du contact du doigt. Ce constat permet donc d'envisager l'exploration mono-digitale de formes plus complexes.

C. La perception d'une configuration géographique

Dans une seconde étape de co-conception, nous proposons une configuration géographique composée de 4 villes à l'échelle 1:100000 (1cm vaut 1km). Dans cette région inconnue de l'utilisateur non-voyant, les villes sont représentées par des cercles d'1cm de diamètre autour du centre ville. Lorsqu'un doigt entre à l'intérieur de ce cercle, l'annonce vocale du nom de la ville est déclenchée et accompagnée d'une vibration continue. Cette vibration ne stoppe que lorsque le doigt sort du disque (*cf.* Fig. 4).

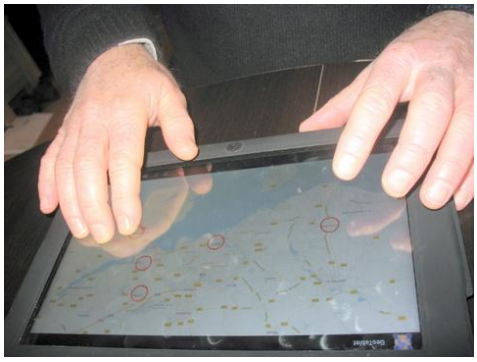


Fig. 4. Exploration d'une carte présentant 4 villes autour de Rennes. Lors du contact avec le doigt, les noms des villes sont annoncés vocalement et une vibration continue est déclenchée.

Après une exploration de 4 minutes et 1 seconde, dont 3 minutes 23 de « stratégie de la grille » [21] avec un seul doigt, notre testeur a trouvé 4 villes. Ensuite, 38 secondes de « stratégie du point de référence » [22] ont été nécessaires pour les mémoriser. Il dessine alors la configuration perçue sur une feuille de papier à dessin en relief (*cf.* Fig. 5).

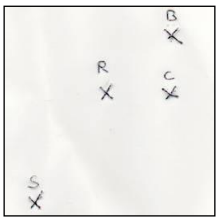


Fig. 5. Après l'exploration, l'utilisateur non-voyant dessine la configuration qu'il a mémorisée sur du papier relief (nous avons annoté les croix avec des lettres).

Afin d'évaluer la précision de cette représentation graphique, nous avons superposé le dessin de l'utilisateur avec la carte de façon à obtenir les coordonnées géographiques des villes dessinées. Ensuite l'utilisation d'une régression bidimensionnelle (Friedman & Kohler, 2003) nous a permis d'obtenir un indice de ressemblance de 0.95 entre la configuration explorée et la configuration dessinée (0 = différent; 1 = identique). A l'aide d'une grille déformable, Une représentation graphique nous permet de visualiser les erreurs réalisées d'une façon plus qualitative (*cf.* Fig.6).

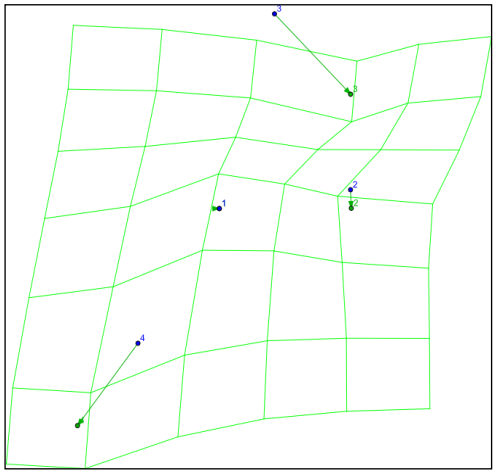


Fig.6. Les points bleus représentent les positions courantes des villes. Les points verts représentent les positions des villes dessinées. Les flèches indiquent la translation entre les deux configurations. La grille déformée est une représentation de la distorsion mentale de l'espace géographique mémorisé par l'utilisateur.

Nous voyons en effet une dilatation de la partie sud-ouest de la carte contre une constriction de la partie nord-est de celle-ci.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Bien que cette application ainsi que les tests qui l'accompagnent soient loin d'être aboutis, cette étude préliminaire vise à présenter les premiers retours d'une méthode de co-conception avec l'utilisateur final. Ainsi, en l'espace de quelques semaines nous avons réalisé deux constats importants.

Tout d'abord, une personne non-voyante semble parvenir à construire une représentation mentale d'un espace cartographique non tangible où les artefacts vibratoires et vocaux ne sont pas véritablement

localisés (vibration de toute la tablette tactile/sortie audio non spatialisée). Dans le cas inverse la reproduction graphique n'aurait pas été possible.

Ensuite, l'utilisateur a particulièrement insisté sur l'intérêt de la gestion des contacts multiples. En effet, le temps d'exploration observé lors de ce premier test d'usage cartographique en l'absence de vision montre un délai particulièrement long pour trouver les éléments de la carte. Ce délai mériterait d'être comparé avec celui d'une carte en relief papier de configuration semblable. Sur ce point, l'avis de l'utilisateur influence tout particulièrement les spécifications de l'application dans le sens où nous pensions réserver le multi-contact pour des interactions telles que les changements d'échelle ou de zone. Cependant, force est de constater que les tâches d'exploration requiert d'ores et déjà la gestion de contacts multiples. Ainsi, il nous faudra trouver d'autres types d'interaction pour la navigation entre vues (i.e. Zoom, glissement de carte, etc.) et l'interaction avec l'application (i.e. Accès au menu, etc.).

Bien qu'à un stade préliminaire de notre travail, nous souhaitons recueillir les avis de la communauté du handicap pour améliorer notre méthode de co-conception d'une part, et faire évoluer nos modes d'interaction d'autre part.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] Observatoire Régional de la santé des pays de la loire. La population en situation de handicap visuel en France. Importance, caractéristiques, incapacités fonctionnelles et difficultés sociales. Observatoire régional de la santé des Pays de la Loire. Juillet 2005.

[2] J. Leonard and R. Newman "Spatial orientation in the blind", *Nature*, 215(5108):1413_1414, 1967.

[3] P. Thorndyke and B. Hayes-Roth. "Differences in spatial knowledge acquired from maps and navigation", *Cognitive Psychology*, 14:560_589, 1982.

[4] M. Espinosa, S. Ungar, E. Ochaíta, M. Blades and C. Spencer. "Comparing methods for introducing blind and visually impaired people to unfamiliar urban environments", *Journal of Environmental Psychology*, 18(3):277_287, 1998.

[5] S. Ungar, M. Blades, C. Spencer and K. Morsely. "Can Visually Impaired Children Use Tactile Maps to Estimate Directions?" *Journal of Visual Impairment and Blindness*, 88:221_33,1994.

[6] D. Jacobson. "Cognitive mapping without sight : Four preliminary studies of spatial learning", Journal of Environmental Psychology, 18:189_305, 1998.

[7] D. Picard and R. Pry. "Does knowledge of spatial configuration in adults with visual impairment improve with tactile exposure to a small-scale model of their urban environment?", *Journal of visual impairment and Blindness*, 103:199_209, 2009.

[8] L. S. Vygotsky. "Mind of society". Cambridge. 1930

[9] Y. Hatwell et F. Martinez-Sarocchi. "La lecture tactile des cartes et dessins, l'accès des aveugles aux oeuvres d'art. In Y., H., A., S. et E., G., (Editeurs.) : Toucher pour Connaître. psychologie cognitive de la perception tactile manuelle, 267_286. Paris : PUF, 2000.

[10] J. Rowell et S. Ungar. "The world of touch : an international survey of tactile maps. Part 1 : production". *British Journal of Visual Impairment*, 21:98_104, 2003.

[11] G. Jansson, H. Petrie, C. Colwell, D. Kornbrot, J. Fanger, H. Konig, K. Billberger. "Haptic virtual environment for blind people exploratory experiments with two devices", *The International Journal of Virtual Reality*, 4:10_20. 2000.

[12] T. Gutierrez. "Enhanced network accessibility for the blind and visually impaired". Rapport technique, Labein, Madrid. 2005.

[13] J. Miele, S. Landau and D. Gilden. "Talking TMAP: automated generation of audio-tactile maps using Smith-Kettlewell's TMAP software", *The British Journal of Visual Impairment*, 24:2, 93-100, 2006.

[14] C. Magnusson and K. Rassmus-Gröhn, "A Dynamic Haptic-Audio Traffic Environment" *Eurohaptics*, 5_7, 2004.

[15] C. Magnusson, T. Gutierrez and K. Rassmus-Gröhn. "Test of pan and zoom tools in visual and non-visual audio haptic environments", *International Conference on Enactive Interfaces*, Grenoble, France. 2007

[16] M. Simonnet, S. Vieilledent, D. Jacobson and J. Tisseau. "Tactile maps and haptic digital representations of a maritime environment", *Journal of Visual Impairment and Blindness*. 105, 222_234, 2011.

[17] http://www.Haptimap.org

[18] http://www.pocketnavigator.org

[19] http://openstreetmap.fr

[20] http://wheelmap.org

[21] E. Hill and Ponder, P. "Orientation and Mobility Techniques : A Guide for the Practitioner", *American Foundation for the Blind*, 1976

[22] J.-M. Tellevik. "Influence of Spatial Exploration Patterns on Cognitive Mapping by Blindfolded Sighted Persons", *Journal of Visual Impairment and Blindness*, 86:221_224, 1992.

[23] A. Friedman and B. Kohler. "Bidimensional regression : Assessing the configural similarity and accuracy of cognitive maps and other two-dimensional data sets", *Psychological Methods*, 8:468_491, 2003.

Session 2

Jeux sérieux, accessibilité numérique

Présidents de session : Dominique Archambault, Sébastien Aupetit

Jeux sérieux adaptatifs pour la rééducation des troubles cognitifs

Karim Sehaba[12], Aarij Mahmood Hussaan[13]
[1]Université de Lyon
[2]Université de Lyon 2, LIRIS. UMR5205, F-69679, France
karim.sehaba@liris.cnrs.fr
[3]Université de Lyon 1, LIRIS. UMR5205, F-69622, France
Aarij-mahmood.hussaan@liris.cnrs.fr

Résumé :

Ce travail de recherche s'inscrit dans le cadre du projet CLES[1] (Cognitive Linguistic Elements Stimulations) dont l'objectif est de développer un jeu sérieux, accessible en ligne, pour l'évaluation et la rééducation des troubles cognitifs. Ce projet vise, d'une part, à réaliser pour chaque pathologie une brique logicielle qui soit ciblée sur une lacune bien précise tout en optimisant, à travers des techniques de jeux vidéo, leur ergonomie cognitive. D'autre part, il s'agit de développer un module permettant de générer des parcours de jeux personnalisés à chaque patient en l'orientant suivant ses difficultés et ses progrès. Les troubles cognitifs que nous considérons dans ce projet sont : la perception, l'attention, la mémoire, le langage oral, le langage écrit, le raisonnement logique, le visuo-spatial et des compétences transversales.

Dans cet article, nous nous intéressons plus particulièrement au générateur de parcours. Il s'agit de proposer un système intelligent permettant de générer des scénarios d'apprentissage en tenant compte du profil de l'utilisateur, ses objectifs thérapeutiques et ses traces d'interaction. Par scénario, nous entendons une série d'activités éducatives, sous forme de jeux, permettant à l'utilisateur d'atteindre un ou plusieurs objectifs thérapeutiques.

Cet article est organisé comme suite : après un positionnement et une brève description du projet CLES dans lequel se situe notre travail, nous présenterons l'architecture générale de notre système. Il s'agit de présenter les modèles de connaissances et le principe de fonctionnement du générateur de scénarios. Ensuite, nous présenterons le protocole d'évaluation que nous proposons pour valider notre générateur ainsi que les résultats d'une expérimentation que nous avons menée avec un expert orthophoniste.

I. PREAMBULE

L'évaluation et la rééducation des troubles cognitifs ont fait l'objet de plusieurs travaux de recherche. Ces travaux, généralement basés sur des tests cliniques, portent sur différentes fonctions cognitives telles que la mémoire de travail [1], l'attention [2], la perception auditive [3], le langage oral et écrit [4], etc. Avec l'avènement de l'informatique, se sont développés des solutions numériques de remédiation cognitive et linguistique. Ainsi, les auteurs dans [5] utilisent un système de réalité virtuelle pour le traitement des personnes atteintes de claustrophobie. LAGUNTXO [6] est un système d'apprentissage à base de règles dont l'objectif est de faciliter l'intégration des personnes en situation de handicap cognitif dans les environnements de travail. Tutor Informatico [7] est un système destiné aux personnes souffrant du syndrome de Down. Ce système, basé sur les nouvelles technologies mobiles, permet d'aider ces personnes à surmonter leur handicap et à acquérir davantage d'autonomie. [8] propose un système à base de jeux ludo-éducatifs pour l'aide à la structuration des enfants autistes. [9] présente un environnement d'apprentissage à distance destiné aux personnes avec des besoins spécifiques.

Ces systèmes ont l'avantage d'être plus flexibles et facilement accessibles. Ils permettent également d'enregistrer les traces des utilisateurs, ce qui permet aux praticiens de suivre les réalisations et l'évolution de leurs patients [10]. Cependant, la plupart de ces systèmes ne s'adaptent pas aux spécificités et besoins de chaque utilisateur. Cette adaptation est particulièrement importante dans la mesure où les utilisateurs n'ont pas les mêmes compétences, capacités ou préférences.

L'objectif de notre travail est de développer un jeu sérieux adaptatif pour la rééducation et la stimulation cognitive. Ce jeu, accessible en ligne, est destiné aux

[1] http://liris.cnrs.fr/cles

enfants et aux adolescents. Dans ce cadre, nous nous intéressons dans cet article à la génération adaptative des scénarios éducatifs. Il s'agit de proposer un système permettant de générer des scénarios adaptés à chaque utilisateur en tenant compte de ses compétences, ses capacités et ses besoins spécifiques. Un scénario est une série d'activités, sous forme de jeux éducatifs, permettant à l'utilisateur d'atteindre un ou plusieurs objectifs thérapeutiques. Ce système se veut générique et extensible. Pour cela, nous proposons :

- d'organiser les connaissances du domaine en trois couches : concepts du domaine, ressources éducatifs et/ou thérapeutiques et ressources de jeu ;
- de considérer les traces d'interaction comme sources de connaissances que le système pourra utiliser pour mettre à jour le profil de l'utilisateur et les connaissances du domaine. Une trace [11] est définie comme un historique des actions de l'utilisateur collectées en temps réel à partir de son interaction avec le système informatique.

Dans la section suivante, nous présentons le projet CLES dans lequel se situe notre travail.

II. PROJET CLES

CLES[2] comme *Cognitive Linguistic Elements Stimulations* est un projet soutenu par le pôle de compétitivité Imaginove et financé par le ministère en réponse au 8ème appel à projets FUI "Serious gaming" et Web 2.0. Ce projet est mené par l'équipe SILEX[3] du laboratoire LIRIS en partenariat avec la société GERIP[4] spécialisée dans le développement des logiciels ludo-éducatifs pour la rééducation des fonctions cognitives et linguistiques, et les laboratoires EMC[5] et LUTIN spécialisés respectivement dans l'étude des mécanismes cognitifs et l'étude des usages en technologies d'information numérique. L'objectif général de ce projet est de développer un jeu sérieux permettant l'évaluation et la rééducation de huit fonctions cognitives [12] : la perception, l'attention, la mémoire, le langage oral, le langage écrit, le raisonnement logique, le visuo-spatial et des compétences transversales.

Le jeu sérieux développé dans le cadre de ce projet, appelé *Tom O'connor et la statuette sacrée*, est un jeu d'aventure. Le protagoniste de ce jeu est un personnage nommé *Tom* dont la tâche est de chercher une statuette sacrée dans un manoir. En fonction des sessions, ce personnage est placé dans plusieurs pièces du manoir. Comme le montre la figure 2, chaque pièce contient plusieurs objets (chaise, bureau, écran, etc.). Derrière certains de ces objets se cachent des défis sous-forme de mini-jeux. L'utilisateur doit interagir avec ces objets pour lancer ces mini-jeux. Pour accéder à d'autres pièces et avancer dans le jeu, l'utilisateur doit lancer tous les mini-jeux de la pièce.

Fig.1 : Exemple d'un mini-jeu sur la mémoire.

La figure 1 montre l'interface d'un mini-jeu sur la mémoire. Comme le montre cette figure, ce jeu affiche une série d'images que l'utilisateur doit mémoriser. Après un laps de temps, les images disparaissent, l'utilisateur est alors invité à les sélectionner parmi plusieurs propositions. Ce jeu dispose de plusieurs paramètres : le nombre d'images à mémoriser et leur complexité, la durée d'affichage de ces images, le nombre de propositions et le temps de réponse de l'utilisateur. Ces paramètres permettent de régler le niveau de difficulté du jeu en fonction des capacités et des besoins de chaque utilisateur.

Ainsi, pour chacune des huit fonctions cognitives, nous avons une douzaine de jeux, et pour chaque jeu nous avons neuf niveaux de difficulté. Le rôle du générateur de parcours est de sélectionner, en fonction du profil de l'utilisateur, ses traces d'interaction et les objectifs thérapeutiques de la session, les mini-jeux et leur niveau de difficulté, puis de les mettre en relations avec les objets des différentes pièces du manoir.

III. ARCHITECTURE GENERALE

Dans cette section, nous présentons l'architecture générale du système que nous proposons. Rappelons que ce dernier permet de personnaliser les parcours de jeux en les adaptant aux profils et besoins spécifiques des utilisateurs. Cette architecture se veut générique dans le sens où elle est indépendante du domaine d'application et pourra donc être appliquée à n'importe quel jeu sérieux.

Après avoir présenté le modèle de représentation des connaissances, nous présenterons le principe du générateur que nous avons développé. Afin d'illustrer nos propos, nous nous appuierons sur le contexte applicatif du projet CLES.

A. Représentation des connaissances

[2] http://liris.cnrs.fr/cles/
[3] http://liris.cnrs.fr/silex
[4] http://www.gerip.com/
[5] http://recherche.univ-lyon2.fr/emc/

Comme le montre la figure 2, l'architecture du système que nous proposons permet d'organiser les connaissances en trois couches, à savoir : les concepts du domaine, les ressources pédagogiques et les ressources de jeu. Cette organisation permet de faire évoluer les éléments d'une couche donnée sans remettre en cause les éléments d'une autre couche. Egalement, elle permet de mettre en relation les mêmes connaissances du domaine avec différents jeux.

Comme son nom l'indique, la première couche contient les concepts du domaine. Ces derniers sont organisés sous forme d'un graphe sans cycle où les nœuds du graphe correspondent aux concepts, et les liens entre les nœuds correspondent aux relations entre concepts. Chaque concept est caractérisé par un identifiant unique et un ensemble de propriétés (nom, description, auteur, etc.) et chaque relation est caractérisée par son concept source, ses concepts cibles, un ensemble de propriétés et une fonction permettant de propager l'information dans le graphe afin de mettre à jour le profil de l'utilisateur. Ce dernier est représenté par un ensemble de propriétés de la forme « attribut, valeur » où chaque attribut correspond à un concept du domaine et sa valeur correspond à la compétence de l'utilisateur concernant ce concept.

Dans le cadre du projet CLES, nous avons créé pour chacune des huit fonctions cognitives un super concept, et pour chacune des sous-fonctions un sous-concept. Nous avons également créé plusieurs types de relations [13]. Pour l'exemple, nous présentons deux relations :

- *Fait-partie* ($x, y_1 \ldots y_n$) : indique que les concepts cibles $y_1, y_2, \ldots y_n$ sont des sous-concepts du super concept x. Par exemple, *Fait-partie (Perception, perception-auditive, perception-visuelle)*.
- *Pré-requis* (x,y) : indique que pour apprendre le concept x il est nécessaire d'avoir une connaissance suffisante du concept y. Par exemple, *Pré-requis (perception, langage oral)*.

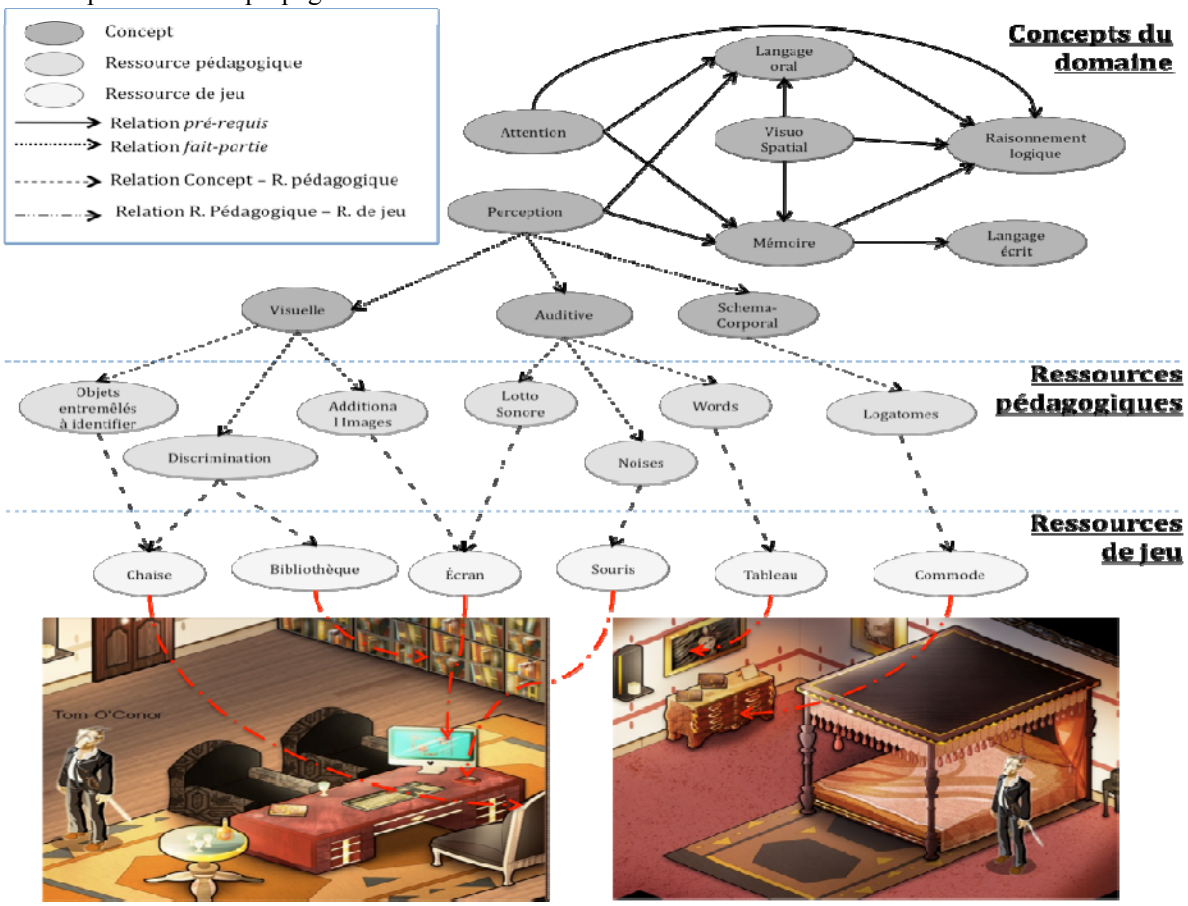


Fig.2 : Représentation des connaissances

La deuxième couche contient les ressources pédagogiques. D'une manière générale, une ressource pédagogique est une entité utilisée dans un processus d'enseignement, de formation ou d'apprentissage permettant de véhiculer, de transmettre ou d'appréhender des concepts pédagogiques. Les

ressources peuvent être de différentes natures : une définition d'un concept, un exemple, un exercice, des qcm, etc. Formellement, chaque ressource pédagogique est définie par un identifiant unique, un type, des paramètres, une fonction d'évaluation et un ensemble de caractéristiques (nom de la ressource, son auteur, sa description, etc.). Comme le montre la figure 2, chaque ressource pédagogique peut être en relation avec un ou plusieurs concepts du domaine. Cette relation exprime que la ressource en question permet d'appréhender le concept avec lequel elle est liée.

Dans le cadre du projet CLES, la couche des ressources pédagogiques contient les mini-jeux. Dans la section II, nous avons présenté un exemple d'un mini-jeu sur la mémoire et ses paramètres.

La troisième et dernière couche contient les ressources de jeux. Il s'agit des objets statiques ou munis de comportement interactif ou pro-actif. Dans notre modèle, nous ne considérons que les ressources de jeu en relation avec les ressources pédagogiques. Formellement, chaque ressource de jeu est définie par un identifiant, des relations avec les ressources pédagogiques avec lesquelles elle est liée et un ensemble de caractéristiques. Dans le cadre du projet CLES, les ressources sont les objets du jeu sérieux derrières lesquelles se cachent les mini-jeux.

B. Principe du générateur de scénarios

Le processus de génération suit les étapes suivantes : Dans premier temps, l'expert du domaine alimente le système par les connaissances du domaine et des profils utilisateurs (dans certains domaines d'application, le profil peut être défini par l'utilisateur lui-même). Les modèles de ces derniers ont été présentés dans la sous-section précédente. Durant chaque session, l'utilisateur sélectionne les objectifs qu'il souhaite atteindre. Il s'agit d'un certain nombre de concepts cibles parmi l'ensemble des concepts de la première couche. En fonction de ces objectifs et du profil de l'utilisateur, le générateur crée un scénario conceptuel. Il s'agit de sélectionner les concepts qui permettent de satisfaire les objectifs de la session. Cette sélection dépend des types de relation entre les concepts. En effet, nous avons défini pour chaque **type de relation**, **une stratégie de sélection**. Par exemple, si l'utilisateur a choisi le concept cible A et que ce dernier est en relation de *pré-requis* avec un autre concept B (pré-requis (A,B)), alors le générateur va vérifier si l'utilisateur dispose des compétences suffisantes concernant le concept B. Si ce n'est pas le cas, le générateur va ajouter le concept B dans le scénario conceptuel.

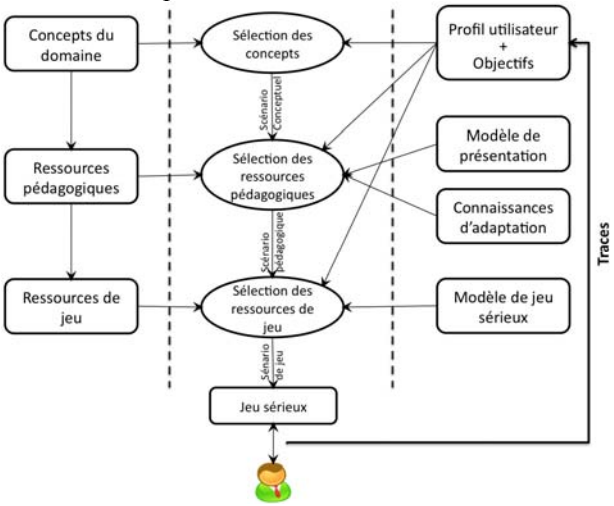


Fig.3 : Principe du générateur de scénarios

Le scénario conceptuel est, ensuite, envoyé au module « générateur de scénarios pédagogiques ». Le rôle de ce module est de sélectionner pour chaque concept du scénario conceptuel une ressource pédagogique appropriée en tenant compte du *module de présentation*, des *connaissances d'adaptation* et du profil de l'utilisateur. Le rôle du module de présentation est d'organiser les ressources pédagogiques. Il s'agit de définir l'enchainement des différents types d'activités pédagogiques en fonction de leur rôle. Les connaissances d'adaptation permettent de fixer les niveaux de difficulté des ressources pédagogiques en utilisant un système à base de règles. Le scénario pédagogique est, ensuite, envoyé au module «générateur de scénarios de jeu». Le rôle de ce module est d'associer à chaque ressource pédagogique une ou plusieurs ressources de jeu en se basant sur le modèle du jeu sérieux.

Durant l'interaction entre l'utilisateur et le jeu, toutes les actions de l'utilisateur sur les objets du jeu sérieux et sur les mini-jeux sont stockées dans des traces. Ces traces vont permettre aux systèmes de faire évoluer le profil de l'utilisateur en fonction de ses performances.

IV. EXPERIMENTATION ET RESULTATS

Dans cette section, nous décrivons le protocole d'évaluation que nous avons défini pour valider notre générateur. Ensuite, nous présenterons les résultats d'une expérimentation que nous avons menée avec un expert orthophoniste.

C. Protocole d'évaluation

Dans le cadre du projet CLES, l'objectif de l'évaluation est de déterminer si :

- le générateur de scénarios fonctionne correctement. Plus précisément, il s'agit de valider les stratégies de sélection que nous avons définies pour les différents types de relation.
- les connaissances que nous avons introduites dans le système sont correctes.

Pour cela, notre protocole d'évaluation est basé sur une méthode comparative qui consiste à comparer, pour les mêmes profils et objectifs, les scénarios crées manuellement par l'expert avec les scénarios générés par notre système. Cette évaluation a été menée avec un expert orthophoniste, partenaire du projet CLES.

Nous avons limité notre étude à la comparaison des scénarios conceptuels et pédagogiques. Les scénarios du jeu sérieux n'ont pas été considérés, car l'association des ressources pédagogiques avec les objets du jeu est faite d'une manière arbitraire.

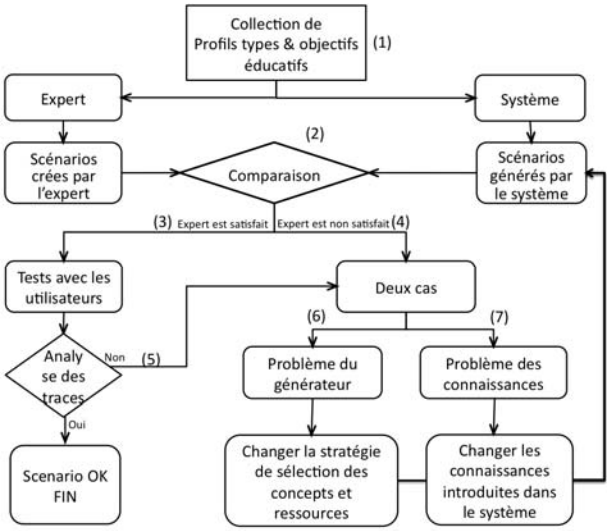


Fig.4 : Protocole d'évaluation.

La figure 4 montre les différentes étapes du protocole d'évaluation. Dans un premier temps, (1) l'expert définit un certain nombre de profils types et fixe pour chacun de ces profils un certain nombre d'objectifs éducatifs. Ensuite, pour chacun de ces cas, l'expert crée manuellement un scénario (conceptuel et pédagogique). Ce dernier sera ensuite comparé, par l'expert, avec le scénario généré par le système. Durant cette étape de comparaison (2), l'expert est filmé et est invité à verbaliser ses pensées.

A l'issue de cette comparaison, deux cas se présentent : soit l'expert estime que les scénarios sont similaires, soit il les juge différents. Dans le premier cas (3), le protocole prévoit une évaluation du générateur avec des utilisateurs. L'intérêt de cette évaluation est de déterminer, à partir de l'analyse des traces, si les scénarios générés par le système sont adaptés aux profils des utilisateurs. Dans le cas où l'expert juge les scenarios différents, on modifie les stratégies de sélection des concepts et/ou les connaissances du domaine, puis on réitère le protocole jusqu'à ce que les scénarios soient similaires.

D. Expérimentation et résultats

Avec l'aide de l'expert, nous avons défini les connaissances du projet CLES. Pour la couche concepts du domaine, nous avons crée 40 concepts et 44 relations. Pour la couche ressources pédagogiques, nous avons développé 85 mini-jeux. Ensuite, nous avons crée douze profils :

	Sans déficience	Déficience de la perception	Déficience de la mémoire	Déficience du langage écrit
8 ans	Profil 1	Profil 2	Profil 3	Profil 4
12 ans	Profil 5	Profil 6	Profil 7	Profil 8
14 ans	Profil 9	Profil 10	Profil 11	Profil 12

Tab.1 : Profils pour l'évaluation

Pour chacun de ces 12 profils, l'expert a défini les valeurs des différents concepts et a fixé certains objectifs thérapeutiques. Ensuite, nous avons introduit ces profils dans le système, puis généré pour chaque cas (profil + objectif) un scénario. En parallèle, l'expert a crée manuellement pour chacun de ces cas un scénario. Ensuite, nous avons demandé à l'expert de comparer les deux types de scénarios.

Durant toute l'expérimentation, l'expert a été filmé afin d'analyser ses réalisations a posteriori. Ainsi, nous avons analysé environ 2 heures de vidéo. Cette analyse a été effectuée en utilisant Advene[6] et nous a permis de détecter quelques erreurs et sur les connaissances et sur le générateur.

Concernant les connaissances du domaine, nous avons ajouté un nouveau concept, 5 relations entre concepts et un nouveau type de relation. Concernant le fonctionnement du générateur, le niveau de difficulté de certains mini-jeux issus du générateur ne correspondait pas au niveau des mini-jeux fixé par l'expert. L'origine de cette erreur venait du fait que l'algorithme adopté par le générateur ne prenait en compte que le profil de l'utilisateur pour fixer ce niveau alors que l'expert prenait en compte *l'écart* entre le profil et les objectifs de la session.

[6] Advene (http://liris.cnrs.fr/advene/) est un outil d'analyse vidéo à base d'annotations.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Ce travail de recherche s'inscrit dans le cadre du projet CLES dont l'objectif est de développer un jeu sérieux adaptatif pour l'évaluation et la rééducation des troubles cognitifs. Dans cet article, nous avons présenté un système permettant de personnaliser le parcours de jeux à chaque patient suivant ses capacités et ses compétences. L'architecture de ce système organise les connaissances en trois couches : concepts du domaine, ressources pédagogiques et ressources de jeux. Cette architecture permet au système d'être utilisé dans différents domaines d'application et différents jeux sérieux.

Afin de valider notre système, nous avons proposé un protocole d'évaluation qui permet de comparer, pour les mêmes cas, les scénarios générés par le système avec les scénarios créés par l'expert du domaine. Ce protocole a été mis en œuvre avec un expert orthophoniste dans une expérimentation qui nous a permis de valider les connaissances du domaine du projet CLES et le fonctionnement du générateur de scénarios. Les difficultés que nous avons rencontrées portaient sur la détermination de l'origine des erreurs lors que l'expert trouvait les deux types de scénarios (expert/système) différents : s'agit-il d'un problème au niveau des connaissances du domaine, de la stratégie adoptée par le générateur ou les deux à la fois. Pour contourner cette difficulté, nous avons étudié les trois possibilités à chaque fois que la question était posée.

Pour compléter la mise en œuvre du protocole d'évaluation, nous comptons tester, dans nos travaux futurs, notre générateur avec les utilisateurs du jeu *Tom O'connor* afin de déterminer l'efficacité thérapeutique de ce jeu sérieux.

I. REMERCIEMENT

Les auteurs remercient Mr. Revy Philippe, expert orthophoniste et responsable de la société Gerip.

II. BIBLIOGRAPHIE

[1] A. Diamond and P.S. Goldman-Rakic, "Comparison of human infants and rhesus monkeys on Piagets AB task: Evidence for dependence on dorsolateral prefrontal cortex," Experimental Brain Research, vol. 74, 1989, p. 24–40.

[2] T. Manly, V. Anderson, and I. Nimmo-Smith, "The differential assessment of children's attention: The Test of Everyday Attention for Children (TEA-Ch), normative sample and ADHD performance," Journal of Child Psychology and Psychiatry, vol. 42, Nov. 2001, pp. 1065-1081.

[3] M. Mody, M. Studdert-Kennedy, and S. Brady, "Speech perception deficits in poor readers: auditory processing or phonological coding?," Journal of experimental child psychology, vol. 64, Feb. 1997, pp. 199-231.

[4] Broomfield, J and Dodd, B (2004) Children with speech and language disability: caseload characteristics. International Journal of Language & Communication Disorders, 39 3: 303-324.

[5] C. Botella, R. Banos, H. Villa, C. Perpina, and a Garciapalacios, "Virtual reality in the treatment of claustrophobic fear: A controlled, multiple-baseline design*," Behavior Therapy, vol.31, 2000, pp. 583-595.

[6] A. Conde, K. de Ipiña, M. Larrañaga, N. Garay-Vitoria, E. Irigoyen, A. Ezeiza, and J. Rubio, "LAGUNTXO: a rule-based intelligent tutoring system oriented to people with intellectual disabilities," Visioning and Engineering the Knowledge Society. A Web Science Perspective, 2009, p. 186–195.

[7] E. Campos, A. Granados, S. Jiménez, and J. Garrido, "Tutor Informatico: Increasing the Selfteaching in Down Syndrome People," Computers Helping People with Special Needs, 2004, p. 629–629.

[8] K. Sehaba, P. Estraillier, D. Lambert. Interactive Educational Games for Autistic Children with Agent-Based System. 4th International Conference on Entertainment Computing (ICEC'05), number 3711 in Lecture Notes in Computer Science (LNCS), pages 422–432, Springer. September 2005, Sanda, Japan.

[9] L. Parfitt, J. Jo, and A. Nguyen, "Multimedia in Distance Learning for Tertiary Students With Special Needs," ASCILITE, Australasian Society for Computers in Learning in Tertiary Education, Citeseer, 1998, p. 561–569.

[10] K. Sehaba. Exécution adaptative par observation et analyse de comportements: Application à des logiciels interactifs pour des enfants autistes. Thèse de doctorant en Informatique. Université de La Rochelle, L3i. 2005

[11] D. Clauzel, K. Sehaba. Y. Prié. Enhancing synchronous collaboration by using interactive visualisation of modelled traces. Simulation Modelling Practice and Theory Journal. 19(1): 84-97. 2011.

[12] A.M. Hussaan, K. Sehaba, A. Mille. Helping Children with Cognitive Disabilities through Serious Games: Project CLES. Dans The 13th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility, ASSETS 2011, Dundee, Scotland. 2011.

[13] A.M. Hussaan, K. Sehaba, A. Mille. Tailoring Serious Games with Adaptive Pedagogical Scenarios : A Serious Game for persons with cognitive disabilities. The 11th IEEE International Conference on Advanced Learning Technologies, Athens, USA. 2011.

Conception de jeux thérapeutiques pour seniors: l'exemple du Village aux Oiseaux

Stéphanie Mader, Jérôme Dupire, Emmanuel Guardiola, Stéphane Natkin
Centre d'Étude et de Recherche
en Informatique et Communications
Conservatoire National des Arts et Métiers
292, rue Saint Martin, 75003 Paris, France
{stephanie.mader, dupire, emmanuel.guardiola, natkin}@cnam.fr

***Abstract*—Dans cet article, nous présentons la méthode que nous avons suivie lors de la conception du jeu sérieux thérapeutique *(Serious Game)* "Le Village aux Oiseaux". Ce jeu a pour objectif de stimuler l'attention de patients présentant les premiers symptômes de la maladie Alzheimer, en s'appuyant sur un gameplay de jeu de tir en vue subjective. Notre démarche porte sur l'adaptation, pour une cible senior, de ce type de jeu habituellement conçu pour des joueurs masculins, adolescents ou jeunes adultes. Peu d'études existent sur les usages des seniors vis à vis des jeux vidéo, ce qui rendait ce travail de conception original et délicat.**

I. Introduction

Dans cette étude, nous présentons la méthode utilisée durant la conception du *Village aux Oiseaux*, un jeu thérapeutique à destination de seniors aux premiers stades de la maladie Alzheimer. La dualité propre aux *serious games* rend le *Village aux Oiseaux* particulièrement intéressant à étudier. En effet, nous souhaitions concevoir un jeu dont les aspects ludiques et ergonomiques soient pertinents vis-à-vis de sa population cible, tout en intégrant de manière fine les intentions thérapeutiques à l'origine du projet. L'absence de données sur la cible du jeu a compliqué la phase de *Game Design*. Nous avons donc dû formuler nos hypothèses sur la base de nos propres intuition et expérience, ce qui amène naturellement la question de leur validité. D'un point de vue général, tout *Game Designer* de jeu thérapeutique peut être confronté à cette problématique et c'est pourquoi nous présentons ici un retour d'expérience sur la conception du *Village aux Oiseaux*.

Après un court état de l'art, nous étudierons comment les *Game Designers* ont formulé leurs hypothèses de travail pour créer des mécaniques ludiques accessibles et motivantes pour un public senior. Nous présenterons ensuite les résultats d'une expérimentation conduite sur 18 seniors valides et autonomes, dans le but d'étudier la validité de ces hypothèses. Nous conclurons cette étude par une discussion sur les résultats de l'expérimentation et la généralisation de notre démarche.

II. Etat de l'art

Les jeux de réhabilitation, ou jeux thérapeutiques, appartiennent à la catégorie des *Games4Health*[1], qui sont des *Serious Games*[2] visant le marché santé [1] [2]. Plusieurs définitions du jeu sérieux existent [1]. Toutes s'accordent cependant sur le fait qu'un jeu sérieux possède un objectif au-delà du divertissement [1] [2] [3] [4]. Dans leur article proposant une taxonomie des jeux santé, Alvarez et Djaouti proposent ainsi de modéliser le jeu sérieux par la relation suivante: *"Scénario utilitaire + scénario vidéoludique => Serious Game"* [2]. L'équilibre entre les deux aspects, utilitaire et ludique, doit être respecté pour maximiser l'efficacité d'un jeu sérieux.

Dans un jeu thérapeutique, les aspects ludiques sont primordiaux, dans la mesure où ils permettent de construire et maintenir la motivation des patients [5]–[10]. En effet, lors d'une thérapie, la principale difficulté rencontrée par les praticiens est l'inobservance du patient [5] [6] [11]. Dans le cas des traitements médicamenteux, l'inobservance du patient peut être expliquée par l'existance d'effets secondaires génants [6]. Dans les traitements non-médicamenteux, le problème vient souvent de la nature des activités thérapeutiques proposées, comme Burke et al. [7] le résument : *"Les patients victimes d'une attaque cérébrale rapportent que les activités de réhabilitation traditionnelles peuvent être banales et ennuyeuses à cause de leur nature répétitive."*[3]. Le jeu sérieux thérapeutique se positionne donc comme un substitut à ces activités classiques peu engageantes.

Les seniors semblent être nombreux à jouer, comme le montrent l'*Information Solutions Group* [12] dans leur étude portant sur les joueurs de *Social Game*[4] aux Etats-Unis et en Angleterre. En effet, cette étude montre que les personnes âgées de 60 ans et plus représentent environ 16% des 180 millions de joueurs de *Social Games* (20% US, 7% UK). L'*Essential Facts About the Computer and Video Game Industry; 2011 Sales, Demographics, and Usage data.* rapporte également que les personnes âgées de 50 ans et plus représentent 29% des joueurs [13]. Malgré l'importance de cette population de joueurs, une des principales difficultés dans la conception d'un jeu pour seniors provient du manque d'informations sur leurs intérêts et attentes envers le jeu vidéo.

[1] Jeux pour la santé ou jeux santé

[2] Nous utiliserons dans la suite de ce texte la traduction de jeu sérieux

[3] *"People with stroke commonly report that traditional rehabilitation tasks can be mundane and boring due to their repetitive nature."*

[4] Un *Social Game* est un jeu qui se joue principalement sur les réseaux sociaux.

Comme l'explique l'étude de Ijsselsteijn et al. [14], ces lacunes s'expliquent en partie du fait que l'industrie du jeu vidéo cible rarement les seniors. Les auteurs relèvent par ailleurs qu'à défaut de recommandations de conception, il existe de nombreuses recommandations d'ergonomie et d'accessibilité, mais que celles-ci ne sont pas suffisantes pour concevoir un jeu vidéo intéressant pour les seniors : *"CounterStrike avec une taille de police adaptable ne serait pas forcément une application majeure pour les utilisateurs seniors."*[5] [14]. Cette idée se retrouve aussi chez Whitcomb, qui, en étudiant de nombreuses expérimentations sur les seniors et le jeu vidéo, a constaté que la plupart des auteurs avaient développé spécifiquement des jeux vidéo ou adapté des jeux vidéo existants, car ils jugeaient ceux-ci trop rapides ou trop complexes pour les seniors [15].

III. Conception du *Village aux Oiseaux*

Le *Village aux Oiseaux* est un jeu pour la réhabilitation cognitive, qui s'adresse à des patients souffrant de la maladie Alzheimer. L'hypothèse médicale, à la base du projet du *Village aux Oiseaux*, est que la stimulation des réseaux attentionnels du patient permettrait de ralentir l'évolution des dégénérescences liées à la maladie. Dans le *Village aux Oiseaux*, le joueur incarne un photographe en reportage dans un petit village provençal menacé de destruction par un projet immobilier. Le joueur doit photographier certaines espèces d'oiseaux pour que le village obtienne le statut de réserve naturelle.

Fig. 1. Le Village aux Oiseaux

Les orientations initiales de la conception du *Village aux Oiseaux* s'appuient sur une étude de Green et Bavelier, dans laquelle les auteurs montrent que la pratique de jeux de tir en vue subjective améliore de nombreux aspects de l'attention visuelle [16]. Dans une étude de Dye, Green et Bavelier, les joueurs de jeux d'action présentent des réseaux attentionnels améliorés, leur permettant de réagir plus vite et plus efficacement que les non-joueurs [17].

[5] *Counterstrike with adjustable font size may not be the "killer application" for elderly users.*

Le *gameplay* du *Village aux Oiseaux* a donc été élaboré comme celui d'un jeu de tir en vue subjective, dans un environnement en 3 dimensions (3D). Cela implique, d'une part, que la mécanique principale consiste à viser une cible à l'écran et à presser un bouton pour la valider et, d'autre part, que l'environnement virtuel soit présenté au joueur comme s'il incarnait son avatar (fig 2). Cependant, les jeux de tir en

Fig. 2. Doom: un jeu de tir en vue subjective/à la première personne

vue subjective sont habituellement conçus pour une population de joueurs masculins adolescents ou jeunes adultes. Des adaptations sont donc nécessaires afin de rendre ce gameplay accessible et engageant pour des seniors [14]. Sur la base de nos intuitions et notre expérience, mais aussi d'une étude de la cible senior, nous avons élaboré différentes propositions. Tout d'abord, d'un point de vue mécanique et dans un souci de simplification des contôles, nous avons décidé de ne pas laisser le joueur contrôler le déplacement et l'orientation de son avatar. Ainsi, le *Village aux Oiseaux* s'apparente à une catégorie de jeux de tir en vue subjective appelée *rail shooter* (fig 3). Dans un *rail shooter*, le déplacement et la vue du personnage sont, à la manière d'une attraction de fête foraine, sur un rail prédéfini à l'avance par un *Level Designer*[6].

Fig. 3. Ghost Squad

Notre argument principal est que le déplacement et l'orientation de la vue du personnage, dans un environnement en 3D, sont des actions complexes. Ils nécessitent une bonne capacité d'orientation, de représentation spatiale et d'intégration des contrôles. Les seniors n'étant pas entraînés à ce type d'interaction, ils seraient confrontés à un temps d'apprentissage trop long avant de pouvoir manier le jeu vidéo. Cette situation pourrait alors rapidement favoriser l'échec et le rejet du jeu.

[6] Un Level Designer a pour rôle de concevoir les niveaux d'un jeu vidéo.

Le second argument est qu'en gardant uniquement le contrôle de la visée, le jeu sera accessible tout en gardant un environnement 3D qui devrait faciliter le transfert écologique de la thérapie. En effet, la visée étant un gameplay essentiellement 2D, le défi du joueur consiste à positionner son curseur sur la position x et y (relative à l'écran) de la cible. De plus, un rail shooter peut être joué avec un pistolet à miroir ou une manette de type Wiimote ou PSMove comme unique contrôleur de jeux, permettant une visée plus efficace et intuitive et donc plus rapidement agréable pour le joueur [18].

Le dernier argument concerne le contrôle de l'expérience de jeu. Ainsi, en contrôlant complètement le déplacement du personnage et ce qu'il regarde, il devient possible de moduler le rythme des niveaux, de manière à aider le joueur à rester attentif. Il est alors possible de rendre certaines séquences plus difficiles que d'autres et de mettre en place une narration précise au sein d'un niveau. En dernier lieu, il est aussi possible de permettre à un système d'adaptation automatique de modifier des paramètres comme la vitesse de déplacement de l'avatar, en fonction des profils spécifiques des joueurs.

Ce travail de conception s'est donc appuyé sur quatre hypothèses :

- Les seniors apprécient les jeux dans lesquels ils doivent viser une cible et la valider.
- Les seniors peuvent manipuler un matériel de type Wiimote car il s'apparente à une télécommande (forme, boutons).
- Les seniors s'adaptent rapidement à un dispositif de type Wiimote pour désigner un objet à l'écran.
- Les seniors ont des difficultés à déplacer le personnage et orienter la vue d'un avatar.

L'objectif de l'expérimentation présentée dans la section suivante est d'étudier la validité ces quatre hypothèses.

IV. Expérimentation

Cette expérimentation s'inspire des méthodes utilisées dans l'industrie du jeu vidéo. En effet, bien que le *Game Design* ne soit pas l'aboutissement d'une série d'étapes normalisées, les *playtests* demeurent une constante dans les processus de conception de jeux vidéo [19]. Les *playtests* consistent à confronter un joueur à un jeu en cours de développement. Selon les résultats d'observation et/ou de questionnaires, le *Game Designer* va définir ce qui doit être modifié dans le jeu. Dans le cadre de notre travail, ce type de test a été conduit avant le développement d'un premier prototype du *Village aux Oiseaux*. Pour cela, nous avons utilisé des jeux vidéo présentant de fortes similitudes avec les directions de conception énumérées précédemment. Conduire cette expérimentation très en amont des premiers développements nous a permis de confronter nos hypothèses de conception à une population d'utilisateurs potentiels du *Village aux Oiseaux*.

A. Méthodes

Les tests utilisateurs se sont déroulés durant l'été 2010 dans deux résidences privées, l'une médicalisée et l'autre non, sur des seniors valides et autonomes. Tous les jeux utilisés lors de ces tests sont des jeux commerciaux pour la console de salon Nintendo Wii et ont été joué en utilisant la manette Wiimote. Dans tous les jeux choisis, l'interaction principale consiste à viser un objet à l'écran, puis à le valider en pressant un bouton. Selon les jeux, cette validation déclenchait un tir, une photographie ou une sélection. Sur les 19 personnes testées, une seule personne avait déjà utilisé la console Wii et trois avaient déjà utilisé un PC. Un de nos testeurs n'a pas pu jouer à cause de problèmes de santé[7], nous l'avons donc exclu de nos données. 3 hommes et 15 femmes ont donc été testé. Une partie des participants étaient curieux et sont venus d'eux-mêmes. D'autres n'avaient pas spontanément envie de jouer et ont été invités à le faire. Chaque testeur a joué individuellement à l'un des quatre jeux sélectionnés pour cette expérimentation. Avant de jouer, chaque joueur a pu naviguer quelques minutes dans les menus de la Wii afin de s'habituer au dispositif de pointage. Des explications sur les objectifs du jeu et la manière de jouer leur ont été donné oralement. Les analyses proposées par jeux sont qualitatives, basées sur les observations de la gestuelle et des verbalisations des joueurs, ainsi que sur un entretien post-expérience. Nous avons aussi pu faire quelques analyses quantitatives sur les réponses données par les seniors durant l'entretien post-expérience.

B. WiiPlay - Champ de tir

Fig. 4. Wii Play - Champ de tir

Wii Play - Champ de tir est l'un des mini-jeux présent dans le jeu Wii Play (Nintendo - 2006). C'est un jeu en écran fixe dans lequel le joueur doit tirer sur des cibles pendant un temps limité. La session de jeu se découpe en 5 épreuves. Tout d'abord, le joueur doit tirer sur des ballons, puis sur des cibles fixes de différentes valeurs. La troisième épreuve consiste à tirer sur des disques lancés au loin et la quatrième sur une canette. Lors de la dernière épreuve, le joueur doit tirer sur des soucoupes volantes qui viennent kidnapper des personnages. Ce jeu possède un certaine profondeur *gameplay* par la présence d'un système de combo[8] et de canards bonus qui passent parfois à l'écran. *Wii Play - Champ de tir* a été choisi, d'une part, pour sa simplicité et, d'autre part, pour

[7]Cette personne, borgne de naissance, ne parvenait à voir le curseur de jeu. Celui-ci étant bleu sur un ciel bleu, l'ergonomie du jeu est aussi en cause dans son incapacité à jouer.

[8]Un système de combo permet au joueur d'améliorer son score en réalisant des enchaînements, par exemple le nombre de point qu'il reçoit peut être triplé s'il tire deux fois de suite sur des ballons de même couleur dans un temps limité.

les subtilités qu'il propose. Durant les tests, tous les joueurs ont compris qu'il fallait tirer sur les cibles pour gagner, mais aucun n'a compris les subtilités *gameplay*. Les testeurs n'ont pas vu qu'un score était affiché pendant et à la fin de la partie et n'ont donc pas pu constater comment il fonctionnait. En dernier lieu, ils ont tous trouvé le jeu difficile à cause de son rythme très élevé. Ils ont pourtant tous réussi à améliorer leur score en faisant une deuxième partie et ont tous reporté avoir pris du plaisir à jouer.

C. Wii Play - Find Mii

Fig. 5. Wii Play - Find Mii

Wii Play - Find Mii est un jeu en écran fixe dans lequel le joueur doit retrouver un ou plusieurs personnages dans une foule de personnages en un temps limité. Les objectifs sont textuels et proposent, par exemple, de retrouver un personnage étrange ou de trouver des jumeaux. Lorsque le joueur remplit l'objectif, il reçoit du temps supplémentaire et passe au niveau suivant. Ce jeu a été choisi afin de savoir si les seniors apprécient la recherche d'un élément particulier dans une foule d'éléments similaires. Durant les tests, nous avons pu constater que les objectifs textuels ne s'affichaient pas assez longtemps et n'étaient pas suffisamment clairs. Tous les testeurs ont dit avoir pris du plaisir à jouer, mais certains ont signalé qu'à partir d'un certain temps, le jeu pouvait devenir ennuyeux. Sur ce jeu, un testeur a souhaité arrêter, car la pression du temps, la possibilité de mise en échec et d'être jugé par le jeu l'avaient angoissé.

D. Rayman contre les lapins encore plus crétins

Rayman contre les lapins encore plus crétins (Ubisoft - 2007) contient de nombreux mini-jeux, dont des épreuves de *rail shooter*. Ainsi, la caméra virtuelle se déplace dans l'environnement 3D selon un chemin entièrement prédéfini. Le joueur, armé d'un lance-ventouse, doit tirer sur des cibles (les lapins) avant que ceux-ci ne lui tirent dessus. Avant de tirer une ventouse sur le joueur, les lapins s'animent de manière visible afin que le joueur puisse anticiper leur attaque. Si le joueur échoue, une ventouse vient se coller brièvement sur l'écran de jeu. Dans ce jeu, nous souhaitions voir si les mouvements de la caméra sur rail étaient perturbants et si les interactions avec les lapins étaient comprises par les seniors.

Fig. 6. Rayman contre les lapins encore plus crétins

Un testeur a signalé que la caméra bougeait un peu vite, en particulier à cause des nombreux éléments qui apparaissent et se déplacent à l'écran durant ces phases. Les trois autres testeurs n'ont pas été gênés par le déplacement de la caméra. Un d'entre eux a dit que c'était mieux ainsi. Tous ont compris l'animation du lapin lorsque celui-ci a été touché par le joueur. Les testeurs ont aussi vu que les lapins se moquaient parfois d'eux sans pourtant en comprendre la raison. Par contre, aucun n'a constaté que les lapins les attaquaient. Seulement la moitié a perçu la présence d'un score, mais aucun n'a compris comment il fonctionnait. Aucun des testeurs n'a compris les subtilités comme les soucoupes volantes qui viennent placer un écran de protection devant certains lapins et doivent donc être éliminées en premier. Les testeurs ont tous dit avoir pris du plaisir à jouer.

E. Wild Earth : African Safari

Fig. 7. Wild Earth : African Safari

Wild Earth : African Safari est un jeu de safari photo (Majesco - 2008). Le joueur se déplace librement dans l'environnement, oriente la vue et doit explorer le monde pour prendre en photographie des objectifs qui lui sont assignés. Pour l'expérimentation, les testeurs ont joué à un niveau spécial en hélicoptère. Dans ce niveau, le joueur ne peut pas se déplacer, mais peut orienter sa vue. Pour cela, il doit pointer les bords de l'écran, ce qui provoque le déplacement de la vue dans la direction correspondant au côté de l'écran pointé. Ce jeu a été sélectionné pour valider le fait que laisser le contrôle

de l'orientation de la caméra virtuelle est une action difficile à réaliser pour les seniors. Ce jeu nous permettait également d'évaluer l'intérêt des seniors pour un jeu consistant à prendre des photographies. Le contrôle de l'orientation de la caméra a, comme prévu, été très difficile à maitriser par les testeurs. Malgré cette difficulté, tous les testeurs ont apprécié le jeu au point de vouloir y rejouer pour s'améliorer.

F. Analyses quantitatives

La grande majorité des testeurs (89%) a rapporté s'être amusé et beaucoup amusé. Aucun n'a rapporté n'avoir pris aucun plaisir. Concernant la manipulation de la Wiimote, 78% ont bien ou parfaitement réussi à faire ce qu'ils voulaient et 72% ont dit s'être adapté rapidement ou en peu de temps au dispositif de pointage. Concernant le score, 81% ont affirmé que battre son propre score était important ou très important. Enfin, concernant l'évaluation de leur performance, un tiers des testeurs ont eu un sentiment d'échec, alors que les autres ont eu un sentiment de réussite.

V. Discussion & Conclusion

Tout d'abord, cette étude nous permet de noter que grâce à notre expérience et malgré le manque d'information, nous avons produit des hypothèses de conception valables. Il est cependant également important d'étudier la validité de ces hypothèses le plus tôt possible, pour ensuite pouvoir continuer la conception et le développement du projet sur des bases solides.

En l'occurrence, cette expérimentation nous a permis de valider nos quatre hypothèses. Les seniors peuvent apprécier les jeux vidéo dans lesquels il faut viser une cible et la valider, puisque 89% d'entre eux ont dit s'être amusé ou beaucoup amusé. Les seniors peuvent manipuler correctement un dispositif de type Wiimote comme l'atteste les 78% qui ont bien ou parfaitement réussi à faire ce qu'ils voulaient avec la manette. Les seniors s'adaptent rapidement à un dispositif de type Wiimote, 72% s'y sont adaptés rapidement ou en peu de temps. Enfin, les seniors ont effectivement signalé avoir eu des difficultés avec la manipulation d'une caméra virtuelle.

Il est par ailleurs intéressant de noter que les seniors étaient attirés par la compétition et avaient envie d'améliorer leur propre score. Ainsi, proposer un score de performance en fin d'épreuve, compléter par un score jugeant de leur effort est une combinaison intéressante qui pourra satisfaire à la fois les joueurs compétitifs et ceux qui ne le sont pas. Nous notons que les subtilités de jeu qui n'ont pas été comprises par les seniors font partie de la culture vidéoludique. En effet, les systèmes de combo, le fait que les cibles produisent une animation dite d'annonce avant d'attaquer le joueur et les situations dans lesquelles l'ordre d'élimination des cibles est important comme dans le cas de la soucoupe spatiale qui protège un lapin, sont des systèmes classiques des jeux vidéo. Les individus ayant une certaine expérience du jeu vidéo s'attendent donc à ce type de système et les détectent rapidement, soit parce qu'ils sont visibles à l'écran, soit en effectuant des tests pour assimiler le système du jeu. Cette culture étant moins courante chez les seniors, nous pensons qu'à l'instar de *Wii Play - Champ de tir*, le *Village aux Oiseaux* doit proposer des subtilités, mais que celles-ci doivent être adaptées à la population senior (discriminables, compréhensibles) et ne doivent pas compromettre la progression du joueur. En dernier lieu, bien que le choix de l'environnement du village et de la photographie d'oiseaux semble pertinent, celui-ci reste un sujet de discussion. Il existe en effet un point de désaccord au sein de la communauté des *Game Designers* sur le fait de proposer des jeux aux environnements violents, comme c'est le cas pour certains jeux grand public. A notre connaissance, aucune étude ne permet à l'heure actuelle d'affirmer si les seniors apprécient ou non les jeux vidéos violents. Nous avons donc l'intention de prolonger notre travail par des expérimentations permettant de répondre à cette question.

En conclusion, la méthode de conception utilisée sur le *Village aux Oiseaux*, qui a consisté à laisser les *Game Designers* poser les hypothèses, puis à étudier la validité de ces hypothèses grâce à l'expérimentation, s'est avérée être efficace. Elle a permis de dépasser le problème d'absence de données sur la population ciblée et de dégager des informations sur les profils des joueurs seniors. Les seniors apprécient les jeux vidéos dans lesquels il faut pointer et valider une cible. En dernier lieu, l'utilisation de la Wiimote est rapidement acquise par les seniors, à condition toutefois de rester vigilant sur la complexité des interactions proposées.

Remerciements

Stéphanie Mader remercie le FNS (Fond National Suisse de la Recherche Scientifique) pour son soutien financier. Le *Village aux Oiseaux* a été financé de 2009 à 2011 par la DGCIS dans le cadre de l'appel à projet "Serious Game"[9]. Le projet est porté par un consortium de quatre industriels (Tekneo, Seaside Agency, SpirOps, Neofactory) et deux laboratoires de recherche (L'Institut National de la Santé Et de la Recherche Médicale, le Conservatoire National des Arts et Métiers).

References

[1] B. Sawyer and P. Smith, "Serious game taxonomy," in *The Serious Games Summit @ GDC*, 2008.

[2] J. Alvarez and D. Djaouti, "Une taxinomie des serious games dédiés au secteur de la santé." *Revue de l'Electricité et de l'Electronique, Société de l'Electricité, de l'Electronique et des Technologies de l'Information et de la Communication (SEE)*, vol. 11, pp. 91–102, 2008.

[3] M. Zyda, "From visual simulation to virtual reality to games," *Computer*, vol. 38, no. 9, pp. 25–32, Sep. 2005. [Online]. Available: http://dx.doi.org/10.1109/MC.2005.297

[4] D. Djaouti, J. Alvarez, R. Ghassempouri, J.-P. Jessel, and G. Methel, "Towards a classification of video games," in *Artificial and Ambient Intelligence convention (Artificial Societies for Ambient Intelligence)*, 2007.

[5] S. Benveniste, "Incremental design of therapeutic music games: Theory and application to the treatment of behavioral disorders and alzheimer's disease," Ph.D. dissertation, MINES ParisTech, 2010.

[6] P. M. Kato, S. W. Cole, A. S. Bradlyn, and B. H. Pollock, "A video game improves behavioral outcomes in adolescents and young adults with cancer: A randomized trial," *Pediatrics*, vol. 122, no. 2, pp. e305–e317, 2008. [Online]. Available: http://pediatrics.aappublications.org/content/122/2/e305.abstract

[9] http://www.industrie.gouv.fr/tic/volet-numerique/serious-game.php

[7] J. W. Burke, M. D. J. McNeill, D. K. Charles, P. J. Morrow, J. H. Crosbie, and S. M. McDonough, "Augmented reality games for upper-limb stroke rehabilitation," in *Proceedings of the 2010 Second International Conference on Games and Virtual Worlds for Serious Applications*, ser. VS-GAMES '10. Washington, DC, USA: IEEE Computer Society, 2010, pp. 75–78. [Online]. Available: http://dx.doi.org/10.1109/VS-GAMES.2010.21

[8] K. Howell, "Games for health conference 2004: issues, trends, and needs unique to games for health." 2004.

[9] M. T. Schultheis and A. A. Rizzo, "The application of virtual reality technology in rehabilitation," *Rehabilitation Psychology*, vol. 46, no. 3, pp. 296 – 311, 2001. [Online]. Available: http://www.sciencedirect.com/science/article/B6X03-46F74MP-8/2/579413546bd67ed0439eac2449fd98ea

[10] L. Gamberini, G. Barresi, A. Maier, and F. Scarpetta, "A game a day keeps the doctor away: A short review of computer games in mental healthcare," *Journal of CyberTherapy and Rehabilitation*, vol. 1, no. 2, pp. 127–145, 2008.

[11] J. W. Burke, M. D. J. McNeill, D. K. Charles, P. J. Morrow, J. H. Crosbie, and S. M. McDonough, "Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games," *Vis. Comput.*, vol. 25, pp. 1085–1099, October 2009. [Online]. Available: http://portal.acm.org/citation.cfm?id=1667552.1667556

[12] I. S. G. (ISG). (2011) 2011 popcap games social gaming research. [Online]. Available: www.infosolutionsgroup.com/pdfs/2011_PopCap_Social_Gaming_Research_Results.pdf

[13] E. S. A. (ESA). Essential facts about the computer and video game industry; 2011 sales, demographics, and usage data. [Online]. Available: http://www.theesa.com/facts/pdfs/ESA_EF_2011.pdf

[14] W. Ijsselsteijn, H. H. Nap, Y. de Kort, and K. Poels, "Digital game design for elderly users," in *Proceedings of the 2007 conference on Future Play*, ser. Future Play '07. New York, NY, USA: ACM, 2007, pp. 17–22. [Online]. Available: http://doi.acm.org/10.1145/1328202.1328206

[15] G. R. Whitcomb, "Computer games for the elderly," *SIGCAS Comput. Soc.*, vol. 20, pp. 112–115, August 1990. [Online]. Available: http://doi.acm.org/10.1145/97351.97401

[16] C. S. Green and D. Bavelier, "Action video game modifies visual selective attention." *Nature*, vol. 423, no. 6939, pp. 534–7, May 2003. [Online]. Available: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12774121

[17] M. W. Dye, C. S. Green, and D. Bavelier, "The development of attention skills in action video game players," *Neuropsychologia*, vol. 47, no. 8-9, pp. 1780 – 1789, 2009. [Online]. Available: http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T0D-4VJM32B-4/2/abfc92553a7045c7e7fe689866f109a8

[18] D. M. Johnson, J. Wiles, P. Sweetser, K. M. Hollingsworth, and J. A. Gardner, "The inherent appeal of physically controlled peripherals," in *International Workshop on Entertainment Computing*, Makuhari, Japan, 2002, pp. 371–378. [Online]. Available: http://eprints.qut.edu.au/6687/

[19] D. Djaouti, J. Alvarez, and J.-P. Jessel, "Concevoir l'interactivité ludique : une vue d'ensemble des méthodologies de "game design"," in *Actes du colloque "Ludovia 2010", Ax-les-Thermes*, 2010.

Accessibilité par les couleurs : comparaison d'opérateurs interruptibles pour la recolorisation automatique de pages web

Sébastien Aupetit, Alina Mereuţă et Mohamed Slimane
Université François Rabelais Tours, Laboratoire d'Informatique (EA6300)
64, avenue Jean Portalis, 37200 Tours, France
aupetit@univ-tours.fr, alina.mereuta@univ-tours.fr, slimane@univ-tours.fr

***Résumé*—Les normes d'accessibilité telles que les WCAG 2.0 indiquent qu'un niveau minimum de différence de brillance, de différence de tonalité et de contraste est nécessaire pour le contenu textuel afin d'obtenir des pages accessibles. Ces niveaux sont variables en fonction des exigences d'accessibilité (A, AA, AAA). Les contraintes induites limites les choix de couleurs lors de la conception du site web. Dans de nombreux cas, même s'ils sont de bonne volonté, les concepteurs des sites ignorent ces contraintes ou se limitent, par exemple, au niveau minimum d'accessibilité A. Pour un utilisateur ayant besoin d'un niveau d'accessibilité supérieur à celui proposé par le site web, l'accès à l'information peut devenir très problématique.**

Dans ce but, nous proposons de transformer les couleurs des pages web en fonction des besoins de l'utilisateur au sein d'un proxy HTTP côté client. Les exigences sur les couleurs peuvent être modélisées à l'aide d'une fonction de coûts. Ainsi, pour recoloriser la page afin d'augmenter l'accessibilité, il suffit de rechercher un minimum de la fonction de coûts. La recherche du minimum peut être coûteux en temps de calcul et pour être utile à l'utilisateur, la recolorisation doit être réalisée en temps réel. Le temps disponible pour effectuer la recherche dépend de nombreux facteurs tels que les capacités de la machine, les temps de transferts réseaux, la charge processeur et le délais maximal que l'utilisateur accepte d'attendre pour accéder au contenu. Nous pouvons donc considérer la recherche du minimum comme une recherche avec un temps limite variable : la recherche est interruptible n'importe quand. Dans cet article, notre objectif est de comparer différentes méthodes de recherche et leurs performances sous condition d'interruptibilité. Les méthodes étudiées sont la recherche aléatoire, des variantes de pseudo descentes de gradient ainsi qu'une adaptation de la métaheuristique API. Finalement, les différentes méthodes sont comparées sur un jeu de sites web sélectionnés au hasard.

***Index Terms*—accessibilité, aide technique, recolorisation, site web, optimisation**

I. Introduction

De nombreux sites web sont peu ou pas accessibles et utilisables pour des personnes possédant un handicap visuel tel qu'une cessité ou une déficience de perception des couleurs. Pour permettre un accès au web à tous, des associations, lobbies et législateurs demandent à ce qu'un certain nombre de principes et normes [1], [2] soient respectés par les concepteurs de site web. Des lois en ce sens tentent d'obliger les concepteurs à concevoir des sites web accessibles [3]. Bien que partant du bon sens, ces lois, normes et principes ne sont pas suffisants. L'objectif d'un web 100% accessible reste pour l'instant une utopie. Les raisons souvent évoquées sont nombreuses : « trop coûteux en temps et en argent », « trop complexes », « trop contraignant », beaucoup de sites ne sont plus maintenus mais existent toujours, d'autres sont faits « à la main »... De plus, de nombreux sites web ne sont pas d'origine française par conséquent les éventuelles lois et contraintes peuvent être différentes voire ne pas exister.

Nos travaux antérieurs se sont intéressés à plusieurs reprises à la conception d'outils permettant aux webmasters de tester et corriger des sites non accessibles [4]–[7]. Au fil du temps, nous avons pu constater que malgré l'existence d'outils et d'incitations normatives ou légales, le web ne sera pas 100% accessible à court et moyen termes.

Pour ne pas restreindre les personnes présentant un handicap visuel à une portion congrue du web, il est possible d'aborder le problème sous un autre angle. Les normes et principes visent à rendre un site web accessible à la majorité des handicaps : c'est un compromis. Un site web peut très bien être accessible à une personne ayant l'handicap X sans l'être pour une autre ayant l'handicap Y. Par conséquent, une solution possible au problème d'accessibilité peut consister non pas à viser une accessibilité complète des sites web mais plutôt une meilleure accessibilité de ceux-ci, même partielle en fonction des besoins de l'utilisateur. Pour obtenir cette accessibilité partielle, il n'est pas forcément nécessaire d'avoir la coopération du webmaster/concepteur (même si celle-ci sera plus importante s'il coopère). En effet, de nombreuses améliorations peuvent être effectuées automatiquement ou quasi-automatiquement. Des tentatives [8]–[10] utilisant un proxy HTTP ont été explorées dans le passé. Malheureusement, la majorité des transformations effectuées restent très simples ou consistent à supprimer arbitrairement des informations supposées non accessibles ou superflues.

Dans le cadre du projet Smart Web Accessibility Proxy (SWAP) [1], nous avons conçu un proxy HTTP *open-source* capable de transformer les pages web. Ce proxy HTTP est un proxy client située sur la machine de l'utilisateur. Lorsque l'utilisateur accède à une page web sur internet, la requête est transmise au proxy qui effectue alors la requête sur internet. Lorsqu'il reçoit la réponse, celle-ci peut être transformée à

1. http://projectsforge.org/projects/swap

volonté avant d'être transmise à l'utilisateur. En intervenant directement sur le document depuis la machine de l'utilisateur, de nombreux avantages apparaissent. La vie privée de l'utilisateur est préservée et la transformation de communications sécurisées (HTTPS) devient possible s'il le souhaite. Les habitudes et les aides techniques spécifiques de l'utilisateur (ex : lecteur braille, synthèse vocale…) ne sont pas modifiées. Il devient possible de faire du « sur mesure » en fonction des besoins spécifiques de l'utilisateur. Les proxys sont localisés sur chaque poste client : une infrastructure lourde de serveurs pour permettre le passage à l'échelle lorsque le nombre d'utilisateurs augmente n'est donc pas nécessaire.

Dans cet article, nous nous intéressons au problème de la modification des couleurs du texte d'une page web afin de satisfaire des niveaux minimums de différence de brillance, de différence de tonalité et de contraste tout en minimisant les changements effectués. Les seuils minimums peuvent être ceux définis dans [2] ou tous niveaux acceptables par l'utilisateur. Cette amélioration des couleurs doit être effectuée au moment de l'accès à la page. Nous proposons d'aborder ce problème sous la forme d'un problème interruptible : à tout moment la recherche d'une solution peut être interrompue et la meilleure solution trouvée devient la solution du problème. Ainsi, en fonction de la charge du système et les préférences de l'utilisateur, plus ou moins de solutions peuvent être explorées. Dans la suite, nous définissons précisément le problème à résoudre ainsi que les méthodes permettant de trouver des solutions. Nous poursuivons avec des expérimentations et une discussion.

II. Définition du problème

A. Contraintes d'accessibilité

Avant de définir le problème, il est nécessaire de définir les différentes contraintes d'accessibilité que l'on souhaite considérer. Dans la suite de cet article, on considère que les couleurs sont au format sRGB et codées sur l'intervalle discret $[\![0:255]\!]^3$. Les composantes d'une couleur x dans l'espace sRGB seront notées x^r, x^g et x^b. Soit $cielab$ la fonction transformant une couleur dans l'espace sRGB en couleur dans l'espace colorimétrique CIEL*a*b*. Les composantes d'une couleur x après transformation en CIEL*a*b* seront notées x^L, x^a et x^b. Pour définir les contraintes d'accessibilité sur les couleurs du document, nous avons considéré les définitions des Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) [2].

Soient $\mathrm{Br}(x)$ la brillance d'une couleur et $\Delta\mathrm{Br}(x,y)$ la différence de brillance entre deux couleurs x et y. On a :

$$\mathrm{Br}(x) = 0.299 * x^r + 0.587 * x^g + 0.114 * x^b$$

et

$$\Delta\mathrm{Br}(x,y) = |\mathrm{Br}(x) - \mathrm{Br}(y)| \in [0:255] .$$

Soit $\Delta\mathrm{T}(x,y)$ la différence de tonalité entre deux couleurs x et y telle que :

$$\Delta\mathrm{T}(x,y) = |x^r - y^r| + |x^g - y^g| + |x^b - y^g| \in [0:765] .$$

Soient $\mathrm{L}(x)$ la luminance de la couleur x et $\Delta\mathrm{Cr}(x,y)$ le contraste entre deux couleurs x et y. On a :

$$\mathrm{L}(x) = 0.2126 * h(x^r) + 0.7152 * h(x^g) + 0.0722 * h(x^b)$$

avec $h(y) = \begin{cases} \frac{y/255}{12.92} & \text{si } y/255 \leq 0.03928 \\ \left(\frac{y/255+0.055}{1.055}\right)^{2.4} & \text{sinon} \end{cases}$ et

$$\Delta\mathrm{Cr}(x,y) = \frac{\max(L(x),L(y)) + 0.05}{\min(L(x),L(y)) + 0.05} \in [1:21] .$$

Soient $\eta_{\mathrm{Br}} \in]0:255]$, $\eta_{\mathrm{T}} \in]0:765]$, $\eta_{\mathrm{Cr}} \in]1:21]$ les seuils minimums que doivent respecter les couleurs pour la différence de brillance, la différence de tonalité et le contraste. Un couple de couleur (x,y) utilisé pour du texte dans une page web respecte les contraintes d'accessibilité si et seulement si il vérifie simultanément :

$$\begin{cases} \Delta\mathrm{Br}(x,y) & \geq & \eta_{\mathrm{Br}} \\ \Delta\mathrm{T}(x,y) & \geq & \eta_{\mathrm{T}} \\ \Delta\mathrm{Cr}(x,y) & \geq & \eta_{\mathrm{Cr}} \end{cases} .$$

Une page web est dite accessible du point de vue des couleurs si l'ensemble des couples de couleurs (avant plan, arrière plan) du contenu textuel sont accessibles.

D'après les recommandations [2], les contraintes de couleurs peuvent être un peu relaxées dans le cas de grande taille de caractères. Dans cette étude, nous ne prenons pas en compte la taille de police des contenus textuels. La prise en compte de ses tailles pourrait se faire sans changement important en considérant des seuils et des poids (cf. plus loin) adaptés.

B. Formulation du problème

Soit $\mathcal{C} = \{c_1, \ldots, c_N\}$ l'ensemble des couleurs du contenu textuel de la page web. Soit $\mathcal{E}$ l'ensemble des couples (avant plan, arrière plan) de couleurs présents dans la page web et $w_{x,y} \in \mathbb{R}^+$ le poids associés au couple. Dans notre modélisation, ce poids correspond au nombre de caractères de la page web utilisant ce couple de couleur (x,y). Soit $c_x^I \in [\![0:255]\!]^3$ les coordonnées de la couleur $x \in \mathcal{C}$ dans la page et $c_x^F \in [\![0:255]\!]^3$ les coordonnées de la même couleur après modification. Soient $c^I = (c_1^I, \ldots c_N^I)$.

En raison de l'interdépendance des couleurs via les couples, il est possible qu'aucune solution parfaite n'existe pour le document. Pour permettre de comparer les solutions et évaluer si elles violent peu ou beaucoup les contraintes d'accessibilité, nous introduisons les fonctions Φ_{Br}, Φ_{T} et Φ_{Cr}. Ces fonctions, à valeur dans $[0:1]$, sont nulles lorsque la contrainte est respectée et maximale (1) dans le pire des cas. Pour tout couple $(m,n) \in [\![0:255]\!]^3 \times [\![0:255]\!]^3$, on a :

$$\begin{aligned} \Phi_{\mathrm{Br}}(m,n) &= \max\left(0, \frac{\eta_{\mathrm{Br}} - \Delta\mathrm{Br}(m,n)}{\eta_{\mathrm{Br}}}\right) , \\ \Phi_{\mathrm{T}}(m,n) &= \max\left(0, \frac{\eta_{\mathrm{T}} - \Delta\mathrm{T}(m,n)}{\eta_{\mathrm{T}}}\right) , \\ \Phi_{\mathrm{Cr}}(m,n) &= \max\left(0, \frac{\eta_{\mathrm{Cr}} - \Delta\mathrm{Cr}(m,n)}{\eta_{\mathrm{Br}} - 1}\right) . \end{aligned}$$

De nombreuses solutions peuvent avoir une qualité équivalente pour ces trois fonctions (mêmes valeurs), nous proposons donc d'ajuster les couleurs en introduisant le moins de changement possible de l'aspect de celles-ci. Pour cela, nous introduisons les fonctions $\Phi_{\Delta\text{Eab}}$ et $\Phi_{\Delta\text{EL}}$ mesurant les différences de chrominance et de luminance sous la forme de distances euclidiennes. Ces deux fonctions sont construites à partir de la décomposition en deux parties de la définition classique de la distance perceptuelle entre couleurs ΔE mesurant de façon fiable la distance perçues entre des couleurs par l'oeil humain dans l'espace CIEL*a*b*. Pour tout couple $(m,n) \in [\![0:255]\!]^3 \times [\![0:255]\!]^3$, on a :

$$\begin{aligned}\Phi_{\Delta\text{Eab}}(m,n) &= \frac{\sqrt{(m^a-n^a)^2+(m^b-n^b)^2}}{100\sqrt{2}}\,,\\ \Phi_{\Delta\text{EL}}(m,n) &= \frac{|m^L-n^L|}{100}\,.\end{aligned}$$

En utilisant les poids associées aux couples pour augmenter l'importance d'un couple de couleurs apparaissant plus fréquemment dans la page web, on obtient :

$$S_w = \sum_{(x,y)\in\mathcal{E}} w_{x,y}$$

$$S_{\text{Br}} = \frac{1}{S_w}\sum_{(x,y)\in\mathcal{E}} w_{x,y}\Phi_{\text{Br}}(c_x^F, c_y^F)$$

$$S_{\text{T}} = \frac{1}{S_w}\sum_{(x,y)\in\mathcal{E}} w_{x,y}\Phi_{\text{T}}(c_x^F, c_y^F)$$

$$S_{\text{Cr}} = \frac{1}{S_w}\sum_{(x,y)\in\mathcal{E}} w_{x,y}\Phi_{\text{Cr}}(c_x^F, c_y^F)$$

$$S_{\Delta\text{Eab}} = \frac{1}{S_w}\sum_{(x,y)\in\mathcal{E}} w_{x,y}(\Phi_{\Delta\text{Eab}}(c_x^I, c_x^F) + \Phi_{\Delta\text{Eab}}(c_y^I, c_y^F))$$

$$S_{\Delta\text{EL}} = \frac{1}{S_w}\sum_{(x,y)\in\mathcal{E}} w_{x,y}(\Phi_{\Delta\text{EL}}(c_x^I, c_x^F) + \Phi_{\Delta\text{EL}}(c_y^I, c_y^F))$$

L'évaluation progressive de l'accessibilité d'une page web peut alors s'exprimer par

$$\begin{aligned}F &= \left\lceil 10000\frac{\epsilon_{\text{Br}}S_{\text{Br}} + \epsilon_{\text{T}}S_{\text{T}} + \epsilon_{\text{Cr}}S_{\text{Cr}}}{\epsilon_{\text{Br}} + \epsilon_{\text{T}} + \epsilon_{\text{Cr}}}\right\rceil\\ &+ \frac{\epsilon_{\Delta\text{Eab}}S_{\Delta\text{Eab}} + \epsilon_{\Delta\text{EL}}S_{\Delta\text{EL}}}{\epsilon_{\Delta\text{Eab}} + \epsilon_{\Delta\text{EL}}}\end{aligned}$$

avec ϵ_{Br}, ϵ_{T}, ϵ_{Cr}, $\epsilon_{\Delta\text{Eab}}$ et $\epsilon_{\Delta\text{EL}}$ des réels positifs permettant à l'utilisateur d'indiquer des priorités dans la fonction objectif. La partie entière de la fonction F évalue le respect des contraintes d'accessibilité tandis que la partie décimale mesure le changement réalisé dans les couleurs. Ainsi, la priorité est donnée à la satisfaction des contraintes mais deux solutions équivalentes du points de vue des contraintes restent différentiables par la quantité de modification induite. Pour tout $x \in \mathcal{C}$, nous cherchons donc les coordonnées $c_x^F \in [\![0:255]\!]^3$ minimisant F.

La modification des couleurs doit être réalisée en temps réel pendant la consultation des page web. Par conséquent, nous ne pouvons pas consacrer beaucoup de temps de calcul à la recherche des minimums globaux de F. Le temps disponible pour la recherche peut varier fortement d'un proxy client à une autre en fonction, entre autres, des capacités de la machine, des autres transformations à effectuer et de la page web. Dans ce but, l'utilisateur spécifie une durée maximale allouée au proxy pour améliorer l'accessibilité lors de l'accès à une page web. Ce temps est partagé par le proxy entre l'ensemble des processus de transformations de la page selon une méthode quelconque. L'objectif des transformations consiste à effectuer les meilleurs modifications dans le temps imparti. Très probablement, le temps alloué sera insuffisant pour obtenir des transformations optimales. Pour le problème de le recolorisation, nous proposons donc d'utiliser des techniques d'optimisation, d'évaluer leurs convergences vers les minimums et de considérer que celles-ci peuvent être interrompues à tout instant : la meilleur solution trouvée à ce moment est utilisée pour transformer les couleurs. Dans le cas de ces travaux, la transformation des couleurs s'effectuent en insérant au sein du document HTML les nouveaux styles CSS afin de surcharger les styles existants.

III. Méthodes de recherche des minimums de F

Les algorithmes décrits ci-après ont des coûts de traitement similaire. Ceux-ci peuvent s'exprimer en fonction du nombre d'évaluations de configuration de couleurs à l'aide de la fonction F. Pour simplifier les écritures, nous considérerons que quelque soit le nombre d'occurrence d'apparition de F pour une même configuration dans les algorithmes suivant, la valeur n'est calculée qu'une seule fois et mémorisée.

A. Recherche aléatoire (R)

La recherche aléatoire consiste à générer les coordonnées des couleurs de façon uniforme sur $[\![0:255]\!]$. La meilleure solution est mémorisée au fur et à mesure des essais. L'algorithme est résumé par la figure 1.

$x^* = c^I$
Tant que Durée limite non atteinte **Faire**
  Générer uniformément la configuration $x \in [\![0:255]\!]$
  Si $F(x) < F(x^*)$ **Alors**
    $x^* \leftarrow x$
  Fin Si
Fin Tant que
Retourner x^*

FIGURE 1. Algorithme de la recherche aléatoire

B. Recherche directionnelle (LS)

La recherche directionnelle (*line search*) ne constitue pas à elle seule une méthode viable pour la recherche des minimums de F : elle sera utilisée conjointement avec les deux méthodes de voisinage décrite ci-après.

Soit $x \in [\![0:255]\!]^{3N}$ une configuration de couleurs et $v \in [\![-255:255]\!]^{3N}$ une direction de l'espace suivie pour obtenir

x. Soit $M = ||v||_{\max} > 0$. Soit la suite $(y_t)_{t\in\mathbb{N}^+}$ telle que $y_t = x + (t/M)v$. Par construction, on a $||y_t - y_{t+1}||_{\max} = 1$. Le résultat de la recherche directionnelle est y_T tel que

$$\begin{cases} F(y_t) \geq F(y_{t+1}) & \forall t = 1..T-1 \\ F(y_T) < F(y_{T+1}) \end{cases}.$$

Par construction, la suite $F(y_t)$ est la plus grande suite décroissante sur $1..T+1$. L'algorithme est résumé par la figure 2.

$x^* \leftarrow x$
$t \leftarrow 1$
Tant que Durée limite non atteinte **Faire**
  $y \leftarrow x + (t/M) * v$
  Si $F(y) < F(x^*)$ **Alors**
    $x^* \leftarrow y$
    $t \leftarrow t + 1$
  Sinon
    Retourner x^*
  Fin Si
Fin Tant que
Retourner x^*

FIGURE 2. Algorithme de la recherche directionnelle à partir de la configuration x et de la direction v telle que $M = ||v||_{\max} > 0$

C. Pseudo descente sur la base de l'espace (PDB)

La pseudo descente sur la base de l'espace (PDB) consiste à essayer de façon successive de modifier la solution dans une direction de la base. Ainsi, à partir d'une solution x, on construit une solution y telle que pour tout $i \neq k$, $x_i = y_i$ et $|x_k - y_k| = 1$. Soit $\mathcal{V}(x)$ l'ensemble des solutions constructibles à partir de x. On a $|\mathcal{V}(v)| = 6N$. Pour chaque solution y de $\mathcal{V}(x)$, il est possible d'appliquer la recherche directionnelle sur la direction $y - x$. Les solutions de $\mathcal{V}(x)$ sont choisies dans un ordre aléatoire pour ne pas introduire de biais. Le processus de recherche est appliqué itérativement jusqu'à convergence. L'algorithme est résumé par la figure 3.

$x^* \leftarrow c^I$
Tant que Durée limite non atteinte **Faire**
  $y^* \leftarrow x^*$
  Pour tout $y \in \mathcal{V}(x)$ choisie dans un ordre aléatoire **Faire**
    Si recherche directionnelle activée **Alors**
      $y \leftarrow \mathrm{LS}(y, y - x)$
    Fin Si
    Si $F(y) < F(y^*)$ **Alors**
      $y^* \leftarrow y$
    Fin Si
  Fin Pour
  Si $F(y^*) < F(x^*)$ **Alors**
    $x^* \leftarrow y^*$
  Sinon
    Retourner x^*
  Fin Si
Fin Tant que
Retourner x^*

FIGURE 3. Algorithme de la pseudo descente sur la base de l'espace

D. Pseudo descente stochastique dans le voisinnage (PDS)

La pseudo descente stochastique dans le voisinage (PDS) adopte une stratégie similaire à la pseudo descente sur la base de l'espace à l'exception que le voisinage $\mathcal{V}(x)$ est plus large et que seules quelques solutions du voisinage sont explorées. On considère $\mathcal{V}(x)$ comme étant l'ensemble des solutions à une distance maximale de $D_{\max}$ c'est-à-dire que pour tout $y \in \mathcal{V}(x)$ on a $||x - y||_{\max} \leq D_{\max}$. Soit $\alpha \in]0 : 1]$. A chaque exploitation du voisinage, $\alpha|\mathcal{V}(x)|$ solutions sont choisies aléatoirement (avec remise) et évaluées. La recherche directionnelle peut être utilisée. L'algorithme est identique à celui de la figure 3 à l'exception du choix des solutions voisines explorées.

E. La métaheuristique API (API)

La dernière méthode d'exploration que nous avons considéré est une adaptation de la forme simplifiée de la métaheuristique API. La métaheuristique API est une métaheuristique d'optimisation [11] inspirée du comportement de fourragement des fourmis *Pachycondyla apicalis* [12], [13]. Par concision, nous ne présentons que l'essentiel des caractéristiques de l'algorithme. Le lecteurs désirant obtenir plus d'informations pourra se référer à [11], [14]–[16].

Soient $a_1, \ldots, a_n$ une population de n fourmis constituant la colonie. Chaque fourmi est associée à une position dans l'espace des solutions et cherche à minimiser une fonction F. Le comportement de la métaheuristique est déterminé par deux opérateurs définissant la stratégie de fourragement des fourmis :

- $\mathcal{O}_{\text{init}}$ définit la position initiale du nid dans l'espace des solutions. Dans notre adaptation, $\mathcal{O}_{\text{init}} = c^I$;
- $\mathcal{O}_{\text{explo}}$ génère une solution y dans le voisinage $\mathcal{V}_i(x)$ d'une solution x. Ce voisinage dépend en général de x et d'un paramètre d'amplitude d'exploration $\mathcal{A}_i \in]0 : 1]$ spécifique à la fourmis a_i. Dans notre adaptation, y est une configuration de couleurs telle que $||x - y||_{\max} \leq \lfloor \mathcal{A}_i * 255 \rfloor$. Soit v un déplacement générée aléatoirement et uniformément sur $[\![-\lfloor \mathcal{A}_i * 255 \rfloor : \lfloor \mathcal{A}_i * 255 \rfloor]\!]$. La solution générée est alors $x + v$ dont les coordonnées sont tronquées aux intervalles discrets $[\![0 : 255]\!]$.

La métaheuristique API se déroule de la façon suivante. Au commencement, la position du nid $\mathcal{N}$ est définie grâce à l'opérateur $\mathcal{O}_{\text{init}}$. À chaque itération de l'algorithme, toutes les fourmis effectuent un mouvement simultanément. Le nid $\mathcal{N}$ est déplacé tous les $\mathcal{T}_{\text{depl}}$ mouvements des n fourmis et est positionné sur la meilleure position connue par les fourmis depuis le début de l'algorithme. Le déplacement du nid s'effectue donc tous les $n * \mathcal{T}_{\text{depl}}$ mouvements individuels des fourmis.

Chaque fois qu'une fourmi a_i a besoin de choisir un site de chasse, elle quitte le nid et choisit un site de chasse dans le voisinage du nid, grâce à l'opérateur $\mathcal{O}_{\text{explo}}$ en utilisant l'amplitude $\mathcal{A}_i^{\text{site}}$. Lorsqu'une fourmi a_i a besoin d'explorer le voisinage d'un site de chasse s_i, elle calcule une position p du voisinage de s_i en utilisant l'opérateur $\mathcal{O}_{\text{explo}}$ et l'amplitude $\mathcal{A}_i^{\text{locale}}$. Une exploration locale est dite réussie si elle conduit

à une meilleure valeur de la fonction F à minimiser, c'est-à-dire si $F(p) < F(s_i)$. Lors d'une exploration locale réussie, la fourmi remplace son site de chasse par la nouvelle position p. Dans le cas contraire, le site de chasse est conservé. Si un site de chasse s_i a été exploré plus de P_i^{local} fois consécutives sans succès, alors le site de chasse est abandonné et oublié. La prochaine action de la fourmi consiste alors à quitter le nid à la recherche d'un nouveau site de chasse. Finalement, lorsque le nid est déplacé, les fourmis oublient tous leurs sites de chasse (cela améliore la capacité de l'algorithme à éviter les minima locaux). La figure 4 reprend les principes de l'algorithme API.

Pour les expérimentations, les amplitudes d'exploration utilisées sont : $\mathcal{A}_i^{\text{site}} = 1+(0.01-1)\frac{i-n}{1-n}$ et $\mathcal{A}_i^{\text{local}} = \mathcal{A}_i^{\text{site}}/10$. La périodicité de déplacement de nid est $\mathcal{T}_{\text{depl}} = 20$ et la patience des fourmis est $P_i^{\text{local}} = 10$. La nombre de fourmis est fixé à $n = 10$.

$\mathcal{N} = \mathcal{O}_{\text{init}}$
Tant que Durée limite non atteinte **Faire**
  Pour chaque fourmi a_i simultanément **Faire**
    Si la fourmi a_i n'a pas de site de chasse **Alors**
      $s_i \leftarrow \mathcal{O}_{\text{explo}}(\mathcal{N}, \text{site}, a_i)$
      $\text{NbEchec}_i \leftarrow 0$
    Sinon
      $p \leftarrow \mathcal{O}_{\text{explo}}(s_i, \text{local}, a_i)$
      Si $F(p) < F(s_i)$ **Alors**
        $s_i \leftarrow p$
        $\text{NbEchec}_i \leftarrow 0$
      Sinon
        $\text{NbEchec}_i \leftarrow \text{NbEchec}_i + 1$
        Si $\text{NbEchec}_i \geq P_i^{\text{local}}$ **Alors**
          Abandonner et oublier le site de chasse
        Fin Si
      Fin Si
    Fin Si
  Fin Pour
  Si t **mod** $\mathcal{T}_{\text{depl}} = 0$ **Alors**
    Déplacer le nid sur la meilleure solution connue
    Vider la mémoire de toutes les fourmis
  Fin Si
Fin Tant que

FIGURE 4. L'algorithme de la métaheuristique API

IV. EXPÉRIMENTATIONS

Pour les expérimentations, nous avons considéré le seuil d'accessiblité AAA ($\eta_{\text{Br}} = 125$, $\eta_{\text{T}} = 500$ et $\eta_{\text{Cr}} = 7$) et les pondérations $\epsilon_{\text{Br}} = \epsilon_{\text{T}} = \epsilon_{\text{Cr}} = \epsilon_{\Delta\text{Eab}} = \epsilon_{\Delta\text{EL}} = 1$.

Les expérimentations ont été menés sur 84 pages web sélectionnées au hasard sur le web. Aucune de ces pages ne vérifient complètement les critères d'accessibilité c'est-à-dire qu'initialement la fonction de coûts F n'est pas nulle. Pour chacun des algorithmes, 100 exécutions ont été réalisées. Chaque exécution a été conduite jusqu'à ce que 20000 évaluations de la fonction de coûts soient réalisées.

Soit $F_a^p(t) \in \mathbb{R}^+$ la valeur moyenne de la fonction F sur les 100 exécutions pour l'algorithme $a \in \mathbb{A}$ et pour la page $p \in \mathbb{P}$ après t évaluations de configuration de couleurs. Pour permettre une comparaison des performances des algorithmes, nous réalisons une normalisation du coût sur l'intervalle $[0 : 1]$. Soit m^p et M^p les évaluations maximales et minimales atteintes par $F_a^p(t)$ pour l'ensemble des algorithmes sur la page p tels que

$$m^p = \min_{a\in\mathbb{A}\wedge t=1..20000} F_a^p(t) \quad , \quad M^p = \max_{a\in\mathbb{A}\wedge t=1..20000} F_a^p(t)$$

La performance normalisée pour l'algorithme a est :

$$f_a(t) = \frac{1}{|\mathbb{P}|}\sum\nolimits_{p\in\mathbb{P}} \frac{F_a^p(t) - m^p}{M^p - m^p} \ .$$

Les algorithmes considérés sont (R) la recherche aléatoire, (PDB) la pseudo descente sur la base de l'espace, (PDB+LS) la pseudo descente sur la base de l'espace avec recherche directionnelle, (PDS($D_{\max}$, α)) la pseudo descente stochastique dans le voisinage, (PDS($D_{\max}$, α)+LS) la pseudo descente stochastique dans le voisinage avec recherche directionnelle et (API) la métaheuristique API, avec $D_{\max} \in \{1, 2, 3\}$ et $\alpha \in \{10\%, 30\%, 50\%\}$. Le résultat des expérimentations est montré par la figure 5.

Les expérimentations montrent que les algorithmes PDS($D_{\max}$, α) parviennent à peine à une performance en dessous de 60%. On remarque également que plus le rayon de recherche $D_{\max}$ et α sont grands moins la recherche est efficace. La meilleure recherche est atteinte avec PDS(1,10%).

Les expérimentations montrent que les algorithmes PDS($D_{\max}$, α)+LS donnent des performances très similaires. Ces algorithmes avec la recherche directionnelle sont largement plus performant que les algorithmes précédents. De plus, on peut remarquer que PDS(1,10%)+LS bien qu'aboutissant sur le long terme aux mêmes performances que les autres a l'avantage de converger plus vite sur les premières évaluations.

Les expérimentations montrent que l'algorithme PDB+LS est beaucoup plus efficace que PDB.

D'une manière générale, nous pouvons conclure que la recherche directionnelle est très bénéfique lors de la minimisation de la fonction F.

Lorsque l'on compare les performances de PDS(1,10%)+LS et PDB+LS avec R et API, on constate que deux méthodes se détachent des autres. PDB+LS a l'avantage de converger rapidement au prix d'être rapidement bloqué dans un optimum local alors que la métaheuristique API converge un peu plus lentement mais rapidement, à partir de 5000 évaluations environ, elle devient plus performante.

V. CONCLUSION

Les expérimentations montrent qu'avec relativement peu de solutions évaluées, il est possible d'augmenter de façon importante l'accessibilité des couleurs. En effet, 5000 évaluations suffisent en moyenne pour réduire la fonction de coûts de 90%. Nous avons également pu constater qu'une méthode simple de pseudo descente de gradient combiné à une recherche directionnelle ou l'utilisation de la metaheuristique API offrent deux solutions viables au problème.

Dans la suite de nos travaux, nous envisageons d'étudier la possibilité d'un basculement de stratégie entre les deux méthodes viables aux environs de 5000 évaluations mais aussi la possibilité d'une hybridation de la métaheuristique API

avec la recherche directionnelle ou l'algorithme PDB+LS. Finalement, nous envisageons aussi de considérer les possibilités naturellement offertes par l'algorithme API en terme de parallélisation des calculs en considérant l'évolution multi-coeurs des machines des utilisateurs.

RÉFÉRENCES

[1] W. W. A. Initiative, "Web content accessibility guideline 1.0," may 1999.

[2] ——, "Web content accessibility guideline 2.0," december 2008.

[3] R. Française, "Loi n° 2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées," JO n° 36 du 12 février 2005, p2353, 2005.

[4] S. Colas, N. Monmarché, P. Gaucher, and M. Slimane, "Accessibility of french publics web sites : a new tool and methodology to reach accessibility compliance," in *International Conference on Human-Machine iNteraction (HuMaN'07)*, 2007, pp. 55–60.

[5] S. Colas, N. Monmarché, D. Burger, and S. Mohamed, "A web site migration support tool to reach european accessibility standards," in *9th European conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe (AAATE'07)*, ser. Assistive Technology Research Series, vol. 20, San Sebastian (Spain), october 2007, pp. 907–911.

[6] S. Colas, J. Bulucua, N. Monmarché, and M. Slimane, "Accessibilité des informations pertinentes des sites web accrue pour les personnes déffcientes visuelles par extraction d'informations," in *11ème Colloque Internationale sur le Document Electronique (CIDE 11)*, Rouen (France), 28-31 octobre 2008.

[7] S. Colas, N. Monmarché, and M. Slimane, "Correcteur automatique ou assistance au webmestre pour obtenir un web accessible," in *Handicap 2008*, N. Vigouroux and P. Gorce, Eds. France (Paris) : Cépaduès éditions, 10-12 juin 2008, pp. 122–127.

[8] V. L. Hanson and J. T. Richards, "A web accessibility service : update and findings," in *Proceedings of the 6th international ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, Atlanta, GA, USA, October 18-20 2004, pp. 169–176.

[9] B. Parmanto, R. Ferrydiansyah, X. Zeng, A. Saptono, and I. W. Sugiantara, "Accessibility transformation gateway," in *HICSS : Proceedings of the Proceedings of the 38th Annual Hawaii International Conference on System Sciences*. Big Island : IEEE Computer Society, 2005.

[10] H. Takagi, S. Kawanaka, M. Kobayashi, D. Sato, and C. Asakawa, "Collaborative web accessibility improvement : challenges and possibilities," in *Proceedings of the 11th international ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, Pittsburgh, Pennsylvania, USA, October 25-28 2009, pp. 195–202.

[11] N. Monmarché, "Algorithmes de fourmis artificielles : applications à la classification et à l'optimisation," Thèse de doctorat, Laboratoire d'Informatique de l'Université François Rabelais Tours, 20 Dec. 2000.

[12] D. Fresneau, "Individual foraging and path fidelity in a ponerine ant," *Insectes Sociaux, Paris*, vol. 32, no. 2, pp. 109–116, 1985.

[13] ——, "Biologie et comportement social d'une fourmi ponérine néotropicale (*pachycondyla apicalis*)," Thèse d'État, Université de Paris XIII, Laboratoire d'Ethologie Expérimentale et Comparée, France, 1994.

[14] S. Aupetit, N. Monmarché, and M. Slimane, *Fourmis artificielles, des bases algorithmiques aux concepts et réalisations avancés*, ser. Traité IC2. Hermes-Lavoisier, 2009, vol. 1, ch. Apprentissage des modèles de Markov cachés par l'algorithme API.

[15] ——, *Artificials ants : from collective intelligence to real-life optimization and beyond*. ISTE, Wiley, 2010, ch. Training hidden Markov models using the API ant algorithm.

[16] S. Aupetit, "Contributions aux modèles de Markov cachés : métaheuristiques d'apprentissage, nouveaux modèles et visualisation de dissimilarité," Thèse de doctorat, Laboratoire d'Informatique de l'Université François Rabelais Tours, Tours, France, 30 Nov. 2005.

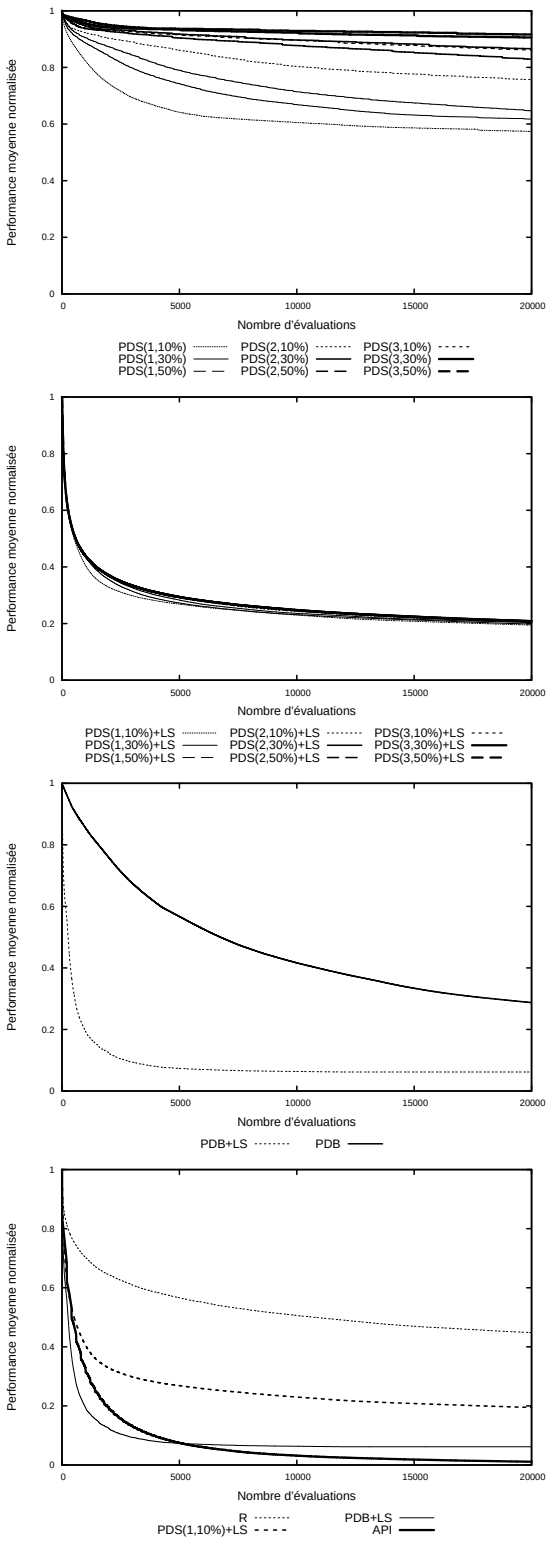


FIGURE 5. Performance moyenne normalisée des algorithmes)

HandiFox l'adaptation de Firefox pour personnes handicapées physiques

Pierre PINO[1], Benoît Martin[2], Nathan Godard[2], Alexandre Humbert[1], Nicolas Reitz[2], Sofiane Hamiti[2]
Université de Lorraine, [1]LASC, [2]LITA
{pierre.pino, benoit.martin, nathan.godard}@univ-lorraine.fr

Résumé : L'objectif de ce travail est de proposer une nouvelle méthode d'interaction dans le cadre des interfaces d'aide à la communication. Cette méthode basée sur une interaction via un clavier numérique permet de contrôler un nombre important d'items en limitant les déplacements du curseur de contrôle de l'interface ou bien les défilements dans le cadre des interfaces à balayage. En effet le fait de numéroter chaque item donne à l'utilisateur la possibilité d'interagir rapidement via son capteur de commande et ce de manière localisée quelque soit son type proportionnel ou tout-ou-rien. Dans ce papier nous présentons la méthode à travers une application dédiée à l'utilisation du navigateur Firefox. Cette méthode semble prometteuse dans la navigation des pages web.

Mots clés : interaction H/M, clavier virtuel, aide à la communication, navigateur web, pavé numérique.

I. INTRODUCTION

Pour des personnes atteintes d'un déficit moteur sévère conjugué à des troubles de la parole, une solution couramment adoptée pour les aider à communiquer avec leur entourage consiste à réaliser un défilement lumineux automatique sur un écran d'ordinateur ou sur un écran autonome. Ce défilement contrôlé par un capteur de type tout-ou-rien adapté à la personne permet de sélectionner un item (icône, mot, lettre, ...) parmi la matrice d'items proposée en fonction de l'action (lire, écrire, etc. [12]).

Le principal défaut d'une communication à balayage est sa lenteur d'action : le délai de défilement élémentaire entre deux items peut varier de 200 ms à plusieurs secondes selon les possibilités physiques et cognitives de la personne.

La majeure partie des recherches dans ce domaine traite du problème de la saisie de texte avec l'usage d'un clavier virtuel optimisé. Dans le cas d'un langage de communication alphabétique de nombreuses études ont cherché à améliorer cet état de fait en diminuant le nombre moyen de sélections nécessaires pour composer une phrase. On peut également chercher à diminuer le temps d'accès à un item en les reconfigurant dynamiquement après chaque validation de façon à présenter les items les plus probables en début de défilement [17]. D'autres travaillent sur le temps d'action que met la personne à valider un item en vue d'adapter automatique le temps de défilement [6].

Avec les méthodes à balayage, se pose également le problème du nombre d'items sélectionnables qui soient rapidement accessibles. En effet dans le cas de l'utilisation d'un logiciel de navigation sur le Web, on peut se trouver face à un grand nombre de liens où l'accès par défilement est très lent, incommode voire même impossible si le site web ne respecte pas les normes d'accessibilité de pages web.

On trouve des solutions logiciels qui utilisent un clavier virtuel dédié au contrôle du navigateur (clic souris, touche de tabulation, flèches de directions, ...) [9]. Ces solutions émulent généralement les déplacements du curseur de la souris en permettant de contrôler son déplacement afin de faire "comme si l'utilisateur contrôlait sa souris".

On trouve sur le marché des solutions pour piloter les déplacements de la souris via l'usage de caméra (IR, webcam) qui permettent de contrôler le curseur par un suivi de regard ou un mouvement de tête [10]. Sans parler des réglages techniques qui peuvent être fastidieux dans certains cas (éclairage de la pièce, sensibilité des déplacements), l'inconvénient majeur à notre sens est que le fait de contrôler les déplacements du curseur ne suffit pas il faut aussi comme sur une souris avoir la possibilité de cliquer. Généralement avec ce type de technologie le clic se fait par une pause à l'endroit où se situe le curseur ce qui demande de la précision et une certaine concentration à l'usage. De plus le curseur suit le regard ou bien la tête de l'utilisateur et de ce fait il n'y a pas vraiment de repos pour la lecture puisque l'arrêt du

curseur est compris comme la volonté de cliquer ce qui peut poser problème si l'arrêt se fait sur un item ou un lien sélectionnable.

L'analyse de l'usage d'un utilisateur face à son écran peut se diviser grossièrement en deux grandes phases : le temps de lecture et le temps d'action sachant que pour certaines personnes le déplacement du curseur est une aide à la lecture et non la volonté de cliquer où se situe le curseur. C'est dans cette idée de mixer l'usage d'un clavier virtuel contrôlable par accès direct ou bien par défilement, de respecter les phases de lecture et d'action, de permettre d'avoir un grand nombre d'items sélectionnables rapidement que se situe le travail présenté dans ce papier.

On se propose d'introduire le concept de marquage/numérotation à la volée des informations à l'écran qui ouvre la voie à un accès direct avec un clavier virtuel. En effet le fait de numéroter chaque item donne à l'utilisateur la possibilité d'interagir rapidement via son capteur de commande et ce de manière localisée quelque soit son type proportionnel ou tout-ou-rien. Il peut être plus rapide d'écrire "67" sur un clavier numérique que de sélectionner l'item 67 dans une liste, ceci dépendant bien entendu de la technique de balayage utilisée.

Notre objectif est de fournir une méthode générique d'interaction utilisable dans le cadre des interfaces d'aide à la communication basée sur une interaction via un clavier numérique qui permet de contrôler un nombre important d'items en limitant les déplacements du curseur de contrôle de l'interface ou bien les défilements dans le cadre des interfaces à balayage. Une application dédiée à l'utilisation du navigateur Firefox est présentée.

II. L'ACCESSIBILITE DU WEB

Actuellement, la majorité des sites internet est accessible uniquement au moyen de navigateurs graphiques traditionnels. Selon l'importance du handicap physique, moteur ou neurophysiologique leur accès est difficile voire impossible.

Pour répondre à cela, la WAI (Web Accessibility Initiative) du W3C (World Wide Web Consortium) [16] est un ensemble de directives destiné aux créateurs de sites Internet, afin de rendre leurs sites plus accessibles aux personnes handicapées. Ces directives s'appliquent au niveau du code HTML et demandent une réflexion sur la structure et l'organisation des données du site. Cependant, l'essor des services et applications en ligne reposant sur l'utilisation croissante de technologies hybrides telles que JavaScript ou AJAX complique les choses. La récente Accessible Rich Internet Applications Suite (ARIA) vise à mettre en place le cadre normatif nécessaire à l'accessibilité des applications Web dynamiques [1].

Dans le cas où le handicap moteur entraîne une imprécision dans les gestes et donc une difficulté à utiliser pleinement certains périphériques externes comme le clavier ou la souris, l'usage de la touche tabulation (ou équivalent) permet de sélectionner séquentiellement les éléments cliquables du document. Ceci est toutefois inopérant si le site ne respecte pas les directives du WAI avec en particulier l'utilisation du JavaScript.

D'autres stratégies existent pour soulager la tâche motrice de l'utilisateur comme par exemple le clic automatique par survol de la souris [2][3][7]. L'utilisateur déplace le curseur souris et le clic est obtenu à la position du curseur après un certains délai sans bouger.

Dans le cas d'un handicap moteur plus important, il est possible d'éviter une bonne partie des tâches motrices avec l'usage de logiciels de reconnaissance vocale. Mais il est plus courant de se porter sur des solutions à base de défilement. Le défilement automatique des liens de la page affichée est la plus courante [2][3][7]. CompuWeb-Access [2] propose également un défilement automatique du texte de la page et eSSENTIAL Accessibility™ [3] propose de nombreuses variantes d'accès aux éléments de la page : Clic automatique, Recherche manuelle / Recherche automatique, Souris XY, Souris de direction, Souris radar et Détection de mouvements mains libres à base de caméra web.

Alors que CompuWeb-Access [2] et HandiLog [7] demandent une intégration de leur technologie directement dans le site, eSSENTIAL Accessibility™ [3] s'appuie sur un navigateur propriétaire. Cette solution apparait discutable dans la mesure où ce navigateur reste perfectible et éloigné des standards du marché. De plus, malgré les nombreuses techniques de sélection proposées, l'accès aux éléments de la page reste long et parfois difficile voire impossible.

Notre travail a pour but de permettre l'accès ou de réduire le temps d'accès à tous les éléments mais en utilisant un navigateur standard du marché afin de profiter des dernières évolutions. En ce qui concerne, le navigateur nous avons utilisé le navigateur Firefox [5].

Ce navigateur est bien adapté par sa facilité à intégrer des extensions. De plus le travail proposé dans ce papier pourra être facilement adapté à tous les outils de la fondation Mozilla à l'initiative de Firefox. Pour faciliter l'accès aux éléments de la page, nous avons basé notre travail sur l'extension Vimperator [15] décrite dans la partie suivante.

III. VIMPERATOR

L'analyse précédente montre que l'usage d'un navigateur internet se base souvent sur l'accès direct aux éléments interactifs. À l'aide d'un pointeur généralement contrôlé par une souris, l'utilisateur désigne les objets afin de changer de page, d'entrer des données dans des champs de saisie, etc. Pourtant dans certaines circonstances, l'usage d'un pointeur est difficile ou non souhaité. Cela peut être pour des raisons d'handicap, de confort, d'efficacité, etc.

L'idée d'utiliser un navigateur internet sans pointeur est à la base du développement de plusieurs projets comme Uzbl [13], jumanji [8], Pentadactyl [11] et Vimperator [15]. Ces projets visent à pouvoir utiliser son navigateur internet sans jamais avoir à retirer les mains du clavier. Ils reprennent une syntaxe de commande proche de celle de l'éditeur de texte Vim [14]. Uzbl et jumanji sont des navigateurs à part entière alors que Pentadactyl et Vimperator sont des extensions pour le navigateur FireFox. Pour notre travail, nous avons privilégié l'aspect extension d'un navigateur bien connu et en particulier l'extension Vimperator qui est à la base de Pentadactyl.

Vimperator permet une navigation complète au clavier, que ce soit un contrôle complet de l'interface de FireFox ou une interaction directe sur la page internet affichée. Il permet par exemple le défilement des ascenseurs, la manipulation des onglets, la recherche de texte ou le déclenchement de liens. Tout ceci est réalisé à l'aide d'une ligne de commande qui remplace la barre d'état de FireFox.

Un aspect très important repose sur l'accès direct aux liens de la page affichée. Pour cela, Vimperator numérote les liens et les numéros obtenus sont affichés directement sur la page. La figure 1 montre la page d'accueil du site www.apf.asso.fr.

Fig.1 : Le site de l'APF.

La figure 2 montre ce même site avec la numérotation Vimperator : l'utilisateur a activé cette fonctionnalité en tapant 'f' sur la ligne de commande. La loupe montre la numérotation de trois liens de la page d'origine. Un accès direct aux liens est alors possible simplement en tapant son numéro sur la ligne de commande. Des filtres sont possibles : la frappe d'un mot permet de ne conserver visibles que les numéros des éléments contenant ce mot. Lorsqu'un seul élément subsiste, il est automatiquement déclenché.

Fig.2 : Le site de l'APF avec la numérotation de Vimperator.

Toutefois, certaines limites existent. La numérotation est effectuée par rapport à la page affichée et commence à 1. En cas de défilement, un élément de la page changera donc de numéro. Même si Vimperator fonctionne très bien dans la majorité des cas, certaines difficultés peuvent apparaître avec du code JavaScript ou certaines feuilles de style. Par exemple, sur le site www.apf.fr, il est impossible d'accéder aux menus déroulants

« S'INFORMER », « NOUS AIDER » et « S'IMPLIQUER ». Ils sont numérotés mais ils nécessitent le pointage avec la souris pour déclencher le script JavaScript. De même, les éléments (à gauche de PACTE APF – à préciser sur la figure 1) sont correctement numérotés de 18 à 22 et donc accessibles directement mais les numéros n'apparaissent pas correctement à l'écran. Ces défauts rendent donc l'usage de la souris encore nécessaire.

IV. HANDIFOX

HandiFox se veut l'adaptation de Vimperator pour les utilisateurs handicapés physiques. La figure 3 montre l'architecture globale utilisée.

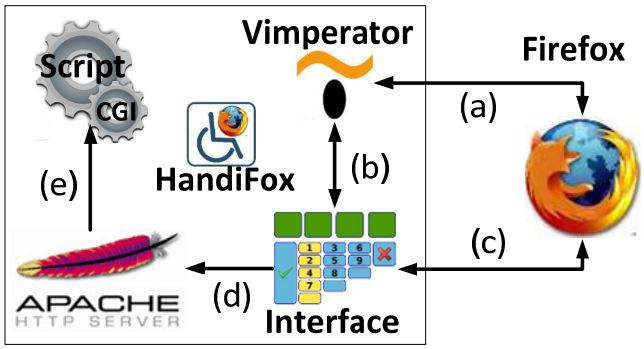


Fig.3 : Architecture globale d'HandiFox.

HandiFox s'appuie sur Vimperator. Grâce à sa connection (a) avec Firefox, il est possible de profiter des capacités de numérotation des liens et des éléments des pages affichés dans le navigateur. L'interaction se base exclusivement sur l'usage d'une interface à défilement. Cette interface permet d'agir directement avec Vimperator (b) et avec Firefox (c).

Certaines difficultés sont toutefois apparues dans la mise en œuvre du prototype. Comme nous l'avions noté dans la partie III, l'usage de la souris restait nécessaire pour interagir avec certains éléments affichés notamment ceux liés à du JavaScript. Cet usage est également apparu indispensable pour interagir avec certaines boîtes de dialogue pouvant apparaître au cours de l'usage de Firefox. L'interface permet donc la manipulation du curseur souris. Deux interactions sont donc proposées à l'utilisateur : un scan de l'écran pour placer le curseur souris à une coordonnée XY et un déplacement direct sur un élément numéroté par Vimperator. Dans le premier cas, un balayage de l'écran est réalisé (verticalement puis horizontalement), et le curseur est amené à la position XY sélectionnée. Dans le second cas, l'utilisateur entre le numéro de l'élément à pointer avec le clavier numérique et le curseur est automatiquement amené au centre de cet élément.

La réalisation de cette manipulation du curseur souris a imposé l'usage d'un serveur Web (Apache dans notre prototype) couplé à un script CGI (Common Gateway Interface - Interface de Passerelle Commune). En effet, dans une extension Firefox qui est écrite en JavaScript, il est impossible de manipuler le curseur souris pour des raisons de sécurité. Nous avons donc contourné le problème en installant le serveur et le script sur la machine où est utilisé Firefox. Lorsqu'un déplacement de curseur souris est nécessaire, l'interface envoie une requête au serveur Web (d) pour invoquer le script CGI (e) avec les coordonnées désirées. Le script n'ayant pas les mêmes contraintes de sécurité, le déplacement est donc possible. Ce script CGI nous sert également pour d'autres traitements comme générer des événements claviers afin de contrôler les différents éléments de dialogue apparaissant dans Firefox (listes déroulantes, zones de saisie, …). L'usage du script CGI nous permet donc de lever toutes les restrictions apparues en JavaScript.

Sur cette base, un prototype a été développé, βHandiFox. La figure 4 montre l'organisation globale de la fenêtre de navigation. La fenêtre FireFox est divisée en deux parties. On retrouve à droite la page Web affichée et à gauche la zone de commande de βHandiFox. Cette zone de commande est accessible par défilement. À tout moment l'utilisateur peut agir sur ce défilement à l'aide d'un capteur tout-ou-rien. D'autres mécanismes d'interaction sont à l'étude.

Fig.4 : Copie d'écran de Firefox et βHandiFox.

βHandiFox s'appuie sur différents modes afin d'offrir une interface adaptée à chaque situation. Les commandes proposées changent donc d'un mode à l'autre. Les quatre modes accessibles sont :

- *Interaction,*
- *Page*,

- *Firefox*,
- *Saisie*.

Le mode *Interaction* a pour objectif d'offrir l'accès aux fonctionnalités nécessaires pour interagir sur les éléments de la page (déclenchement de lien, sélection dans une liste déroulante, etc.).

Le mode *Page* a pour objectif d'offrir l'accès aux fonctionnalités nécessaires pour lire une page (défilement, zoom, etc.) et pour gérer les pages à ouvrir ou ouvertes (onglets, précédent, suivant, etc.).

Le mode *Firefox* a pour objectif d'offrir des raccourcis pour accéder aux fonctionnalités principales du navigateur (menus, favoris, options, etc.).

Le mode *Saisie* a pour objectif de permettre la saisie d'information dans la zone d'édition active (mot à rechercher, URL, etc.).

Dans la suite, nous détaillons le mode *Interaction* afin d'illustrer les mécanismes généraux de βHandiFox. La figure 5 montre une copie d'écran de ce mode.

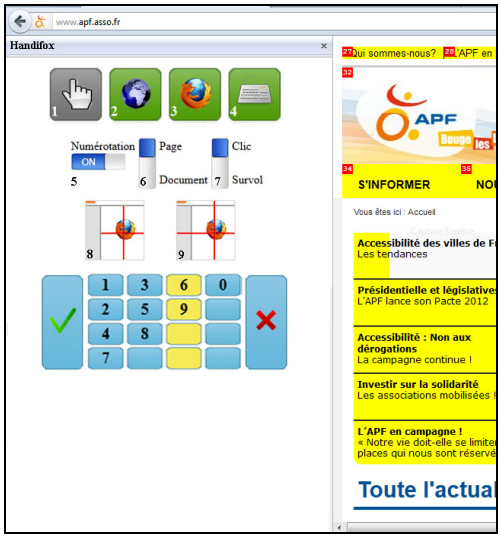


Fig.5 : L'interface du mode *Navigation* dans βHandiFox.

Le mode Navigation s'appuie sur un bandeau et un clavier numérique. Le bandeau présente les quatre modes accessibles :

- *Interaction* (1),
- *Page* (2),
- *Firefox* (3),
- *Saisie* (4),

et des options/commandes du mode *Navigation* :

- avec ou sans numérotation des liens par Vimperator (5),
- numérotation des liens par rapport à la page ou au document (6),
- clic souris ou survol souris lors de la sélection d'un lien ou du déplacement de la souris par scan XY (7),
- scan souris XY (8 et 9).

Le mode Navigation étant actif, il est présenté sur fond gris. La figure 5 montre Vimperator actif (5), la numérotation des liens par page active (6) et le survol de la souris activé (7).

Le clavier numérique est la partie la plus importante du mode *Navigation*. Le défilement se fait exclusivement sur ce clavier. Il permet d'accéder directement au bandeau à partir des numéros associés (par exemple, 2✓ permet d'accéder au mode *Page*). De la même façon, le clavier numérique permet la saisie de nombres supérieurs à 9. Si Vimperator n'est pas actif, ces nombres sont ignorés. Par contre si Vimperator est actif, son interprétation diffère en fonctions des options. Par exemple, si l'option 'clic souris' est active, le lien associé au numéro sera déclenché ou la zone de saisie associée au numéro recevra le focus (ie. le curseur texte afin de recevoir les entrées caractères). Par contre, si l'option 'survol souris' est active, le curseur souris sera déplacé au centre de l'élément associée au numéro. Ceci permettra de déclencher des scripts JavaScript ou faire apparaître les informations alternatives de l'élément.

Les autres modes de βHandiFox sont construits sur le même principe. À partir d'un mode, il est possible de passer dans n'importe quel autre mode. Ceci est important car l'usage d'un navigateur Web impose souvent de passer de la saisie d'information à la sélection d'un lien en passant par l'ouverture d'un nouvel onglet. De plus, βHandiFox change automatiquement de mode selon certaines règles. Par exemple, la sélection d'une zone de saisie en mode *Navigation* entraîne automatiquement l'activation du mode *Saisie*.

V. CONCLUSION

Avec HandiFox nous avons basé notre travail sur le fait de numéroter les éléments interactifs. Cela permet via un clavier numérique de contrôler un nombre important d'items en limitant les déplacements du curseur de contrôle de l'interface ou bien les défilements dans le cadre des interfaces à balayage. L'utilisateur peut ainsi naviguer dans une page Web ou sélectionner les options d'HandiFox via l'usage d'un clavier numérique.

Le prototype βHandiFox est opérationnel et a montré que nos choix technologiques sont viables. Ce prototype combine la sélection des éléments par numérotation et l'usage d'une souris par scan XY. Il doit très prochainement être utilisé pour une première évaluation en situation. Cette évaluation permettra de valider l'approche de numérotation des éléments et de valider HandiFox comme une solution viable à la navigation sur le Web pour personnes handicapées physiques.

Le travail se poursuit également afin d'adapter cette méthode de numérotation à d'autres solutions logicielles.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] ARIA. http://www.w3.org/TR/wai-aria/
[2] CompuWeb-Access. http://www.compuzik.com/
[3] eSSENTIAL Accessibility™. http://www.essentialaccessibility.com
[4] Eviacam. http://eviacam.sourceforge.net/eviacam.php
[5] Firefox. http://www.mozilla.org/fr/firefox
[6] S. Ghedira, P. Pino, G. Bourhis. Conception and Experimentation of a Communication Device with Adaptive Scanning, February 2009, Transactions on Accessible Computing (TACCESS), Volume 1 Issue 3
[7] HandiLog. http://www.ecedi.fr/
[8] Jumanji. http://pwmt.org/projects/jumanji/
[9] N CLICK : http://www.polital.com/pnc/pnc_fr.htm
[10] A. Olsen, A. Schmidt, P. Marshall, V. Sundstedt. Using eye tracking for interaction, May 2011, CHI EA '11: Proceedings of the 2011 annual conference extended abstracts on Human factors in computing systems
[11] Pentadactyl. http://dactyl.sourceforge.net/pentadactyl/
[12] C. G. Pinheiro, E. LM Naves, P. Pino, E. Losson, A. O Andrade and G. Bourhis, Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey, BioMedical Engineering OnLine Volume 10, 2011
[13] Uzbl. http://bl.org
[14] Vim. http://www.vim.org/
[15] Vimperator. http://vimperator.org/vimperator
[16] WAI. http://www.w3.org/WAI/
[17] T. Wandmacher, J.-Y. Antoine, F. Poirier, J.-P. Départe. Sibylle, An Assistive Communication System Adapting to the Context and Its User, May 2008, Transactions on Accessible Computing (TACCESS) , Volume 1 Issue 1

Compensation automatique de la perte de contraste de pages web pour le daltonisme

Alina Mereuţă, Sébastien Aupetit, Mohamed Slimane
Université François Rabelais Tours, Laboratoire Informatique (EA6300)
64, avenue Jean Portalis, 37200 Tours, France
alina.mereuta@univ-tours.fr, aupetit@univ-tours.fr, slimane@univ-tours.fr

***Résumé*—L'accessibilité n'est malheureusement pas une des préoccupations principales lors de la conception de sites web. Les webmasters créent involontairement de nombreuses barrières pour des personnes présentant un handicap. Face à cette constatation, il devient important d'identifier ces barrières et de proposer des solutions pour les lever ou du moins pour diminuer leurs impacts pour l'internaut. Le choix des couleurs et incidemment des contrastes induis dans un site web n'est en général pas le résultat d'un choix aléatoire mais résulte souvent d'une volonté de transmettre ou accentuer des informations. Ceci est particulièrement vrai pour le contenu textuel d'une page. Lorsque l'utilisateur présente une forme de daltonisme, la perception des couleurs et des contrastes est modifiée. Dans notre étude, nous montrons que la perte de contraste pour un daltonien peut être importante et donc la perte d'information peut l'être également. Nous proposons une méthode inspirée des systèmes masse-ressort ayant pour but de modifier les couleurs de manière à rétablir au sein de la page les contrastes existant pour une personne sans daltonisme. Les expérimentations sur plusieurs sites web permettent de montrer que la méthode est efficace pour réduire la perte de contraste pour des utilisateurs protanopes et deutéranopes.**

***Mots clés*—accessibilité, aide technique, contraste, daltonisme, site web**

I. Introduction

Rendre le web accessible signifie que n'importe qui, quelque soit ses capacités, doit pouvoir accéder au web. Pour y parvenir, il est essentiel que l'ensemble des maillons (contenus, navigateurs, développeurs, aides techniques et outils d'évaluation) coopèrent ensemble [1]. La faiblesse d'un seul maillon suffit pour qu'un site web soit moins accessible voire inaccessible à l'utilisateur présentant un handicap.

De nombreux sites web ont été créés et sont créés sans considérer la problématique de l'accessibilité malgré l'existence de guides tels que les WCAG [2], [3]. Afin d'éliminer ou au moins de réduire les limites imposées par les sites web peu ou pas accessible, de nombreux outils de transformations ont été développés. Ces outils peuvent être regroupés en quatre catégories :

1) les outils de création et d'évaluation de page facilitant la création de sites accessibles [4]–[6] ;
2) les outils *côté serveur* dont l'objectif est de transformer les pages web à la demande directement sur le serveur web hébergeant les pages [7]–[10] ;
3) les outils *côté client* effectuant une transformation du contenu soit entre le navigateur et le web [11]–[16], soit au sein du navigateur [17] ;
4) les aides techniques [18], [19].

Dans cet article, nous nous intéressons à un proxy de transformation de pages web s'exécutant *côté client*. Ce proxy est un des composants du projet SWAP (Smart Web Accessibility Proxy). Ce type d'outils possède comme principal avantage de permettre d'assurer un niveau élevé de personnalisation et de confidentialité sans changer les habitudes de l'utilisateur : les outils et aides techniques habituels de la personne sont préservés. Deux études [20], [21] ont montré l'intérêt de la transformation via un proxy pour des personnes présentant un handicap ou pas. La principale critique qui peut être faite est que la majorité des outils se contentent de supprimer du contenu impliquant de fait une perte d'information pour l'utilisateur sans pour autant augmenter l'accessibilité.

Dans cet article, nous nous intéressons au problème de la perte d'information en présence de daltonisme. Cette perte d'information se matérialise sous la forme d'une perte de contraste. Dans une page web, les contrastes de couleurs introduits par l'auteur ont, en général, pour but de facilité la transmission de l'information. La méthode que nous proposons a pour but de modifier les couleurs de la page de manière à ce que les contrastes intentionnels de l'auteur soient préservés pour le lecteur daltonien.

Dans la suite de cet article, nous présenterons le projet SWAP, le daltonisme et un rapide état de l'art sur les méthodes de recolorisation prenant en compte le daltonisme. Nous poursuivrons par une présentation de la méthode que nous proposons et nous terminerons sur des expérimentations.

II. Le projet Smart Web Accessibility Proxy

Nos travaux ont été conduit en utilisant les outils du projet SWAP (Smart Web Accesibility Proxy)[1]. Le projet SWAP a pour objectif de proposer un ensemble d'outils *open source* permettant d'implémenter de façon modulaire et extensible un proxy *côté client* transformant les contenus web pour les rendre plus accessibles et utilisables. Ce proxy peut être utilisé de façon transparente par tout client HTTP tels qu'un navigateur ou une aide technique spécialisée. L'unique contrainte consiste à configurer les clients de manière à ce que ceux-ci accèdent au web via le proxy. En tant qu'intermédiaire s'exécutant sur la machine de l'utilisateur, il est alors possible d'effectuer toute transformation adéquat du contenu, y

1. https://projectsforge.org/projects/swap

compris lors de connexions sécurisées HTTPS, si l'utilisateur le souhaite.

Le projet SWAP a été conçu de manière à faciliter l'accès à l'information pour les utilisateurs présentant un handicap ou pas. Un des objectifs principaux du projet est d'identifier des problèmes d'accès aux contenus web et de proposer des adaptations sur mesure à l'utilisateur en fonction de ses besoins et de ses exigences.

III. Le daltonisme

La couleur est une sensation visuelle qui est produite par l'interaction entre la lumière et les photorécepteurs (ou cônes) de la rétine de l'œil. Il est largement admis que la perception des couleurs par l'homme est un phénomène à trois stimuli [22] provenant de trois types de cônes : S, M et L. Les cônes S, M et L sont respectivement réactifs aux longueurs d'ondes courtes (420nm, bleu), aux longueurs d'ondes moyennes (534nm, vert) et aux longueurs d'ondes longues (564nm, rouge).

La déficience de la perception des couleurs se traduit par une capacité diminuée ou inexistante de perception de certaines couleurs. Plusieurs types de déficiences existent :

- l'achromatopsie : seuls les blancs, les noirs et les niveaux de gris sont perçus ;
- la protanomalie, la deutéranomalie et la tritanomalie : les trois cônes sont présents mais ne fonctionnent pas correctement ;
- la protanopie (indiscernabilité rouge-vert), la deutéranopie (indiscernabilité rouge-vert) et la tritanopie (indiscernabilité bleu-jaune) : seuls deux cônes sont fonctionnels.

Environ 7% de la population est touchée par la protanomalie, la deutéranomalie ou la tritanomalie, et environ 2.4% de la population présente une protanopie, une deutéranopie ou une tritanopie [23]. Pour simuler la protanopie, la deutéranopie ou la tritanopie, plusieurs algorithmes [24]–[26] et outils de simulation [27], [28] ont été proposés au fil du temps. Dans la suite de cet article, nous nous intéressons à la protanopie, à la deutéranopie et à la tritanopie que nous regrouperons sous le terme général de daltonisme.

IV. Recolorisation pour le daltonisme

De nombreux travaux ont été réalisés avec l'objectif de réduire la perte d'information pour les daltoniens. Ces travaux se sont focalisés principalement sur trois domaines :

- la recolorisation d'images pour préserver les détails [26], [29]–[34] en utilisant des techniques aussi variées que des changements d'échelle linéaire, de la substitution de couleurs, des mélanges gaussiens, des systèmes masse-ressort ou des palettes hiérarchiques ;
- la recolorisation de document pour maintenir un certain niveau de contraste [35] en utilisant un recuit simulé ;
- la recolorisation de page web pour augmenter le contraste [36], [37] en utilisant des algorithmes génétiques ou des lignes de confusion.

Afin de confirmer l'intérêt du problème de perte de contraste, nous avons construit les graphiques de la figure 1 à partir des 256^3 couleurs de l'espace sRGB. Pour tout couple de couleurs, les graphiques présentent en abscisse le contraste du couple pour une personne sans déficience de couleurs tandis que les ordonnées indiquent la valeur du contraste perçu par un daltonien. Les figures permettent de confirmer que la perte de contraste peut être importante pour les trois formes de daltonisme que nous considérons.

V. Module de recolorisation

A. Généralités

Pour permettre de rendre le web plus accessible aux personnes présentant un handicap, la Web Accessibility Initiative (WAI) du W3C a édité des guides tels que les WCAG (Web Content Accessibility Guidelines) 1.0 [2] et 2.0 [3]. Ces guides s'organisent en trois niveaux de priorités (A, AA et AAA) définissant chacun des niveaux d'exigences pour les sites web accessibles. Le point 2.2 des WCAG 1.0 indique que « le niveau de contraste entre les couleurs d'avant plan et d'arrière plan doivent être suffisamment élevé, pour permettre une compréhension pour des personnes ayant un déficit de perception des couleurs ou lors de la visualisation en noir et blanc ».

Au delà du problème de contraste minimum à satisfaire, on peut remarquer que les couleurs jouent un rôle important. Les couleurs et notamment les variations de contraste dues aux couleurs choisies contribuent de façon significative aux informations transmises par l'auteur de la page. Nous avons vu précédemment que les contrastes perçus peuvent être modifiés de façon importante. Une partie des informations transmises ne peut plus être perçues et à l'inverse des informations en trop peuvent apparaître lors d'une variation involontaire du contraste. Nos travaux tente d'apporter une solution au problème de l'éventuelle perte de contraste (et d'information) induite par le daltonisme. Pour résoudre ce problème, nous proposons d'utiliser un système masse-ressort pour recoloriser les pages web de manière à ce que les différences de contrastes perçus par un daltonien correspondent aux différences de contrastes perçus par une personne sans déficience de couleurs.

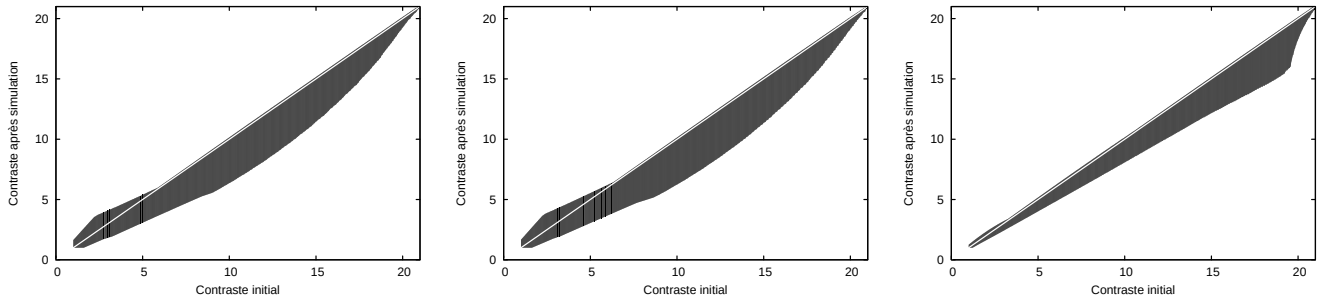
B. Système masse-ressort

Un système masse ressort est défini par un ensemble d'objets (masses) connectés par des liens extensibles (ressorts). Chaque objet i est défini par une masse m_i et par une position $p_i(t)$ à tout instant $t \in \mathbb{R}^+$. Chaque ressort entre deux objets i et j est défini par sa longueur au repos $l^0_{i,j}$, par son élasticité $k_{i,j}$, que nous considérerons égale à 1 dans la suite, et par sa longueur effective $l_{i,j}(t)$ à tout instant $t \in \mathbb{R}^+$.

Soit $\mathcal{A}_i$ l'ensemble des numéros d'objets connectés par un ressort avec l'objet i. Le système masse-ressort est alors régi par l'équation de mouvement suivante :

$$\frac{d^2 p_i}{dt^2}(t) = \frac{1}{m_i} \sum_{j \in \mathcal{A}_i} k_{ij}(1 - \frac{l^0_{i,j}}{l_{i,j}(t)})(p_j(t) - p_i(t)) \ .$$

Un système masse-ressort possède une ou plusieurs configurations d'équilibre. Pour obtenir une des configurations



(a) Protanopie (b) Deutéranopie (c) Tritanopie

FIGURE 1. Relation entre le contraste original et le contraste par simulation du daltonisme sur l'ensemble du spectre sRGB. La limite blanche ($y = x$) matérialise l'absence de perte de contraste.

d'équilibre, il suffit d'intégrer numériquement les équations de mouvement en utilisant la méthode [38] d'Euler, de Verlet ou de Runge-Kutta. La méthode de Verlet a été utilisée pour les expérimentations suivantes.

C. Résolution du problème de perte de contraste avec un système masse-ressort

Dans la suite de cet article, les couleurs sont représentées dans l'espace de couleurs sRGB codé sur $[\![0:255]\!]^3$. Les positions du système masse-ressort sont codées sur $\mathbb{R}^3$. Lorsque c'est approprié, les coordonnées des positions sont tronquées sur $[0:255]^3$ et les valeurs sont arrondies aux entiers les plus proches pour obtenir des couleurs sRGB.

Soit $\mathcal{C} = \{c_1, \ldots, c_{|\mathcal{C}|}\}$ l'ensemble des couleurs des textes de la page web. Soit $\mathcal{E} \subset \mathcal{C} \times \mathcal{C}$ l'ensemble des couples (avant plan, arrière plan) de couleurs présents dans la page web et $w_{a,b} \in \mathbb{R}^+$ le poids associés au couple $(a,b) \in \mathcal{E}$. Dans notre modélisation, ce poids correspond au nombre de caractères de la page web utilisant ce couple de couleurs.

Pour toute couleur $a \in \mathcal{C}$, nous définissons c_a^I l'objet représentant la couleur a actuellement présente dans la page web (couleur initiale). Nous définissons $p_{c_a^I}(0) \in \mathbb{R}^3$ le point correspondant aux coordonnées de a dans l'espace colorimétrique sRGB et $m_{c_a^I} = +\infty$. Dans ce cas, $p_{c_a^I}(t)$ est constant et $p_{c_a^I}(t) = p_{c_a^I}(0)$. c_a^I joue le rôle d'ancre dans l'espace.

Pour toute couleur $a \in \mathcal{C}$, nous définissons c_a^F l'objet représentant la couleur a après modification dans l'espace colorimétrique sRGB. Initialement, aucune modification n'est effectuée donc $p_{c_a^F}(0) = p_{c_a^I}(0)$. La masse de ces objets est définie telle que la masse de la couleur soit grande lorsque la couleur est très présente dans la page. Ainsi, une couleur « rare » aura une masse faible. La masse de ces objets est donnée par :

$$m_{c_a^F} = \frac{\sum_{(a,b)\in\mathcal{E}} w_{a,b} + \sum_{(b,a)\in\mathcal{E}} w_{a,b}}{\sum_{(x,y)\in\mathcal{E}} w_{x,y}} .$$

L'intégration du système permettra donc à une couleur rare d'être déplacée plus facilement qu'une couleur fréquente.

Soient $\epsilon > 0$ (0.03 dans nos expérimentations) et d_{CIELab} la distance euclidienne entre deux couleurs dans l'espace colorimétrique CIEL*a*b*. Soit $\Gamma(x,y) \in [1:21]$ une mesure du contraste entre les deux couleurs x et y représentée dans l'espace sRGB [3]. Soit $D(x) \in [\![0:255]\!]^3$ la fonction de simulation de la protanopie, de la deutéranopie ou de la tritanopie. Pour tout couple de couleur $(a,b) \in \mathcal{E}$, on définit respectivement $\Gamma^I_{a,b}$ et $\Gamma^{F,D}_{a,b}$, les contrastes pour une personne sans déficience de perception des couleurs et avec déficience de perception des couleurs. On a :

$$\Gamma^I_{a,b} = \Gamma(p_{c_a^I}(0), p_{c_b^I}(0)) ,$$

$$\Gamma^{F,D}_{a,b}(t) = \Gamma(D(p_{c_a^F}(t)), D(p_{c_b^F}(t))) ,$$

$$\Gamma^{F,D}_{a,b} = \lim_{t\to\infty} \Gamma^{F,D}_{a,b}(t) .$$

Pour garantir que les couleurs ne sont pas trop modifiées lors de l'adaptation, un ressort est ajouté entre c_a^I et c_a^F pour toute couleur $a \in \mathcal{C}$ afin de réduire la différence de perception des couleurs. On définit pour tout couple de couleur $(a,b) \in \mathcal{E}$:

$$l^0_{c_a^I, c_a^F} = \epsilon$$

et

$$l_{c_a^I, c_a^F}(t) = \epsilon + d_{CIELAB}(p_{c_a^I}(t), p_{c_a^F}(t)) .$$

Pour faire en sorte que le contraste pour un daltonien ($\Gamma^{F,D}_{a,b}$) soit au niveau du contraste pour une personne ordinaire ($\Gamma^I_{a,b}$), nous ajoutons un ressort pour tout couple de couleurs $(a,b) \in \mathcal{E}$ tel que

$$l^0_{c_a^F, c_b^F} = \epsilon$$

et

$$l_{c_a^F, c_b^F}(t) = \epsilon + \max(\Gamma^I_{a,b} - \Gamma^{F,D}_{a,b}) .$$

La structure générale du système masse-ressort est donnée par la figure 2.

Lorsque ce système converge vers une configuration stable, il tend, sans forcément y parvenir, à satisfaire les contraintes suivantes :

- $d_{CIELAB}(p_{c_a^I}(t), p_{c_a^F}(t)) = 0$ (pas de changement de couleurs)
- $\max(\Gamma^I_{a,b} - \Gamma^{F,D}_{a,b}) = 0$ c'est-à-dire $\Gamma^{F,D}_{a,b} > \Gamma^I_{a,b}$ (augmentation de contraste) ou $\Gamma^I_{a,b} = \Gamma^{F,D}_{a,b}$ (compensation de la perte de contraste)

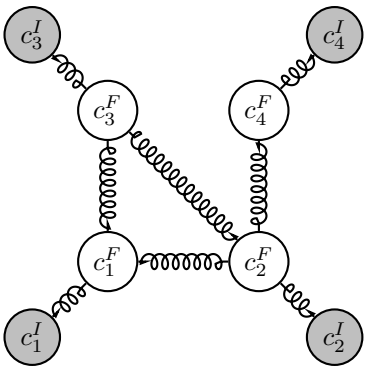


FIGURE 2. Structure du système masse-ressort pour les couples de couleurs (1,2), (1,3), (2,3) et (2,4)

Bien entendu, il est possible que la ou les positions d'équilibre du système ne soient qu'un compromis. Ce compromis respecte au mieux les conditions précédentes pour les contraintes imposées. Dans tous les cas, nous pouvons considérés que les configurations d'équilibre du système fournissent des solutions au problème du maintient du contraste tout en réduisant les changements de couleurs. De plus, en considérant $p_{c_a^F}(0) = p_{c_a^I}(0)$, nous permettons au système de converger vers un équilibre proche des couleurs initiales. Dans ces conditions, le système masse-ressort et la recherche de cet équilibre constituent un algorithme déterministe fournissant toujours la même solution pour les même données de départ. Cela peut paraître problématique au premier abord mais il s'agit au contraire d'un point très positif pour l'utilisateur : la page web ne change pas d'aspect à chaque visite.

VI. EXPÉRIMENTATIONS ET DISCUSSION

Pour réaliser nos expérimentations, nous avons considéré 87 pages web choisies au hasard sur le web. Le texte et les couleurs associées au texte ont été extraits par l'analyse des styles HTML et CSS des pages. Les couleurs de l'avant plan et de l'arrière plan sont différenciées. L'ensemble des couleurs $\mathcal{C}$ est constitué des couleurs distinctes de l'avant plan et des couleurs distinctes de l'arrière plan. Pour chaque couple de couleur, les poids associés sont obtenus par comptage du nombre de caractères textuels utilisant le couple de couleurs dans la page.

La fonction Γ, de mesure du contraste, utilise les formules définies dans les WCAG 2.0 [3]. La fonction D, simulant la daltonisme, utilise l'algorithme proposé par Kuhn *et al* [26].

Le contraste moyen $\bar{\Gamma}^I$, le contraste moyen pondéré $\bar{\Gamma}^{I,W}$ et leurs équivalents $\bar{\Gamma}^I_D$ et $\bar{\Gamma}^{I,W}_D$ après simulation du daltonisme sont définis par :

$$\bar{\Gamma}^I = \sum_{(a,b)\in\mathcal{E}} \Gamma(p_{c_a^I}, p_{c_b^I}) \ ,$$

$$\bar{\Gamma}^{I,W} = \frac{\sum\limits_{(a,b)\in\mathcal{E}} w_{a,b} * \Gamma(p_{c_a^I}, p_{c_b^I})}{\sum\limits_{(a,b)\in\mathcal{E} w_{a,b}}} \ ,$$

$$\bar{\Gamma}^I_D = \sum_{(a,b)\in\mathcal{E}} \Gamma(D(p_{c_a^I}), D(p_{c_b^I})) \ ,$$

$$\bar{\Gamma}^{I,W}_D = \frac{\sum\limits_{(a,b)\in\mathcal{E}} w_{a,b} * \Gamma(D(p_{c_a^I}), D(p_{c_b^I}))}{\sum\limits_{(a,b)\in\mathcal{E}} w_{a,b}} \ .$$

Les contrastes équivalents sur les couleurs obtenus après convergence du système masse ressort seront notées $\bar{\Gamma}^F$, $\bar{\Gamma}^{F,W}$, $\bar{\Gamma}^F_D$ et $\bar{\Gamma}^{F,W}_D$. Les versions pondérés permettent de prendre en compte que certains couples de couleurs apparaissent plus souvent que d'autre dans une page. Par conséquent, s'il faut arriver à un compromis, il vaut mieux privilégier la modification des contrastes les plus fréquents.

Nous avons réalisé plusieurs tests statistiques (cf. Table I). Les conclusions sont les suivantes :

- $\bar{\Gamma}^I > \bar{\Gamma}^I_D$: il y a une diminution du contraste moyen perçu par un daltonien ;
- $\bar{\Gamma}^{I,W} > \bar{\Gamma}^{I,W}_D$: il y a une diminution du contraste moyen pondéré perçu par un daltonien ;
- $\Delta\bar{\Gamma}^I > \Delta\bar{\Gamma}^F_D$: la méthode proposée permet de compenser la perte de contraste moyen perçu par un deutéranope ou pour un protanope ;
- $\Delta\bar{\Gamma}^{I,W} > \Delta\bar{\Gamma}^{F,W}_D$: la méthode proposée permet de compenser la perte de contraste moyen pondéré perçu par un deutéranope ou pour un protanope.

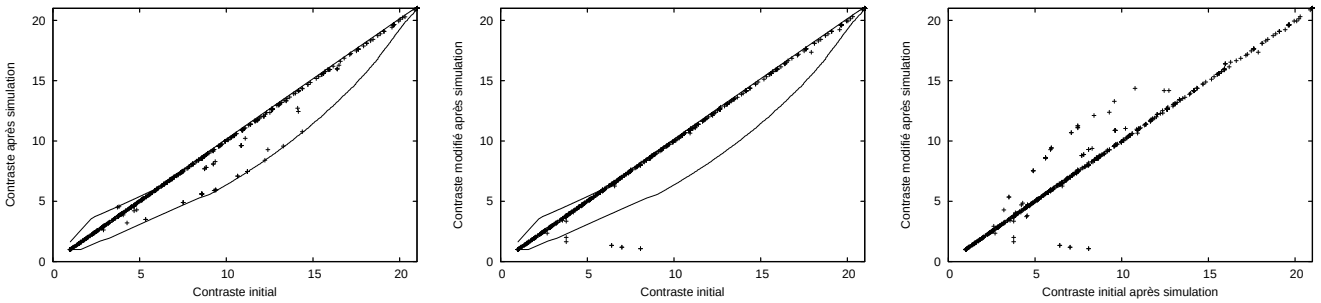
De part sa construction (une seule configuration de départ), notre méthode est déterministe. Par conséquent, nous avons pu construire les figures 3, 4 et 5 afin de montrer la relation liant le contraste initial simulé et le contraste simulé après modification des couleurs par notre algorithme sur le jeu de test. Nous pouvons remarquer que le système masse-ressort que nous avons défini permet de compenser les plus grandes pertes de contraste dues à la protanopie ou à la deutéranopie. A l'opposé, pour la tritanopie, nous constatons que le système masse-ressort ne parvient pas à compenser les pertes. Nous suspectons deux causes possibles à cette incapacité : (1) la contrainte de modification minimale des couleurs ($l^0_{c_a^I, C_a^F}$) est peut être trop forte ou (2) les positions initiales $p_{c_a^F}(0)$ conduisent à un optimum local du système.

VII. CONCLUSION

Dans cet article, nous nous somme intéressé au problème de la perte de contraste que l'on peut constater pour une personne protanope, deutéranope ou tritanope dans le contenu textuel d'une page web. Nous avons montré que cette perte de contraste peut être importante pour les trois formes de déficience de perception des couleurs considérées. En général, le contraste des couleurs dans un texte est utilisé pour transmettre de l'information. Par conséquent, une perte importante de contraste constitue un handicap potentiellement important pour la compréhension des intentions de l'auteur de la page web. Nous avons proposé une nouvelle méthode pour compenser la perte du contraste en modifiant les couleurs textuelles du document. Les principes des systèmes masse-ressort servent de base à notre méthode. Les premières expérimentations sur

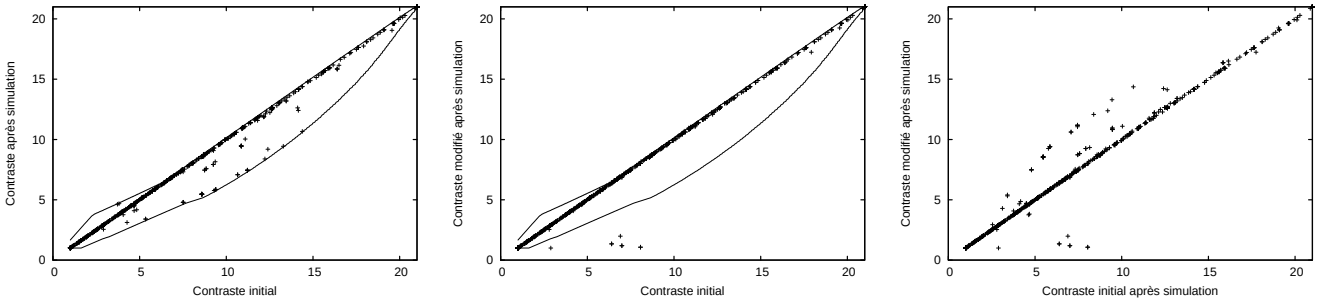
TABLE I
Tests du rang signé de Wilcoxon à 5%

Déficience	Comparaison des médianes de							
	$\bar{\Gamma}^I$ et $\bar{\Gamma}^I_D$		$\bar{\Gamma}^{I,W}$ et $\bar{\Gamma}^{I,W}_D$		$\Delta\bar{\Gamma}^I$ et $\Delta\bar{\Gamma}^F_D$		$\Delta\bar{\Gamma}^{I,W}$ et $\Delta\bar{\Gamma}^{F,W}_D$	
	p-valeur	Conclusion	p-valeur	Conclusion	p-valeur	Conclusion	p-valeur	Conclusion
Protanopie	< 0.004	$\bar{\Gamma}^I_D < \bar{\Gamma}^I$	< 0.001	$\bar{\Gamma}^{I,W} > \bar{\Gamma}^{I,W}_D$	< 0.001	$\Delta\bar{\Gamma}^I > \Delta\bar{\Gamma}^F_D$	< 0.002	$\Delta\bar{\Gamma}^{I,W} > \Delta\bar{\Gamma}^{F,W}_D$
Deutéranopie	< 0.001	$\bar{\Gamma}^I_D < \bar{\Gamma}^I$	< 0.01	$\bar{\Gamma}^{I,W} > \bar{\Gamma}^{I,W}_D$	< 0.01	$\Delta\bar{\Gamma}^I > \Delta\bar{\Gamma}^F_D$	< 0.002	$\Delta\bar{\Gamma}^{I,W} > \Delta\bar{\Gamma}^{F,W}_D$
Tritanope	< 0.01	$\bar{\Gamma}^I_D < \bar{\Gamma}^I$	< 0.001	$\bar{\Gamma}^{I,W} > \bar{\Gamma}^{I,W}_D$	> 0.8		> 0.9	



(a) $\Gamma^I_{a,b}$ vs $\Gamma^{I,D}_{a,b}$: effet de la protanopie (b) $\Gamma^I_{a,b}$ vs $\Gamma^{F,D}_{a,b}$: effet de la protanopie après correction (c) $\Gamma^{I,D}_{a,b}$ vs $\Gamma^{F,D}_{a,b}$: compensation de la protanopie

FIGURE 3. Contrastes du jeu de test pour la protanopie



(a) $\Gamma^I_{a,b}$ vs $\Gamma^{I,D}_{a,b}$: effet de la deutéranopie (b) $\Gamma^I_{a,b}$ vs $\Gamma^{F,D}_{a,b}$: effet de la deutéranopie après correction (c) $\Gamma^{I,D}_{a,b}$ vs $\Gamma^{F,D}_{a,b}$: compensation de la deutéranopie

FIGURE 4. Contrastes du jeu de test pour la deutéranopie

un jeu de sites web sélectionnés au hasard montre que notre méthode est efficace pour compenser la perte de contraste pour la protanopie et la deutéranopie. Dans nos travaux futurs, nous prévoyons de modifier notre méthode pour que celle-ci permette de répondre également à la problématique dans le cas de la tritanopie. Nous prévoyons de généraliser ces principes aux autres attributs couleurs d'une page web que sont les bordures et les images.

RÉFÉRENCES

[1] "Web Accessibility Initiative," october 2011, http://www.w3.org/WAI/intro/accessibility.php.

[2] W. W. A. Initiative, "Web content accessibility guideline 1.0," may 1999.

[3] ——, "Web content accessibility guideline 2.0," december 2008.

[4] "A-checker," october 2011, http://achecker.ca/checker/index.php.

[5] "Acc," october 2011, http://appro.mit.jyu.fi/tools/acc/.

[6] "Accessibility wizard," october 2011, http://www.binaryblue.com.au/access_wizard/.

[7] "Betsie," october 2011, http://www.bbc.co.uk/education/betsie.

[8] S. Brown and P. Robinson, "A world wide web mediator for users with low vision," *Proceedings of Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI)*, 2001.

[9] M. Colajanni, R. Grieco, D. Malandrino, F. Mazzoni, and V. Scarano, "A scalable framework for the support of advanced edge services." in *High Performance Computing and Communications (HPCC'05)*, 2005, pp. 1033–1042.

[10] "mod_accessibility," january 2012, http://apache.webthing.com/mod_accessibility/.

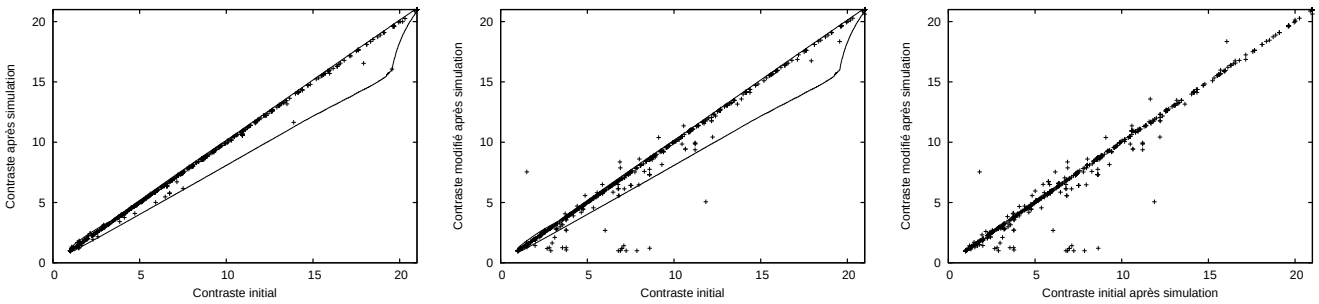
[11] B. Parmanto, R. Ferrydiansyah, X. Zeng, A. Saptono, and I. Sugiantara, "Accessibility transformation gateway," in *38th Hawaii International Conference on System Sciences*, 2005.

[12] R. Han, P. Bhagwat, R. Lamaire, V. Perret, and J. Rubas, "Dynamic adaptation in an image transcoding proxy for mobile web browsing," in *IEEE Personal Communications*, december 1998.

[13] S.Gupta and G.Kaiser, "Extracting content from accessible web pages," in *International Cross-Disciplinary Workshop on WebAccessibility*, 2005.

[14] S.Gupta, G. Kaiser *et al.*, "Automating content extraction of HTML documents," in *World Wide Web*, 2005.

[15] "Muffin," october 2011, http://muffin.doit.org/.



(a) $\Gamma^{I}_{a,b}$ vs $\Gamma^{I,D}_{a,b}$: effet de la tritanopie (b) $\Gamma^{I}_{a,b}$ vs $\Gamma^{F,D}_{a,b}$: effet de la tritanopie après correction (c) $\Gamma^{I,D}_{a,b}$ vs $\Gamma^{F,D}_{a,b}$: compensation de la tritanopie

FIGURE 5. Contrastes du jeu de test pour la tritanopie

[16] "Rabbit," october 2011, http://rabbit-proxy.sourceforge.net/.

[17] D. Hermsdorf, H. Gappa, and M.Pieper, "A prototype of a www-browser with new special needs adaptations," in *International Conference on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP)*, 1998.

[18] "Jaws," october 2011, http://www.freedomscientific.com/downloads/jaws/JAWS-whats-new.asp.

[19] "Dolphin lunar," october 2011, http://www.yourdolphin.com/.

[20] G. Brajnik, D. Cancila, D. Nicoli, and M. Pignatelli, "Do text transcoders improve usability for disabled users ?" in *WWW*, 2005.

[21] G. Brajnik *et al.*, "Do dynamic text–only web pages improve usability for pda users ?" in *Usability Symposium*, 2005.

[22] H.Levkowitz, *Color theory and modelling for computer graphics,visualisation and multimedia applications*. Kluwer Academic Publisher, 1997.

[23] "How do people get colorblindness and how many people have it ?" november 2011, http://www.webexhibits.org/causesofcolor/2C.html.

[24] H.Brettel, F.Vienot, and J. Mollon, "Computerized simulation of color appearance or dichromats," in *Journal of optical society of america*, 1997.

[25] ——, "Digital video colourmaps for checking the legibility of displays by dichromats," in *Color Research and Application*, 1999.

[26] G. Kuhn, M. M. Oliveira, and L. A. F. Fernandes, "An efficient naturalness-preserving image-recoloring method for dichromats," in *Visualization and Computer Graphics,IEEE*, 2008.

[27] "Vischeck," october 2011, http://www.vischeck.com/.

[28] "Idea vision simulator," december 2011, http://www.idea.org/vision-demo.php.

[29] J.Ruminski, J. Wtorek, J. Ruminska *et al.*, "Color transformation methods for dichromats," in *Human System Interactions (HSI)*, 2010.

[30] C.Huping, J.Nan, and B.Xiaoshuang, "Color design scheme of map for color vision impaired," in *Computer Science and Software Engineering*, 2008.

[31] J.Huang, C. Chen, T. Jen, and S. Wang, "Image recolorization for the colorblind," in *IEEE*, 2009.

[32] G. M. Machado and M. M. Oliveira, "Real-time temporal-coherent color contrast enhancement for dichromats," in *IEEE*, 2010.

[33] C. E. Rodrıguez-Pardo and G. Sharma, "Adaptive color visualization for dichromats using a customized hierarchical palette," in *Color Imaging XVI : Displaying, Processing, Hardcopy, and Applications*, 2011.

[34] J. Park, J. Choi, and D. Han, "Applying enhanced confusion line color transform using color segmentation for mobile applications," in *Computers, Networks, Systems and Industrial Engineering (CNSI)*, 2011.

[35] K. Wakita and K.Shimamura, "Smartcolor : Disambiguation framework for the colorblind," in *ASSETS'05 : The sixth International ACM Access Conference on Assistive Tehcnologies*, 2005.

[36] M. Ichikawa, K. Tanaka *et al.*, "Web-page color modification for barrier-free color vision with genetic algorithm," in *GECCO'03 International conference on Genetic and evolutionary computation : Part II*, 2003.

[37] G. Iaccarino, D. Malandrino *et al.*, "Efficient edge-services for colorblind users," in *15th International Conference on World Wide Web*, 2006.

[38] N. V. Kopchenova and I. A. Maron, *Computational Mathematics for Differential Equations*. MIR Publishers Moscow, 1975.

Session 3

Handicaps de l'audition, LSF, implants

Présidents de session : François Cabestaing, Jacques Duchêne

Dictionnaire Inversé : Langue des Signes Française – Français

Zbakh Mohammed, Krahe Jaime Lopez
Laboratoire Technologies, Handicaps, Interfaces et Multimodalités (EA 4004 CHART)
2 rue de la Liberté, 93526 Saint Denis Cedex
Mohammed.zbakh@univ-paris8.fr

Résumé : Comme toutes les langues, la Langue des Signes (LS) a un vocabulaire et une grammaire. Les LS ont aussi la spécificité d'être pratiquées dans l'espace. Cette spécificité pose des difficultés liées à la mise en œuvre informatique de cette langue [1][2]. Le travail présenté dans cet article propose une approche pragmatique d'un système de classification des signes de la Langue des Signes Française (LSF) afin de faciliter l'accès au vocabulaire de celle-ci avec le moins d'éléments de recherche. L'objectif principal est de concevoir un système capable de répondre aux requêtes des utilisateurs en s'appuyant sur une classification automatique des signes de point de vue la ressemblance entre ces derniers. Durant notre recherche nous nous sommes concentrés sur trois critères pour définir un signe (configuration de la main, emplacement dans l'espace et mouvement de la main).

Mots clés : Langue des Signes Française (LSF) – Classification – Ressemblance – Configuration – Emplacement - Mouvement.

I. INTRODUCTION

Durant ces dernières années, l'être humain a assuré une communication très importante vers d'autres langues étrangères grâce à des outils accessibles et gratuits. Toutefois nous remarquons une difficulté de communication entre deux communautés humaines ; entendants et personnes sourdes [3]. Bien qu'il y ait des solutions intermédiaires pour régler cette situation [4], par exemple, les interprètes de la LS et le sous-titrage si la personne sourde a eu une formation bilingue.

Les aides pour l'accès actuel au vocabulaire de la LSF sont exclusivement dans le sens Français → LSF. Cependant, le processus inverse reste toujours très difficile : trouver le mot à partir du signe pose des problèmes théoriques plus complexes et il est pratiquement impossible de trouver la signification d'un signe sans une aide humaine à partir du signe lui-même ou d'une approximation de celui-ci.

Le but de cette étude est de classifier des signes de la LSF dans un dictionnaire simple, supporté par des algorithmes d'apprentissage et de classification automatique. Nous ciblons deux publics :

- Les personnes entendantes qui ont besoin de se familiariser avec la LSF et de connaître la signification en Français d'un signe;

- Les personnes sourdes, dont la LSF est la langue première et qui souhaitent connaître la traduction en langue française d'un signe donné;

Actuellement, nous travaillons sur une base de données de 3000 signes enregistrés sous la forme des séquences vidéo [5]. Dans un premier temps, nous appliquons notre système sur un sous ensemble de la base de données de 500 signes (500 vidéos indexées) pour assurer la validation de l'algorithme que nous avons choisi, et qui sera étendu par la suite à l'ensemble des données.

Nous envisageons un système qui pourra réaliser un maximum de compromis entre la partie ergonomique concernant la présentation des critères de recherche, et la pertinence des informations/résultats [6].

II. STRUCTURE DE LA LSF

La Langue des Signes est une langue basée sur le canal visuel-gestuel où le signeur choisit de « dire sans montrer » ou bien de « dire en montrant » [7]. C'est sur cette différence que nous avons élaboré notre recherche. En effet, notre travail s'est limité à un accès sémantique au vocabulaire en français, et il ne s'agit pas de décrire la LSF

Ainsi nous nous sommes basés sur le cadre théorique de C. Cuxac pour simplifier la séparation des deux possibilités de signer en LSF ; "dire en montrant" et "dire sans montrer". Nous avons sélectionné la deuxième possibilité en limitant la description aux signes standards et en choisissant certains paramètres du signe ; la configuration de la main, son emplacement dans l'espace et le mouvement accompagné.

Pour des raisons ergonomiques, nous avons limité les critères de recherche d'un signe. L'interface de recherche

représente un compromis entre une interface facile et des critères qui doivent être suffisants pour la recherche (Fig. 1). Pour cela, nous avons décidé de travailler seulement sur trois critères : configuration de la main, emplacement et mouvement de la main, et présenter comme résultat un choix multiple ordonné en fonction de la pertinence. Ce qui permet de rattraper des erreurs possibles lors de la description des signes. Avec l'augmentation du vocabulaire, il sera toujours possible d'augmenter ces critères si cela semble nécessaire.

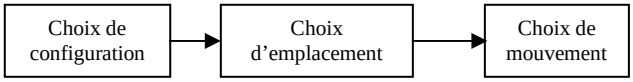


Fig.1 : Etapes de la recherche d'un signe de la LS.

A. Configuration de la main

Les spécialistes ne sont pas tous d'accord sur le nombre exact des configurations de la main pour la LSF. Il y a des propositions très diverses [8]. C. Cuxac a compté 39 configurations de base [7] au lieu de 139 configurations citées par A. Braffort [9]. Le LSF ne comporte pas une « autorité » qui définisse la structure complète de la langue. C'est le cas pour le français avec l'académie de la langue, par exemple. Par ailleurs, la LSF ne dispose pas d'éléments de diffusion qui contribuent à la stabilité comme les journaux, la radio, la télé…etc pour les langues oralistes. Ceci facilite l'existence des dialectes locaux en particulier des néologismes et signes des personnes (Internet et les sites spécialisés peuvent contribuer à cette stabilité pour les LS).

Nous avons sélectionné 59 configurations de la main qui nous semblent suffisants pour accéder à l'ensemble des signes. Ce choix pourra être modifié en fonction des données expérimentales que nous obtiendrons en fonction de l'usage. Le système sera bientôt disponible sur le site LSF ce qui nous permettra l'obtention des données expérimentaux pour affiner nos recherches.

Comme nous verrons par la suite, l'objectif est de proposer quelques réponses possibles de manière ordonnée, en prenant en compte la proximité des configurations. Pour faciliter un accès ergonomique, les configurations sont classées en fonction d'une matrice de confusion obtenue d'une manière expérimentale (Fig. 2).

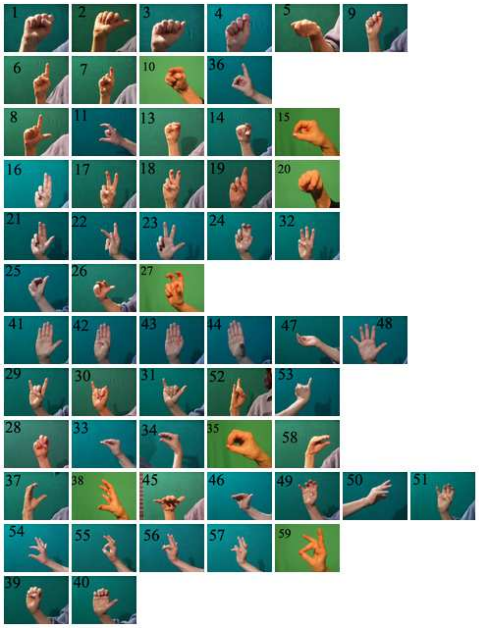


Fig.2 : Classes des configurations.

B. Emplacement de la main

Pour développer le deuxième critère de description du signe, l'emplacement, nous nous sommes basés sur le dictionnaire de I.V.T (International Visual Theatre) [10]. Toutefois, au lieu d'utiliser les 15 emplacements cités dans le dictionnaire (Fig. 3), nous en avons sélectionné 5, en fusionnant certains emplacements. Ces derniers sont présentés sur un plan vertical parallèle au torse, et constituent les éléments suivants : Tête, Torse, Ventre, Main droite et Main gauche (Fig. 4).

Le plan horizontal est composé de trois emplacements parallèles au sol : contact avec le corps, absence de contact mais proche et absence de contact mais loin (Fig. 5).

Fig.3 : Quinze emplacements de la main de dictionnaire I.V.T [10].

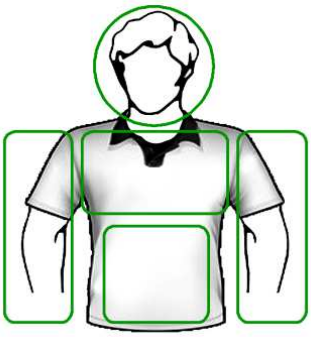


Fig.4 : Cinq emplacements de la main par rapport au corps (Plan vertical)

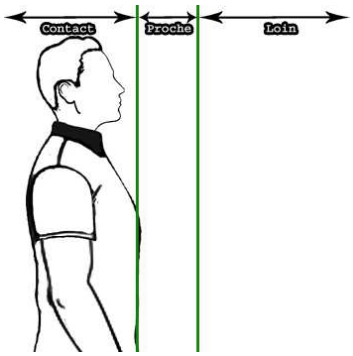


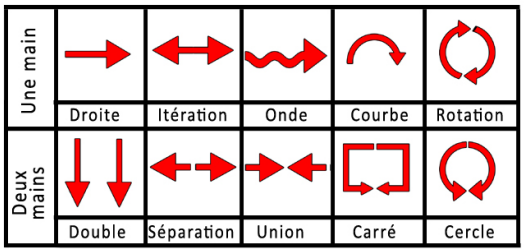
Fig.5 : Trois emplacements de la main par rapport au corps (Plan horizontal)

C. Mouvement de la main

Autre critère très important pour la définition d'un signe, c'est le mouvement de la main. Celui-ci est réalisé par les doigts et/ou les mains. Ainsi dans l'espace de signation, un signe peut subir un mouvement simple (la main se déplace de droite à gauche sur un axe horizontal) ou un mouvement complexe (même mouvement avec la fermeture de certains doigts musculaires, rotation du poignet…). Durant cette étude, nous nous sommes concentrés sur le mouvement de la main dominante du 'signeur' en cas d'utilisation des deux mains (La main droite pour les personnes droitières et la main gauche pour les gauchères).

Nous avons travaillé sur 10 mouvements de la main, sachant qu'on pourra enrichir cette partie selon les besoins, en particulier si le champ de représentation n'est pas suffisant. Généralement il y a deux familles de mouvements : les mouvements réalisés avec une seule main et ceux réalisés avec deux mains.

La table 1 présente les mouvements standards d'un signe de la LSF. Il y a d'autres mouvements que nous avons décidé de ne pas traiter maintenant à cause de l'ambiguïté visible avec d'autres mouvements. Par exemple, le mouvement spiral avec rotation ou le mouvement en 'Z' avec Itération.



Tab.1 : Type de mouvements

III. CADRE DE TRAVAIL

La partie technique de notre travail prend en compte les facteurs de qualité d'un logiciel concernant l'adaptabilité, la portabilité et la réutilisabilité. Pour cela, nous avons décidé de développer une plate-forme web. Cette dernière représente un site web destiné au public dont l'interface est accessible d'un point de vue ergonomique avec un contenu extensible au fur et à mesure des consultations.

Le site permet de faire une recherche de vocabulaire de la langue des signes par les critères d'un signe : la configuration de la main, où il est signé, et son mouvement dans une base de données comportant environ 3000 signes sous forme des vidéos.

Derrière cette plate-forme, nous avons conçu deux bases de données : la première comporte les éléments de base pour la description d'un signe, et la deuxième base de données aura le rôle de sauvegarder les choix des utilisateurs afin d'appliquer les algorithmes d'apprentissage pour améliorer le système de recherche en fonction de l'usage.

IV. STRATEGIE DE RECHERCHE

Notre système se base sur des algorithmes de ressemblance entre les signes. Pour cela nous avons élaboré une matrice de confusion pour les configurations.

A. Algorithme de ressemblance

Nous avons créé une matrice de confusion pour les 59 configurations de la main. Cette matrice a été réalisée par des pratiquants de LSF. Nous leurs avons demandé d'appliquer une échelle de 0 à 10 pour attribuer le degré de similarité entre les configurations (La valeur 0 signifie que les configurations sont similaires et la valeur 10 indique que les configurations sont totalement différentes : Fig. 6)

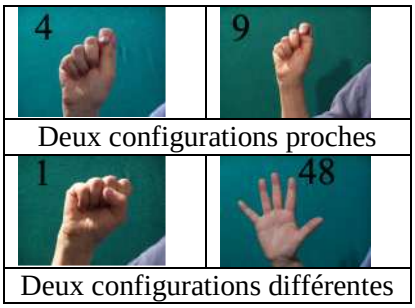


Fig.6 : Exemples de degré de similarité entre les configurations

Nous avons créé des classes de configurations, dont la distance ne dépasse pas '2' à moyenne dans la matrice de confusion (Fig. 7). Ce classement est basé sur la matrice de confusion que nous avons réalisée. Il s'agit d'une matrice d'initialisation et elle sera mise à jour en fonction des résultats obtenus lors de l'usage du dictionnaire et vérification des résultats.

Notre algorithme prend en compte ces matrices de confusion pour rattraper des erreurs possibles de l'utilisateur en se basant sur le degré de similarité des configurations. Par une pondération des calculs de la distance entre la description du signe et la base de données du vocabulaire.

Fig.7 : Exemple d'une classe de configurations

Sachant que l'utilisateur peut se tromper également d'emplacements, nous avons procédé de la même façon pour ces derniers, en se basant sur les parties intermédiaires entre les emplacements (par exemple entre le torse et le ventre).

L'utilisateur a le choix de concaténer dans l'ordre les configurations, les positions et les mouvements.

Notons par ailleurs que les signes sont bien séparés dans l'espace de représentation, mais qu'il y a des ensembles de signes qui peuvent être assez proches. Leur fréquence d'utilisation est aussi un critère à prendre en compte. Les retours d'expérience seront fondamentaux pour améliorer le système.

Pour cela, nous avons intégré la distance de Levenshtein dans notre algorithme [11][12]. Cette distance nous permet d'avoir le taux de ressemblance entre les différents critères d'un signe (configuration, emplacement et mouvement), ainsi la distance globale entre le choix de l'utilisateur et les signes de la base de données.

La figure 8 montre un exemple de la table de distance générée par le système pour sélectionner les signes proches au choix de l'utilisateur.

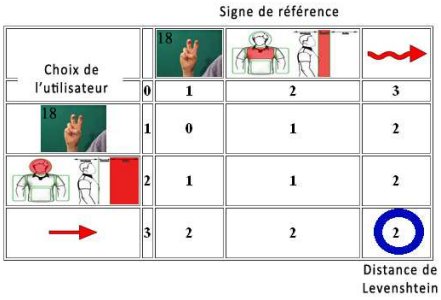


Fig.8 : Distance de Levenshtein entre le choix de l'utilisateur (colonne à gauche) et le signe de référence (ligne en haut)

Dans cet exemple l'utilisateur a choisi la configuration **18** dans la position **Tête/Loin** et le mouvement **Droite.** Or le système ne trouve pas une correspondance exacte au choix de l'utilisateur. En se basant sur la matrice de confusion des configurations et le principe des faces entre les emplacements, le système tente de chercher des signes plus au moins proches par rapport aux critères fournis.

La distance motionnée dans cet exemple est 2. Cela signifie qu'il faut faire deux substitutions entre l'emplacement (**Loin** par **Proche**) et le mouvement (**Droite** par **Onde**).

Cette démarche va nous permettre de calculer le poids nécessaire pour chaque critère afin de détecter le facteur principal pour des bons résultats

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVE

Dans cet article, nous avons présenté une solution de recherche dans un dictionnaire de la Langue des Signes Française. Dans un premier temps, nous avons intégré un algorithme de similarité statique entre les signes. Bien que les résultats étaient encourageants pour un dictionnaire de 500 signes. L'espace de représentation n'était pas suffisant pour une augmentation importante du cardinal de l'ensemble du dictionnaire. Nous avons ainsi ajouté d'autres critères dans les calculs de distance ainsi qu'un système d'apprentissage des poids de chaque critère.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] G. Aznar. "Informatisation d'une forme écrite de la langue des Signes Française", *Thèse de doctorat en informatique, Université de Toulouse*, 2008.

[2] F. Lefebvre-Albaret and P. Dalle, "Analyse de vidéos en langue des signes: méthodes et stratégie", *ORASIS*, 2009.

[3] M. Dethorre, "Dialogue de corps et de langues entre un sourd et un ‘entendant’", *Recherche en psychanalyse*, 41_55, 2006.
[4] I. Fusellier-Souza, "La création gestuelle des individus sourds isolés. De l’édification conceptuelle et linguistique à la sémiogènese des langues des signes", *AILE (Acquisition et Interaction en Langue Etrangère)*, 15: 61_96, 2001.
[5]http://www2.univ-paris8.fr/ingenierie-cognition/master-handi/etudiant/projets/site_lsf/dico_ lsf/recherche.php
[6] C. Bastien and D. Scapin, "Ergonomic Criteria for the Evaluation of Human-Computer Interfaces", *Institut National de recherche en informatique et en automatique*, 1993.
[7] C. Cuxac, "La Langue des Signes Française : les Voies de l'Iconicité", *Faits de Langues Vol. 15-16, Ophrys*, 2000.
[8] L. Boutoral, "Vers un inventaire ordonné des configurations manuelles de la Langue des Signes Française", *JEP, Dinard*, 2006.
[9] A. Braffort, "Reconnaissance et compréhension de gestes, application à la langue des signes ", *Thèse de doctorat en informatique, Université Paris 11*, 1996.
[10] International Visual Theatre, La langue des signes 1, 2 et 3. Edition, 1998.
[11] V. I. levenshtein, "Binary Codes Capable of Correcting Deletions, Insertions and Reversals", *Soviet Physics Doklady*, 10, February 1966.
[12] R. Lowrance, and R. A. Wagner. "An extension of the string-to-string correction problem". *Journal of the ACM*, pp. 177-183, April 1975.

Dual-channel multi-band spectral subtraction algorithm dedicated to bilateral cochlear implant

Fathi KALLEL, Ahmed BEN HAMIDA, Christian BERGER-VACHON
Research Unit in Advanced Technologies for Medicine and Signals, National Engineering School of Sfax,
University of Sfax, Route Soukra km 3, Sfax, B.P.W, 3038, Tunisia
PACS Team, INSERM Unit 1028: ''Cognition and Brain Dynamics'', Lyon Neurosciences Centre, EPU-ISTIL, Claude Bernard University, Boulevard du 11 Novembre 1918,69622 Villeurbanne, France
fathikallel@yahoo.fr, ahmed.benhamida@enis.rnu.tn, christian.berger-vachon@univ-lyon1.fr

Résumé: In this paper, a Speech Enhancement Algorithm based on Multi-Band Spectral Subtraction (MBSS) principle is evaluated for Bilateral Cochlear Implant (BCI) users. Specifically, dual-channel noise power spectral estimation algorithm using Power Spectral Densities (PSD) and Cross Power Spectral Densities (CPSD) of the observed signals is studied. The enhanced speech signal is obtained using Dual-Channel Multi-Band Spectral Subtraction 'DC-MBSS' algorithm. For performance evaluation, objective speech assessment test relying on Perceptual Evaluation of Speech Quality (PESQ) score is performed to fix the optimal number of frequency bands needed in DC-MBSS algorithm. In order to evaluate the speech intelligibility, subjective listening tests are assessed with 3 deafened BCI patients. Experimental results obtained using French Lafon database corrupted by an additive babble noise at different Signal-to-Noise Ratios (SNR) showed that DC-MBSS algorithm improves speech understanding for single and multiple interfering noise sources.

I. INTRODUCTION

Most cochlear implant (CI) users perform well in quiet listening conditions and many users can now achieve even more than 80% word recognition scores regardless the used device [15]. However, speech recognition scores are enormously degraded in noisy environments [14]. Furthermore, as mentioned by CI users, better and comfortable speech recognition in noisy environments would be considered as one of their most significant challenges [14]. As a first trial to improve speech intelligibility in noisy environments, individuals with severe to profound hearing loss can now be implanted with two cochlear implants, one in each ear. In fact, a bilateral cochlear implantation provides patients the advantages of bilateral information. Bilateral hearing permits optimal performance of the auditory system, with a better understanding of speech in quiet and even better understanding in noisy environments [22]. Different other clinical studies have demonstrated a substantial increase in speech intelligibility with bilateral cochlear implants compared to monaural listening configurations in noise [17,19,11]. To reduce background effects of noise, some speech enhancement algorithms originally developed for normal hearing listeners have been applied to CI speech processing [10,20,7,4]. These algorithms were able to somewhat improve CI users' performance in noisy listening conditions. Considerably, larger benefits in speech intelligibility could be obtained when resorting to multi-microphone adaptive signal processing strategies, instead. Such strategies make use of spatial information due to the relative position of the emanating sounds, and could therefore better exploit situations in which the target and masker are spatially separated [6,34,2]. Several noise-reduction algorithms using two or more microphones were also available, and most of these proposed algorithms were based on beamformer techniques, especially, the adaptive beamformer algorithms. The performance of adaptive beamforming with two microphones with bilateral cochlear implant was assessed by different studies [16]. In the study of Chung et al. [2], authors conducted experiments to investigate whether directional microphones and adaptive multi-channel noise reduction algorithms could enhance overall CI performance. Results indicated that directional microphones could provide an average improvement of around 3.5 dB. Spriet et al. [16] investigated the performance of the beam pre-processing strategy in the Nucleus Freedom speech processor with five CI users. The performance with the beam strategy was evaluated at two noise levels and with two types of noise, speech-weighted noise and multi-talker babble. The tested

algorithm improved the speech reception threshold by approximately 5 to 8 dB. Kokkinakis and Loizou [9] proposed a multi-microphone based adaptive noise reduction strategy exploiting information simultaneously collected by two behind-the-ear (BTE) microphones. Four microphones were employed (two omni-directional and two directional) in each of the two BTE processors (one per ear). Results indicated that the proposed multi-microphone strategies improved speech understanding in single and multi-noise source scenarios. We note that mush of the focus of the previously published studies has been to investigate, in the mono-channel case, the pre-processing noisy speech signal by noise reduction algorithms in order to feed enhanced signals to CI listeners. Only a small number of SEAs have been evaluated to the bilateral case. As one contribution of this work is the application of SEAs for the BCI users in an uncorrelated additive babble noise environments. We propose then new SEAs built upon series of previously published works on spectral subtraction algorithms. The first is based on a non linear spectral subtraction approach according to the work of Berouti et al. [1]. Whereas the second is built on a multi-band spectral subtraction algorithm proposed by Kamath and Loizou [8] and Udrea et al. [18]. Our proposed SEAs namely DC-NLSS and DC-MBSS are an extension of the previously mentioned mono-channel spectral subtraction algorithms to the dual-channel conception case. However, spectral subtraction principles are combined together with a noise PSD estimation technique based on the use of two omni-directional microphones. This noise PSD estimator takes into account the coherence between both received noisy speech signals.

The paper is outlined as follows. Section 2 provides theoretical overview of the dual channel multi-band spectral subtraction algorithm. Section 3 evaluates the experimental results. Finally, Section 4 devotes to the conclusion.

II. DUAL CHANNEL MULTI-BAND SPECTRAL SUBTRACTION AGORITHM

In the bilateral cochlear implant configuration, both left and right cochlear implants are fitted with one microphone. The two received noisy speech signals ($y_1(n)$ and $y_2(n)$) are processed together with the proposed SEAs to generate enhanced speech signals ($\hat{s}_1(n)$ and $\hat{s}_2(n)$) which are then used for stimulation. We suppose that the noise received by the microphones can be represented by two additive uncorrelated babble noise signals so that the picked up noisy speech signals can be expressed in temporal domain as follows:

$$y_i(k) = s_i(k) + d_i(k) \qquad i = \{1,2\} \qquad (1)$$

where 'i' is the microphone index, $y_i(k)$, $s_i(k)$ and $d_i(k)$ represent respectively noisy speech, clean speech and noise.

Note that i=1 corresponds to the signal picked up by the microphone placed in the right ear and i=2 corresponds to the left ear. The short-time Fast Fourier Transforms (FFT) of the received noisy signals is formulated as follows:

$$Y_{i,N}(f,n) = S_{i,N}(f,n) + D_{i,N}(f,n) \qquad i = \{1,2\} \quad (2)$$

where $Y_{i,N}(f,n)$, $S_{i,N}(f,n)$ and $D_{i,N}(f,n)$ denote respectively the N-point FFTs of the $y_i(k)$, $s_i(k)$, and $d_i(k)$ for the frame n and the f-th frequency bin. The parameter 'N' is left out for simplicity.

The proposed two-channel speech enhancement algorithm contains then two major parts:

- Noise PSD estimation based on PSD and CPSD computation of received noisy speech signals.
- Enhanced speech signal estimation using spectral subtraction approach.

2.1. PSD and CPSD estimation

The noise PSD estimation needs a PSD and a CPSD computing of the noisy received speech signals. The PSD of the noisy signal at the first channel '$P_{Y1Y1}(f,n)$', and at the second channel '$P_{Y2Y2}(f,n)$', and the CPSD '$P_{Y1Y2}(f,n)$' can be estimated as follows [12]:

$$\begin{aligned} P_{Y_iY_i}(f,n) &= \lambda P_{Y_iY_i}(f,n-1) + (1-\lambda) Y_i(f,n) Y_i^*(f,n) \quad i = \{1,2\} \\ P_{Y_1Y_2}(f,n) &= \lambda P_{Y_1Y_2}(f,n-1) + (1-\lambda) Y_1(f,n) Y_2^*(f,n) \end{aligned} \qquad (3)$$

where * is the complex conjugate operator, λ is a smoothing factor usually close to 1.

2.2. Dual channel noise PSD estimation

For the derivation of the two-channel noise PSD estimator, the following assumptions are considered:

- The Speech and the noise signals are uncorrelated so that the CPSD between speech and noise signals $P_{SiDj}(f)=E\{S_i(f).D_j(f)^*\}=0, \ \forall \{i,j\}=\{1,2\}^2$, where $E\{.\}$ and * denote respectively the expected value and the complex conjugate operators.
- The distance between both microphones is sufficiently high (180 mm) and the high coherence of the diffuse noise field at low frequencies is neglected. Therefore, the noise received by the microphones can be represented by two uncorrelated noise sources which implies that the noise CPSD $P_{D1D2}(f)=E\{D_1(f).D_2(f)^*\}=0$.
- The speaker, placed in the frontal direction at 0 degree, is close to the two well calibrated omnidirectional

microphones. The PSD of speech signals are then considered locally identical ($S_1(f)=S_2(f)=S(f)$).

Based on the work of Dörbecker and Ernst [3], an extended dual channel noise PSD estimator is proposed tacking into account the difference between the PSD of the noise sources. The noise PSD in the right channel '$P_{D1D1}(f,n)$' and in the left channel '$P_{D2D2}(f,n)$' can be computed using equation (4):

$$\begin{aligned} P_{D1D1}(f,n) &= \left|P_{Y1Y1}(f,n)\right| - \left|P_{Y1Y2}(f,n)\right| \\ P_{D1D2}(f,n) &= \left|P_{Y2Y2}(f,n)\right| - \left|P_{Y1Y2}(f,n)\right| \end{aligned} \quad (4)$$

In order to improve the performance of the considered noise PSD estimator, a smoothing stage is considered. The estimated PSD of noise signals in the right and in the left channels are processed according to equation (5) in order to compute the smoothed noise PSDs ($\overline{P}_{D1D1}$, $\overline{P}_{D2D2}$).

$$\begin{aligned} \overline{P}_{D1D1}(f,n) &= \lambda' \overline{P}_{D1D1}(f,n-1) + (1-\lambda') P_{D1D1}(f,n) \\ \overline{P}_{D2D2}(f,n) &= \lambda' \overline{P}_{D2D2}(f,n-1) + (1-\lambda') P_{D2D2}(f,n) \end{aligned} \quad (5)$$

where λ' is a smoothing parameter in the range [0.5, 1]. In our study, λ' was fixed at 0.9.

The proposed noise PSD estimation is applied to the speech samples corrupted by babble noise at 0 dB (SNR). Figure 1 depicts the real (noise alone) and the estimated (signal + noise) noise PSDs, for f = 300 Hz, at the left and the right channels. It is interesting to observe the good noise PSD estimation on both channels.

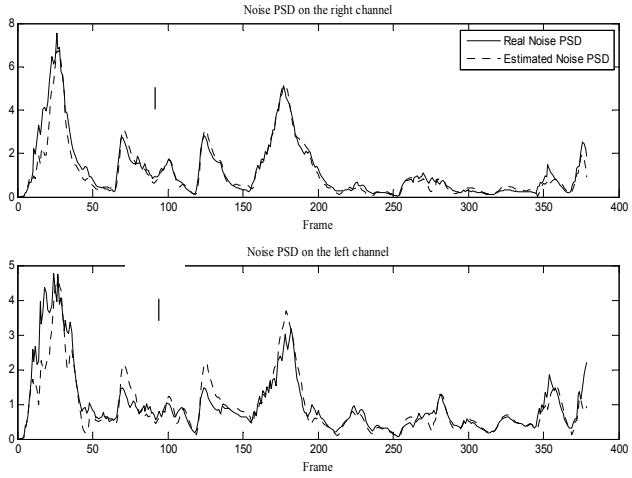


Fig.1 : Noise PSD and estimated noise PSD on the right (top) and the left (bottom) channels.

2.3. Spectral subtraction algorithms

Multi-band spectral subtraction algorithm was proposed by (Kamath and Loizou, 2002) and adopted by (Udrea et al., 2008); according to these authors, in multi-band spectral subtraction approach, the noisy and the noise spectrum were divided into L non-overlapping bands, and spectral subtraction was performed independently in each frequency band. Following this theory, our multi-band spectral subtraction algorithm was extended to the two-channel configuration (DC-MBSS). Hence, the estimate of the clean speech power spectrum in the *l-th* band in the first and the second channels is given by equation (6).

$$\left|S_{il}(f)\right|^2 = \left|Y_{il}(f)\right|^2 - \alpha_{il}.\delta_l.\overline{P}_{lDiD}(f) \quad i=\{1,2\},\ b_l < f < e_l \quad (6)$$

where α_{il} is the over-subtraction factor of the *l-th* frequency band at the *i-th* channel and δ_l is a tweaking factor that can be individually set for each frequency band to adjust the noise removal properties; b_l and e_l are the beginning and ending frequency bins of the *l-th* frequency band.

The over-subtraction factor α_{il} is a function of the $SSNR_{il}$ of the *l-th* frequency band which is calculated as given by equation (7).

$$SSNR_{il}(dB) = 10\log_{10}\left(\frac{\sum_{f=b_l}^{e_l}\left|Y_{il}(f)\right|^2}{\sum_{f=b_l}^{e_l}\overline{P}_{lDiDi}(f)}\right) \quad i=\{1,2\} \quad (7)$$

Still considering the data given by Kamath and Loizou (2002), the over-subtraction factor α_{il} is calculated (according to the $SSNR_{il}$ values) as follows:

$$\alpha_{il} = \begin{cases} 4.75 & SSNR_{il} < -5 \\ 4 - \frac{3}{20} SSNR_{il} & -5 < SSNR_{il} < 20 \\ 1 & SSNR_{il} > 20 \end{cases} \quad i=\{1,2\} \quad (8)$$

While the use of the over-subtraction factor α_{il} provides a degree of control over the noise subtraction level for each frequency band, the use of multiple frequency bands and the use of the δ_l weights provide an additional degree of control adapted to each frequency band. Since most of the speech energy is present in the lower frequencies, smaller δ_l values are used for low frequency bands in order to lower the speech distortion. The values of δ_l were empirically determined and set to the following values (Udrea et al., 2008):

$$\delta_l = \begin{cases} 1 & 60Hz < f_l < 300Hz \\ 1.3 & 300Hz < f_l < 1kHz \\ 1.6 & 1kHz < f_l < 2kHz \\ 1.8 & 2kHz < f_l < 3kHz \\ 1.3 & 3kHz < f_l < 8kHz \end{cases} \quad (9)$$

Factors, α_{il} and δ_l can be adjusted for each frequency band and for different speech conditions to get better speech quality. Finally, the negative values in the modified

power spectrum calculated according to equation (7) are floored following equation (10:

$$\left|\hat{S}_{il}(f)\right|^2 = \begin{cases} \left|\hat{S}_{il}(f)\right|^2 & if \left|\hat{S}_{il}(f)\right|^2 > \beta \bar{P}_{lDiD}(f) \\ \beta P_{lDiD}(f) & otherwise \end{cases}, \quad b_l < f < e_l \qquad (10$$

where the spectral floor parameter was set to $\beta = 0.01$. The modified spectra, for each frequency band ($|\hat{S}_{il}(f)|$), were recombined to obtain the enhanced speech spectrum ($|\hat{S}_i(f)|$). This modified spectrum was then combined with the phase information of the noisy input signal ($\theta_{Yi}(f) = angle(Y_i(f))$ to reconstruct the time speech signal using the Inverse Fast Fourier Transform (IFFT). The final signal was obtained with an overlap and addition of the frames. The enhanced signals were computed for each frame according to equation (11)

$$\hat{s}_i(k) = IFFT\left(\left|\hat{S}_i(f)\right| . e^{j\theta_{Yi}(f)}\right) \qquad i = \{1,2\} \qquad (11)$$

III. PERFORMANCE EVALUATION

In this section, the proposed speech enhancement algorithm is evaluated using both objective measure and subjective listening tests.

3.1. Phonetic material

The used phonetic material is the French Lafon set [13] which contains twenty lists, each one composed of seventeen 3-phoneme words, pronounced by a single male talker. This is a commonly used speech stimulus for intelligibility assessment in French. Sound level was calibrated at 70 dB SPL. All theses lists are processed in the anechoic room of the ORL department of the Edouard-Herriot Hospital of Lyon with an additive babble noise. The SNRs varied from -3 dB to 6 dB with 3 dB steps. The target speech signal is always placed directly in front of the listener, a KEMAR manikin (0° azimuth. A single speech babble noise source is presented from the right side of the listener. The speech stimuli are processed offline with MATLAB software and then presented to the listeners.

3.2. Objective measures

The performance of the previously described DC-MBSS algorithm was evaluated with different number of bands varying from one to eight (L=1…8). The speech spectrum is split into different bands mapped to the bark scale. The Perceptual Evaluation of Speech Quality (PESQ) score was considered as an objective measurement for performance evaluation. PESQ score ranges from 0.5 (for the worst case) to 4.5 (for the best case) according to the ITU-T Recommendation P. 862 standard [2]. Results are shown in figure 2 indicating the mean PESQ score versus the number of frequency bands for both left and right channels.

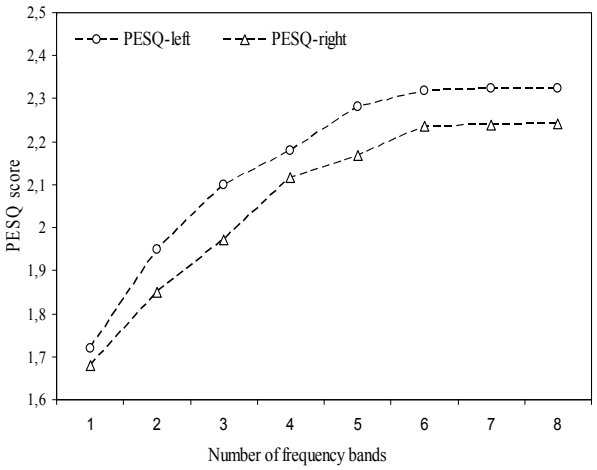


Fig. 2: Mean PESQ scores in right and left channel

From figure 2, we observe that the PESQ scores increase significantly with the number of frequency bands up to 6 for both channels. Further increase in the number of bands is not found to be beneficial. Additionally, it is found that the PESQ scores for the left channel (PESQ-left) are greater than the PESQ scores for the right channel (PESQ-right). This can be explained by the position of the interfering noise source which is closer to the right ear.

3.3. Subjective evaluation

In this section, we investigate the potential benefits of processing the noisy speech signal with the proposed DC-MBSS algorithm using six frequency analysis bands. Therefore, to assess the performance of the aforementioned noise reduction algorithm, comprehensive phoneme recognition test were conducted with three BCI implantees.

3.3.1. Listeners

The performance of the proposed speech enhancement algorithm was evaluated with three BCI subjects fitted bilaterally with the binaural Digisonic SP multichannel implant device manufactured by Neurelec Corporation (France). Their biographical data are indicated in Table 1. Participants were native French speaking subjects. Listening sessions took place in the Cochlear Implant Room of the Edouard-Herriot Hospital. Subjects' hearing was checked prior to the experiment.

	Subject 1	Subject 2	Subject 3
Age (years)	56	36	48
Gender	F	M	F
Implant age (years)	4	4	4

Tab. 1: Biographical data of recruited BCI implantees

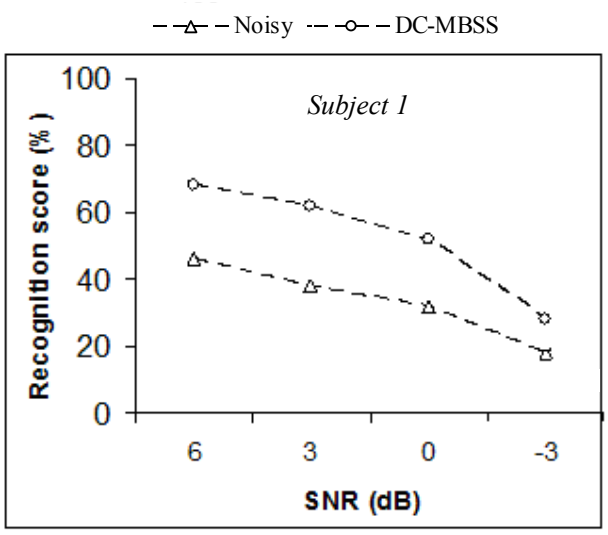
3.3.2. Listening session procedure

The listening tests were conducted using a personal computer connected to a CD player (PHILIPS-CD723). An audiometer (MADSEN-Orbiter 922) was used for calibration and intensity level adjustment. Stimuli were presented bilaterally to the subjects using a closed professional 'Sennheiser' HD250 linear headphones at a comfortable level calibrated to 70 dB SPL.

Prior to the formal testing, a training session containing 10 random words was administrated in order to familiarize each subject with the stimuli. No scores were calculated in the training session. Following the practice session, the subjects were tested in the various experimental conditions. During the testing session, the subjects were instructed to repeat the words they heard. In total, we had 8 testing conditions (2 methods x 4 SNRs). The methods were: noisy speech signal and enhanced speech signal using DC-MBSS algorithm. A sequential test order, starting with lists processed in noise from the highest SNR (6 dB) to the lowest SNR (-3 dB) was employed. We take this sequential approach in order to give the subjects some time to adapt to listening in noisy conditions. At the end of each listening session, the responses of each subject were collected, stored and scored off-line with the percentage of correctly repeated phonemes.

3.3.3. Results

The performance of the proposed speech enhancement algorithm is carried out through listening tests were conducted with BCI implanted subjects. Intelligibility scores for this experiment were the percentage of correctly repeated phonemes per test condition. Figure 3 shows the individual subject scores obtained with noisy and enhanced speech signals.



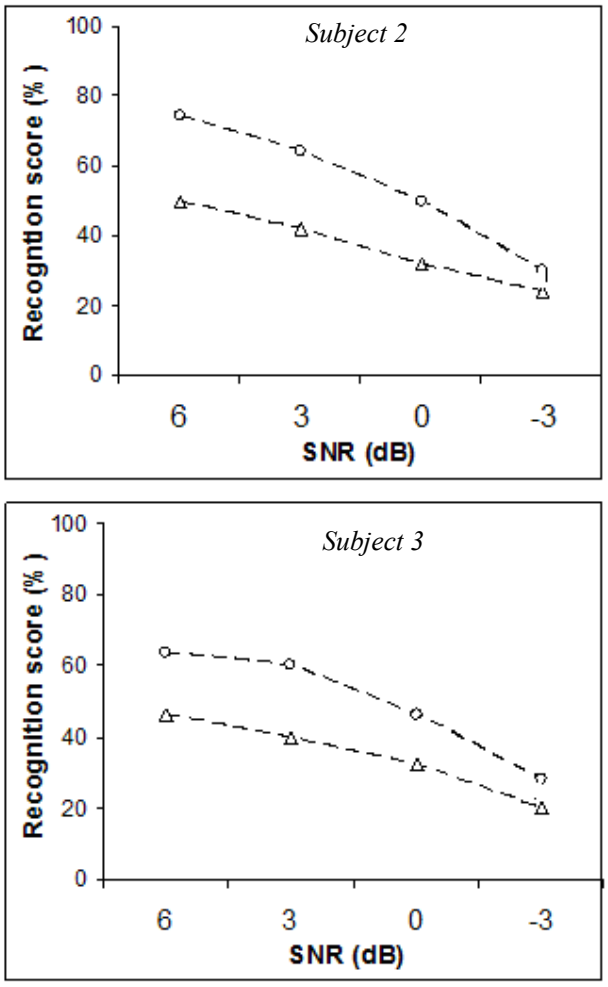


Fig. 3: Phoneme's recognition scores with deafened BCI subjects at different SNR levels

As shown in Figure 3, compared with recognition score obtained using unprocessed noisy speech (noisy speech), an average improvement of 9% was achieved with DC-MBSS algorithm. It was worthwhile noticed that this improvement was fairly constant at 6 dB and 3 dB, but was decreased for lower values of SNR (0 dB and -3 dB).

IV. CONCLUSION

In the present study, we assessed the benefit of a proposed DC-MBSS speech enhancement algorithm. Several phoneme recognition experiments were performed using the French Lafon set made of 20 lists. Each list was composed of seventeen 3-phoneme words pronounced by a single male talker. Speech signals were corrupted by an additive babble noise at different SNR levels. Performance evaluation was conducted with three BCI implantees. Objective measures based on Perceptual Evaluation of Speech Quality (PESQ) score indicated that

the performance of the DC-MBSS algorithm did not improve once the number of bands exceeds 6. Then, subjective preference tests revealed that DC-MBSS algorithm could yield substantial benefits in speech intelligibility for BCI users.

V. BIBLIOGRAPHIE

[1] Berouti M, Schwartz R, Makhoul J. Enhancement of speech corrupted by acoustic noise. In: Proc IEEE int conf acoust, speech, signal process; 1979. p. 208–11.

[2] Chung K, Zeng FG, Acker KN. Effects of directional microphone and adaptive multichannel noise reduction algorithm on cochlear implant performance. J Acoust Soc Am 2006;120:2216–27.

[3] Dörbecker M, Ernst S. Combination of two-channel spectral subtraction and adaptive wiener post-filtering for noise reduction and dereverbcration. In: European signal processing conference (EUSIPCO-96); 1996.

[4] Hu Y, Loizou P, Li N, Kasturi K. Use of a sigmoidal-shaped function for noise attenuation in cochlear implants. J Acoust Soc Am 2007;122:128–34.

[5] ITU-T Recommendation P.862. Perceptual evaluation of speech quality (PESQ): an objective method for end-to-end speech quality assessment of narrowband telephone networks and speech codecs; 2001.

[6] Kompis M, Dillier N. Noise reduction for hearing aids: combining directional microphones with an adaptive beamformer. J Acoust Soc Am 1994;96:1910–3.

[7] Kasturi K, Loizou P. Use of s-shaped input-output functions for noise suppression in cochlear implants. Ear Hear 2007;28:402–11.

[8] Kamath S, Loizou P. A multi-band spectral subtraction method for enhancing speech corrupted by colored noise. In: Proceedings of ICASSP-2002, Orlando; 2002.

[9] Kokkinakis K, Loizou PC. Multi-microphone adaptive noise reduction strategies for coordinated stimulation in bilateral cochlear implant devices. J Acoust Soc Am 2010;127:3136–44.

[10] Loizou P, Lobo A, Hu Y. Subspace algorithms for noise reduction in cochlear implants. J Acoust Soc Am 2005;118:2791–3.

[11] Loizou PC, Hu Y, Litovsky P, Yu G, Peters R, Lake J, et al. Speech recognition by bilateral cochlear implant users in a cocktail party setting. J Acoust Soc Am 2009;125:372–83.

[12] Le Bouquin-Jeannès R, Faucon G. Using the coherence function for noise reduction. IEEProc 1992;139:276–80.

[13] Lafon JC. Le test phonétique et la mesure de l'audition. In: Eindhoven (Eds.), Centrex; 1964.

[14] Noble W, Tyler R, Dunn CC, Bhullar N. Hearing handicap ratings among different profiles of adult CI users. Ear Hear 2008;29:112–20.

[14] Qin MK, Oxenham AJ. Effects of simulated cochlear implant processing on speech reception in fluctuating maskers. J Acoust Soc Am 2003;114:446–54.

[15] Spahr A, Dorman M. Performance of patients fit with advanced bionics CII and nucleus 3G cochlear implant devices. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2004;130:624–8.

[16] Spriet A, Van Deun L, Eftaxiadis K, Laneau J, Moonen M, Van Dijk B, et al. Speech understanding in background noise with the two-microphone adaptive beamformer BEAM in the nucleus freedom cochlear implant system. Ear Hear 2007;28:62–72.

[17] Tyler RS, Dunn CC, Witt S, Preece JP. Update on bilateral cochlear implantation. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg 2003;11:388–93.

[18] Udrea RM, Ciochina SD, Vizireanu N. Multi-band Bark scale spectral oversubtraction for colored noise reduction. In: Proceedings of ''ISSCS,'' Ias-i,Romani, vol. 1. 2005. p. 311–4.

[19] Van Hoesel RJ. Exploring the benefits of bilateral cochlear implants. Audiol Neurootol 2004;9:234–46.

[34] Van Hoesel R, Clark G. Evaluation of a portable two microphone adaptive beamforming speech processor with cochlear implant patients. J Acoust Soc Am 1995;97:2498–503.

[20] Yang LP, Fu QJ. Spectral subtraction-based speech enhancement for cochlear implant patients in background noise. J Acoust Soc Am 2005;117:1001–4.

Influence du débruitage spatial sur la localisation dans le cas du codage de l'implant cochléaire binaural. Simulation sur normo-entendants

Arnaud Jeanvoine[1,2,4], Dan Gnansia[4], Eric Truy[1,2,5], Rafael Laboissière[1,2], Christian Berger-Vachon[1,2,3]

1 : INSERM U1028, Centre de recherche de Neuroscience de Lyon, équipe PACS (Speech, Audiology, Communication Health), Lyon, F-69000, France

2 : CNRS UMR5292, Centre de recherche de Neuroscience de Lyon, équipe PACS (Speech, Audiology, Communication Health), Lyon, F-69000, France

3 : University Lyon 1, Lyon, F-69000, France

4 : Neurelec, 2720 Chemin Saint-Bernard, Vallauris, F-06224, France

5 : Audiologie et Département ENT, Edouard Herriot Hospital, Lyon, F-69437, France

arnaudjeanvoine@yahoo.fr

Résumé : Les implants cochléaires fournissent une bonne intelligibilité de la parole dans le calme, mais comprendre la parole dans un environnement bruyant est toujours difficile pour les utilisateurs. Le manque d'information binaurale peut être une des explications possible. En effet, les informations spatiales permettent de séparer les sources arrivant aux oreilles et donc d'extraire le bruit du signal que l'on voudrait entendre. Les techniques de traitement du signal par débruitage binaural sont couramment utilisées dans les aides auditives conventionnelles, mais pas encore dans l'implant cochléaire. En ce qui concerne l'implant bilatéral, il permet d'obtenir une information venant de chaque oreille mais les processeurs ne communiquent pas entre eux. L'implant binaural possède un unique processeur permettant un croisement des informations arrivant sur chaque oreille et ainsi, appliquer des débruitages binauraux comme dans l'aide auditive.

Actuellement plusieurs méthodes de traitement du signal existent pour améliorer le rapport signal sur bruit. Ces méthodes binaurales ont pour but d'améliorer la directivité des microphones. Un des principes utilisés par ces algorithmes est que les sources sont séparées spatialement les unes des autres. A priori, plus les signaux sont séparés entre eux, plus le débruitage sera efficace. En contre-partie, la directivité risque de perturber la localisation des sons. Afin de définir des paramètres les efficaces dans l'implant, une étude avec des sujets normo-entendants et l'utilisation d'un vocodeur reproduisant le traitement binaural de l'implant, plus un algorithme binaural, a été réalisée. Ainsi plusieurs paramètres tels que la ré-injection, l'angle de provenance du bruit et le rapport signal sur bruit ont été étudiés en localisation.

Les résultats obtenus montrent que la localisation sans algorithme binaural donne une localisation proche d'une condition réelle. L'ajout d'un algorithme influe sur la localisation des sources. La ré-injection du signal d'entrée permet d'améliorer la localisation des sons sans détériorer la perception de la parole.

Cette première approche suggère qu'un algorithme binaural dans l'implant, pourrait permettre de retrouver une localisation et une perception des sons de parole en milieu bruité.

Mots clés : Implant cochléaire binaural, vocodeur, débruitage binaural, localisation.

I. INTRODUCTION

Pour comprendre et interpréter un son, les personnes normo entendantes utilisent de leurs deux oreilles. En effet, il existe des indices binauraux qui améliorent la perception des sons dans l'espace. Ces indices sont basés sur la différence de temps interaural (DTI) et sur la différence de niveau interaural (DNI), [6,8,9]. Ce premier indice est principalement présent dans les basses fréquences ($f < 800$ Hz) et le second pour les hautes fréquences ($f > 3000$ Hz). Ces indices permettent de localiser les sons dans l'espace, et aussi de sélectionner une source sonore par rapport à une autre à partir des

différents rapports signal sur bruit (RSB) qui arrivent aux oreilles. Le meilleur RSB sera à priori sélectionné et interprété.

Si l'on considère un sujet implanté cochléaire, comprendre la parole en milieu bruité devient difficile. Tout d'abord, le traitement de l'information se fait différemment. Le pavillon de l'oreille étant court-circuité, l'aspect détection des sources est alors perdu. Un traitement du signal peut retransmettre ces informations. Il existe plusieurs façons d'améliorer la perception dans le bruit. La première est de mettre un implant cochléaire sur chaque oreille. Dans ce cas, l'audition est dite bilatérale car il n'y pas de traitement de l'information entre les deux implants. Une autre façon est l'implant binaural, [13], qui a un seul processeur pour simuler les deux oreilles. Celui-ci permet d'effectuer un traitement conjoint entre les sons arrivant sur le microphone gauche et le microphone droit. Dans ces conditions, les traitements binauraux effectués dans l'aide auditive conventionnelle peuvent être adaptés à l'implant binaural [2].

Actuellement cet implant n'effectue aucun traitement entre les deux voies. Ce qui est reçu sur le microphone droit et envoyé sur les électrodes à droite et ce qui est reçu à gauche est envoyé sur les électrodes de gauche. Les premiers résultats obtenus avec cet implant ne montrent pas de différence significative avec les personnes portant un implant bilatéral. Ces résultats peuvent être améliorés avec des méthodes de réduction de bruit (débruitage) utilisés dans l'aide auditive, [1,2,3,5,10].

Il existe plusieurs traitements binauraux qui existent à ce jour tels que la soustraction spectrale, [1,5] ou bien le filtrage de Wiener. La principale hypothèse est que l'on considère que la source utile provient de face. Nous regardons, ce que nous écoutons. Les algorithmes de débruitage devront détecter et rehausser ce qui provient de face. Ces algorithmes ont déjà démontré leurs performances dans l'aide auditive, [1,2]. La soustraction spectrale binaurale améliore le signal provenant de face, mais elle introduit un bruit musical dû à la mise à zéro de certaines fréquences. Pour atténuer le bruit musical, il existe une méthode développée par Ephraim & Malah, [3]. On peut aussi utiliser une autre méthode d'estimation qui est basée sur le modèle de Scalart, [10] et qui améliore le rapport signal sur bruit de la trace.

Les méthodes de débruitage ont un effet pervers ; elles favorisent ce qui provient de face, et perturbe la localisation, [7], des sources sonores environnantes. Un facteur α de ré-injection peut être utilisé pour ré-introduire le signal d'entrée sur la sortie pour restituer une meilleure localisation, [14]. Ceci est testé dans cet article.

II. MATERIEL ET METHODE

La base du débruitage du signal d'entrée dans l'implant cochléaire binaural se situe dans le domaine spectral. L'algorithme de Doerbecker [2], classiquement utilisé dans l'aide auditive, permet d'améliorer la parole provenant de face. Il est composé de deux modules. Le premier est une soustraction spectrale [1] et le second est un filtrage adaptatif de Wiener. Dans la soustraction spectrale, l'introduction d'un estimateur de bruit de type Ephraim & Malah, [3] ou de type Scalart, [10] a été effectuée.

A. La soustraction spectrale

La soustraction spectrale binaurale est composée d'un module estimateur de bruit et ensuite d'une soustraction (Fig. 1).

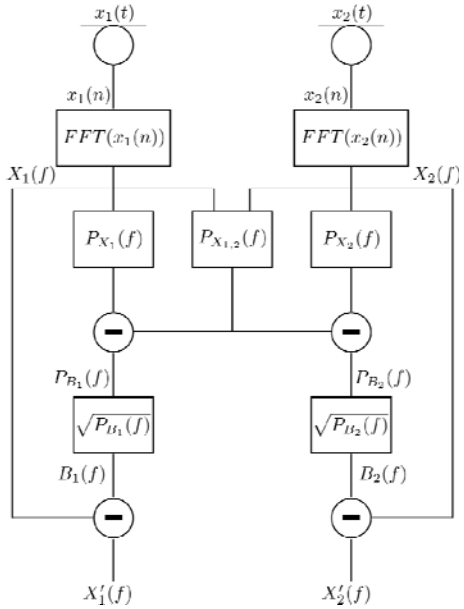


Figure 1 : Synoptique de la soustraction spectrale binaurale

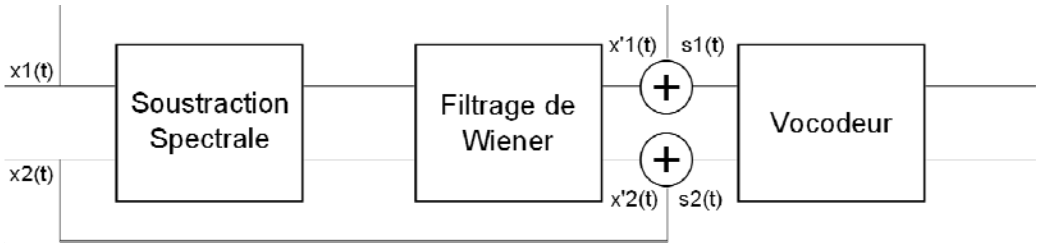


Figure 1b : Synoptique des différentes étapes du traitement du signal

Une FFT est appliquée aux deux signaux d'entrée. La puissance est ensuite calculée en prenant l'énergie du signal d'entrée $P_{X1}(f) = X_1(f)^2$, ainsi que la puissance croisée des deux côtés, $P_{X1X2}(f)$ qui et commun aux deux parties et représente donc le signal. La dernière étape consiste à soustraire au signal d'entrée au bruit pour obtenir un signal débruité. L'estimation présentée ici est la technique de base. On peut rajouter la formule d'Ephraim & Malah dans l'estimation du bruit ou celle de bien Scalart. Une fois que le module soustraction spectrale est effectué, le filtrage de Wiener est alors appliqué.

B. Le filrage de Wiener

Le filtrage de Wiener est le filtrage linéaire optimal. En fonction des caractéristiques d'entrée du signal il va appliquer le meilleur RSB possible entre le bruit estimé et le signal utile. Le filtrage de Wiener est contrairement à la soustraction spectrale une multiplication du signal par un filtre W(f).

Les coefficients du filtre en binaural sont obtenus en effectuant le rapport entre la puissance croisée et la puissance de chaque voie obtenue, de la même façon que pour la soustraction spectrale. Ainsi :

$$W_1(f) = P_{X'1,2}(f) / P_{X'1}(f) \quad (1)$$
$$W_2(f) = P_{X'1,2}(f) / P_{X'2}(f) \quad (2)$$

Où, $W_i(f)$ est le pourcentage de signal utile.

En prenant la W(f) comme étant la moyenne de $W_1(f)$ et $W_2(f)$, on obtient :

$$W(f) = (W_1(f) + W_2(f)) / 2 \quad (3)$$

On appelle W(f) les coefficients du filtre de Wiener. Ensuite ils sont appliqués au signal d'entrée.

$$S_1(f)^2 = \sqrt{P_{X'1}(f) * W(f)} \quad (4)$$
$$S_2(f)^2 = \sqrt{P_{X'2}(f) * W(f)} \quad (5)$$

On voit donc que les fréquences peu affectées par le bruit sont favorisées.

Nous avons testé cette stratégie avec une population de sujets normo-entendants pour disposer d'un échantillon de taille raisonnable (20 personnes).

C. La ré-injection

La ré-introduction du signal d'entrée a été présenté par Van den Bogaert, [14]. C'est une méthode simple qui permettrait de restituer des informations binaurales. En effet en ré-injectant un peu de signal bruité d'entrée, donc contenant des informations binaurales, le signal de sortie pourrait retrouver un peu de localisation. La formule utilisée en temporel est :

$$s_1(t) = x'_1(t) + \alpha.x_1(t) \quad (6)$$

Où, $x'_1(t)$ est le signal débruité et $x_1(t)$ est le signal bruité.

Les proportions α choisis sont de 00%, 20% et 40%. La méthode permet de tester sans ré-injection, de ré-injecter plus ou moins du signal d'entrée.

D. Le vocodeur

Le vocodeur est un traitement du signal qui permet de se rapprocher de l'implant. En effet, celui-ci reproduit les caractéristiques fréquentielles et temporelles de l'implant qui sont une fréquence d'échantillonnage de 16 kHz, des trames d'acquisitions de 8 ms (128 échantillons) et un recouvrement de 2 ms (75%). La technologie de l'implant utilise les maxima d'énergie. Il possède sur chaque porte électrode 12 électrodes.

La première étape consiste à séparer le signal suivant la tonotopie de l'oreille. Celle-ci étant linéaire jusqu'à 800 Hz puis logarithmique au-delà. La formule utilisée est la formule de bark, [12]. Le signal est ensuite séparé en 12 bandes de fréquences. Les huit maxima d'énergie sont conservés (méthode d'extraction des maxima). Puis ils sont multipliés par la fréquence centrale de la bande de fréquence correspondante (Tab. 1). Le signal est ensuite recomposé en additionnant les différentes fréquences.

Canal	Centrale		Coupure	
	bark	Fréquence	Min	max
1	1.4	392	325	473
2	2.4	550	473	641
3	3.4	732	641	836
4	4.5	944	836	1067
5	5.5	1197	1067	1344
6	6.5	1502	1344	1679
7	7.5	1871	1679	2087
8	8.5	2322	2087	2585
9	9.5	2873	2585	3195
10	10.5	3550	3195	3945
11	11.5	4381	3945	4866
12	12.5	5402	4866	6000

Tableau 1 : Répartition fréquentielle des 12 électrodes

E. Auditeurs

Vingt personnes normo-entendantes ont participé à cette expérience. La moyenne est de 25 ans, le minimum est de 22 ans et le maximum est de 29 ans. Le seuil de l'audition n'est pas supérieur à 20 dB HL sur les fréquences caractéristique de l'audiométrie tonale (par demi octave). Toutes les personnes sont raportées droitières par le test d'Hedinburg. Cette étude a été approuvée par le comité d'étique.

F. Protocole d'écoute

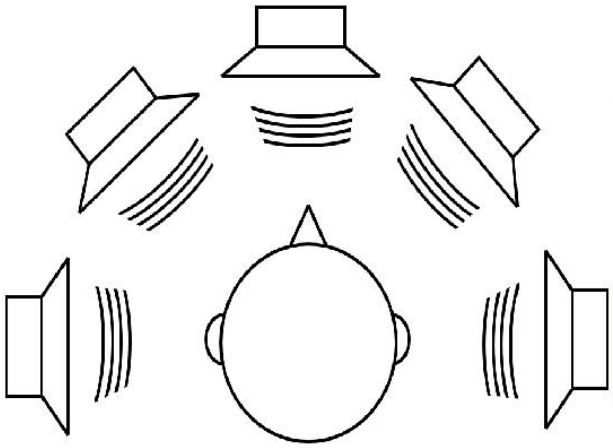


Figure2 : Représentation du placement des hauts parleurs

L'étude effectuée dans cet article est un test de localisation des sources sonores. La première étape consiste à enregistrer à l'aide d'une tête artificielle (KEMAR) qui permet de récupérer les informations binaurales car elle possède les caractéristiques d'une tête humaine. En sortie des microphones, placés dans les oreilles du KEMAR, le signal est numérisé. Ensuite les deux algorithmes de débruitage sont appliqués avec la ré-injection puis le vocodeur. Le son passe alors d'un environnement trois dimensions pour avoir en sortie un environnement à deux dimensions. Les auditeurs ont entendu le signal via un casque et non en champ libre. Le son délivré par le casque est de 55 dB SPL qui est un niveau confortable. L'utilisation de parole n'étant pas neutre (stationnaire dans le temps) et pour réduire la durée de l'expérience, un speech noise (bruit de parole) composé des sommes des mots des listes de Lafon avec une phase randomisée a été effectué. Il dure 4 secondes et contient tous les spectres des mots. Chaque situation est répétée trois fois. Le signal provient de 5 haut-parleurs placés sur le plan horizontal. 150 sons ont été proposés par session (tableau 2).

- 2 algorithmes (Ephraim & Malah et Scalart)
- 5 directions (-90°, -45°, 0°, +45°, +90°)
- 3 répétitions
- 3 ré-injections (α = 00%, 20% et 40%.)
- 1 vocodeur
- 1 non modifié

Algorithmes	Estimation du bruit	Re-injection	Vocodeur	Conditions
.	.	.	.	Normal
.	.	.	Oui	Voc
Doerbecker	Ephraim & Malah	00 %	Oui	Doem00
Doerbecker	Ephraim & Malah	20 %	Oui	Doem20
Doerbecker	Ephraim & Malah	40 %	Oui	Doem40
Doerbecker	Scalart	00 %	Oui	Dos00
Doerbecker	Scalart	20 %	Oui	Dos20
Doerbecker	Scalart	40 %	Oui	Dos40

Tableau 2 : Récapitulatif des différentes conditions.

La tâche de l'auditeur est de trouver parmi les 5 directions, la provenance du son. L'effet de la ré-injection du signal sur la localisation sera plus particulièrement regardé.

III. RESULTATS

Les résultats (figure 3) sont présentés de la façon suivante : l'abscisse indique l'angle d'émission et l'ordonnée, l'angle perçu par l'auditeur. Si un point se trouve sur la diagonale, l'angle d'émission est correctement déterminé. Le calcul de l'erreur (7), par rapport à la diagonale est calculé et donné dans le tableau 3.

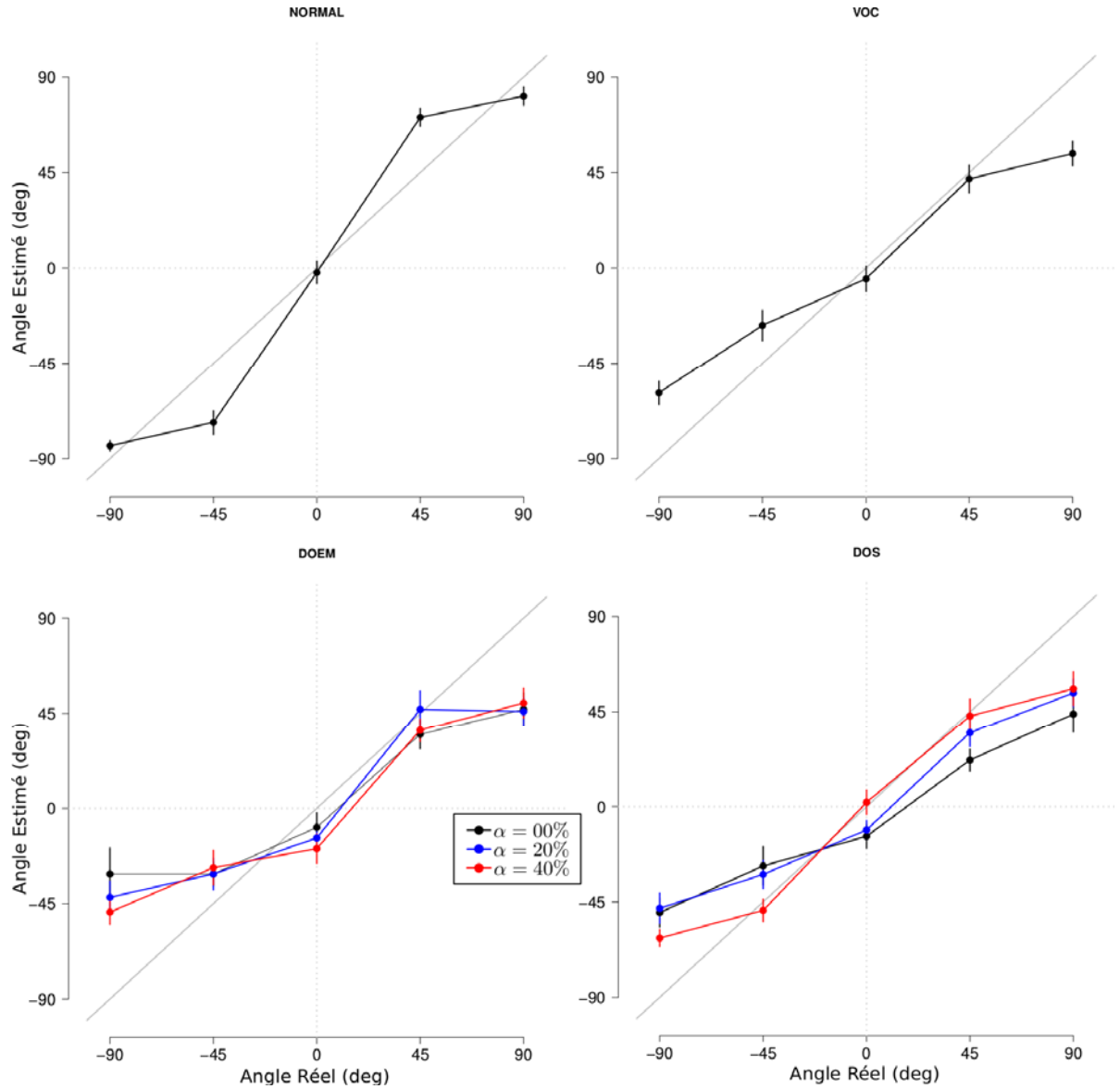


Figure 3 : Résultats de localisation pour les différentes conditions.

$$\sqrt{\sum_{J=1}^{20} (y_j - \text{diagonale})^2} \qquad (7)$$

Où, y_j est la réponse de la personne pour un angle donné et diagonale est l'angle de la source d'émission.

L'erreur représentée en degré indique la distance par rapport à la diagonale. Plus elle est grande, plus la stratégie conduit à des erreurs.

La condition la plus proche de la diagonale est celle qui est non modifiée (Normale). On indique plus facilement la direction de coté que les angles intermédiaires. Le coté joue peu : + ou – 45° n'a pas été privilégié. La condition Voc est celle de l'implant binaural seul. C'est donc vers cette courbe que les résultats des algorithmes de débruitage doivent converger.

Pour les algorithmes, on remarque que plus la ré-injection est grande, plus la courbe se rapproche de la diagonale. Seuls les angles extrêmes sont peu indiqués.

Conditions	Erreurs
Normal	212°
Voc	283°
Doem00	397°
Doem20	354°
Doem40	329°
Dos00	354°
Dos20	307°
Dos40	271°

Tableau 3 : Erreurs en fonction des Conditions

IV. DISCUSSION

Les résultats obtenus permettent de mettre en avant une dégradation de la localisation lorsque l'on favorise une direction. L'amélioration de la reconnaissance de la parole s'effectue au détriment de la localisation.

La condition « Normal » est celle qui est la plus proche de la diagonale ; elle correspond au signal non modifié, et il est pris directement en sortie du KEMAR. La condition « Voc », correspond à l'implant cochléaire binaural seul. Voc détériore la localisation, cette localisation est encore plus détériorée lorsque l'on couple avec des algorithmes des débruitage.

Pour les algorithmes, l'erreur diminue lorsque l'on ré-injectedu signal non modifié. Dans ce cas, l'angle + ou – 45° est plus facilement indiqué. On remarque de plus que + ou – 90° n'est jamais indiqué. L'algorithme de Scalart a moins déterioré l'orientation que celui d'Ephraim & Malah. Ces résultats sont en accord avec la littérature. Lorsque la trame du signal est décomposée pour le vocodeur, les ITD sont perdus car cette différence de temps est inférieure à la longueur de la trame et de son recouvrement. Il ne reste alors que les ILD, [7]. Les ILD permettent de localiser un son jusqu'à 60°, ensuite, la localisation n'est plus bonne, [4,11]. La ré-injection α améliore la localisation. On peut assimiler α à un algorithme de rehaussement des informations binaurales ne jouant que sur les amplitudes des signaux [14].

V. CONCLUSION

L'étude a porté sur la perte de la localisation due au débruitage binaural. Si les algorithmes classiques de rehaussement de la parole permettent d'améliorer celle-ci dans le bruit, la localisation des sources environnantes est alors détériorée. La proposition de ré-injecter le signal d'entrée et non modifié par van den Bogaert permet, par l'intermédiaire du facteur α, de rétablir une partie de la localisation. En effet, avec α = 40 %, on s'approche les résultats du vocodeur sans algorithme pour la condition dos. Ceci indique qu'avec une ré-injection du signal d'entrée, la localisation peut être restauré jusqu'à + ou – 45°.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] Boll, S. F. Suppression of acoustic noise in speech using spectral subtraction. *IEEE* ; 27(2), 113 – 120, 1979.

[2] Doerbecker, M. and S. Ernst. Combination of two-channel spectral subtraction and adaptive wiener post-filtering for noise reduction and deverberation. *European Signal Processing Conference*, 1996.

[3] Ephraim, Y. and D. Malah. Speech enhancement using a minimum meansquare error log-spectral amplitude estimator. *IEEE Transaction on Acoustics, Speech, and Signal Processing* ; 33(2), 443 – 445, 1985.

[4] Francart T, Lenssen A, Wouters J. Enhancement of interaural level differences improves sound localization in bimodal hearing. *J Acoust Soc Am.*, Nov ; 130(5) : 2817 - 26, 2011

[5] Kamath S, Loizou P. A multi-band spectral subtraction method for enhancing speech corrupted by colored noise. In: *Proceedings of ICASSP-2002*, Orlando; 2002.

[6] Kistler DJ, Wightman FL. A model of head-related transfer functions based on principal components analysis and minimum-phase reconstruction. J Acoust Soc Am. ; Mar ; 91(3) : 1637 - 47, 1992

[7] Mills, A. W. Lateralization of high-frequency tones. *J Acoust Soc Am.* ; 32(1), 132 –134, 1960

[8] Moore, B. C. An introduction to the Psychology of Hearing, Fifth Edition. *Emerald Group Pub Ltd*, (book) 1995.

[9] Rayleig, L. On our perception of sound direction. *Phiolosophical Magazine Series* ; 6 13(74), 214 – 232, 1907.

[10] Scalart, P. and J. Viera Filho. Speech enhancement based on a priori signal to noise ratio estimation. *IEEE* ; 629 – 632, 1996.

[11] Shaw EA. Transformation of sound pressure level from the free field to the eardrum in the horizontal plane. *J Acoust Soc Am.* ; Dec ; 56(6) : 1848 - 61, 1974.

[12] Tjomov, V. and G. Gershuni. A model to describe the results of psychoacoustical experiments on steady-state stimuli. In *Analiz Rechevykh Signalov Chelovekom, Nauka* ; 36 – 49, 1971.

[13] Truy, E., E. Ionescu, P. Ceruse, and S. Gallego. The binaural digisonic cochlear implant: surgical technique. *Otol Neurotol* ; 23(5), 704 – 709, 2002.

[14] van den Bogaert, T., S. Doclo, J. Wouters, and M. Moonen. The effect of multimicrophone noise reduction systems on sound source localization by users of binaural hearing aids. *J Acoust Soc Am* ; 124(1), 484 – 497, 2008.

Session 4

Dimension sociale, inclusion scolaire, maintien dans l'emploi

Présidents de session : Christian Berger-Vachon, JacK Sagot

Evolution de la mobilité des personnes en situation de handicap au cours des 20 dernières années

Virginie Dejoux[1] et Jimmy Armoogum[2]
[1] IDUP, [2] Ifsttar, Dest
Virginie.dejoux@univ-paris1.fr, Jimmy.armoogum@ifsttar.fr

Résumé : Les évolutions démographiques et sociales actuelles des pays développés, telles que le vieillissement de la population [1], la disparition des services de proximité ainsi que l'atomisation croissante des réseaux sociaux et familiaux risque d'affecter la mobilité de l'ensemble de la population dans les années futures et plus encore d'accroitre les situations de handicap dans les déplacements [2] [3]. L'objectif de cet article est de comprendre si l'évolution de la mobilité des personnes en situation de handicap est la conséquence des changements démographiques ou/et d'autres facteurs, tels que l'amélioration de l'accessibilité de la chaîne du déplacement. Pour répondre à cet objectif nous nous baserons sur les deux dernières enquêtes nationales transports, conduites par l'Insee en 1993-94 et 2007-08. Dans ces enquêtes, les situations de handicap sont appréhendées à partir de la question de la gêne dans les déplacements. En France en 2007-08, environ 10 % des personnes âgées de 15 ans et plus (c'est-à-dire environ 5,1 millions d'individus), déclarent rencontrer des difficultés pour réaliser des déplacements en dehors de leur domicile.

Mots clés : handicap, mobilité, déplacements, enquêtes transports, démographie

I. INTRODUCTION

Les changements démographiques et sociaux qui touchent les pays développés depuis quelques années sont susceptibles d'affecter les comportements de mobilité de l'ensemble de la population. Des facteurs tels que la disparition des services de proximité et l'atomisation croissante des réseaux sociaux et familiaux peuvent rendre plus difficile la réponse aux besoins de déplacements. De plus, le vieillissement de la population devrait changer les comportements de mobilité.

Longtemps considéré comme une forme d'infirmité, le handicap est désormais vu comme le résultat d'un ensemble d'obstacles environnementaux, politiques, culturels et techniques [4]. L'intégration ne peut plus être perçue comme le processus à sens unique d'adaptation des individus à la société, elle implique aussi de modifier l'environnement en éliminant les obstacles qu'il présente pour les personnes handicapées. En France depuis quelques années, il y a une volonté d'intégrer pleinement les personnes handicapées dans la société, en particulier avec l'adoption de la loi de février 2005. Cette loi rappelle la nécessité de l'accessibilité de l'ensemble de la chaine du déplacement à tous.

Notre étude se base sur les deux dernières enquêtes nationales transports, conduites par l'Insee en 1993-94 et 2007-08 [5]. Les enquêtes nationales transports sont les seules sur la mobilité réalisées à l'échelle nationale et qui décrivent tous les déplacements, quels que soient le motif, la longueur, la durée, les modes de transport, la période de l'année ou le moment de la journée. Dans ces enquêtes, les situations de handicap sont appréhendées à partir de la question de la gêne dans les déplacements.

D'une part, nous allons montrer l'évolution en termes de nombre de déplacements, durée effectuée et distance parcourue par jour par personne entre ces deux dates. D'autre part, nous identifierons les caractéristiques sociodémographiques qui influencent le nombre de déplacements effectués par les individus et leur pratique de mobilité. Nous pourrons ainsi conclure si les évolutions dépendent des modifications sociodémographiques de la population entre ces deux dates et/ou de l'augmentation de l'accessibilité.

II. EVOLUTION DE LA MOBILITE AU COURS DES 15 DERNIERES ANNEES

A. Immobilité et fréquence de déplacements

En 1993, 7,8 millions de personnes âgées de 15 ans ou plus ne se sont pas déplacées la veille de l'enquête (jour de semaine). En 2007, elles sont 7,7 millions à ne pas avoir quitté leur domicile. La proportion de personnes immobiles chez les personnes non gênées est quasiment la même en 2007 qu'en 1993 : 13% désormais (Tab. 1). En revanche, on note que la part de personnes immobiles est en nette baisse parmi les personnes déclarant une

gêne, passant de 50,7% à 43,3%. Il semblerait ainsi, que les personnes rencontrant une gêne dans leurs déplacements sont moins immobiles aujourd'hui qu'il y a une quinzaine d'année. Une des raisons possible à cette évolution, réside dans l'amélioration de l'accessibilité de l'ensemble de la chaine du déplacement, accessibilité qui devrait se diffuser, suite à l'adoption de la loi du 11 février 2005. En effet, cette loi indique que la chaîne du déplacement, comprenant le cadre bâti, la voirie, les aménagements des espaces publics, les systèmes de transport et leur intermodalité doit être organisée pour permettre son accessibilité dans sa totalité aux personnes à mobilité réduite.

Au-delà d'une immobilité plus importante, les personnes gênées effectuent aussi en moyenne moins de déplacements que les autres. En 1993, en semaine, elles effectuaient en moyenne 1,6 déplacement par jour contre 3,4 pour les personnes non gênées. En 2007, la moyenne est d'1,8 déplacement contre 3,4 pour les non gênés. L'écart est donc de l'ordre du simple au double. Nous avons vu que les personnes immobiles représentaient une part plus importante chez les individus gênés que chez les autres. Mais, même lorsqu'on ne prend en compte que les personnes qui ont réalisé au moins un déplacement, c'est-à-dire, lorsqu'on élimine de l'analyse les personnes immobiles, le nombre de déplacements reste toujours plus élevé pour les personnes non gênées (4 en moyenne) que pour les personnes gênées (3,2 en moyenne).

Tab.1 : Proportion de personnes immobiles la veille de l'enquête selon la gêne déclarée

Nombre de déplacements par personne	Personnes ne déclarant aucune gêne	Personnes déclarant une gêne	Ensemble
	1993-94		
% de personnes immobiles	13,9	50,7	16,9
% de personnes mobiles	86.1	49.3	83.1
	2007-08		
% de personnes immobiles	13,0	43,3	15,8
% de personnes mobiles	87	56.7	84.2

Source : d'après les enquêtes ETC (1993-1994), INSEE- INRETS et ENTD (2007-2008), INSEE-SOeS-INRETS

Cette première sous-partie montre donc une augmentation de la mobilité des personnes déclarant une gêne d'une part au travers de la diminution des personnes immobiles et d'autre part avec une légère augmentation du nombre moyen de déplacements. Nous pouvons alors nous demander si ces personnes mobiles ont des caractéristiques de déplacements différentes en 2008 par rapport à celles de 1993.

B. Distance et durée des déplacements

Les personnes qui déclarent une gêne se déplacent moins que celles qui n'en déclarent pas. Il n'est donc pas surprenant de constater que la durée moyenne quotidienne de déplacement des personnes gênées est également plus faible. Mais c'est également le cas de la durée moyenne par déplacement. Elle est en semaine de 18 minutes pour les personnes gênées, de 20 minutes pour les personnes non gênées. La durée moyenne de déplacement est restée stable entre 1993 et 2008.

En semaine, l'écart entre les individus gênés et les autres reste important en ce qui concerne la durée quotidienne de déplacement : 56 minutes contre 78 en 1993-94 et 59 contre 80 en 2007-08.

Si l'on analyse maintenant les distances de déplacements, le premier constat qui peut être fait est que les personnes qui déclarent une gêne réalisent des déplacements plus courts, quelque soit le jour de la semaine. En effet, en 2007, alors que la distance moyenne d'un déplacement pour les personnes gênées est de 8 kilomètres, elle est de 13 kilomètres pour celles ne déclarant pas de gêne (tab.2).

Tab.2 : Distance moyenne des déplacements des personnes mobiles

Distance en minutes	Personnes ne déclarant pas de gêne	Personnes déclarant une gêne	Ensemble
	1993-94		
Veille de l'enquête (jour de semaine)			
Distance quotidienne	45	20	43
Distance par déplacement	11	6	11
	2007-08		
Veille de l'enquête (jour de semaine)			
Distance quotidienne	50	26	49
Distance par déplacement	13	8	13

Source : d'après les enquêtes ETC (1993-1994), INSEE- INRETS et ENTD (2007-2008), INSEE-SOeS-INRETS

Les personnes gênées réalisant moins de déplacements quotidiens, cet écart est encore plus marquée lorsque l'on observe la distance quotidienne, qui atteint 50 kilomètres pour les personnes ne déclarant pas de gêne contre seulement 26 kilomètres pour les autres. Comme pour le nombre moyen de déplacements, les distances de la veille de l'enquête qu'elles soient quotidienne ou par déplacement sont légèrement supérieure en 2007 qu'en 1993.

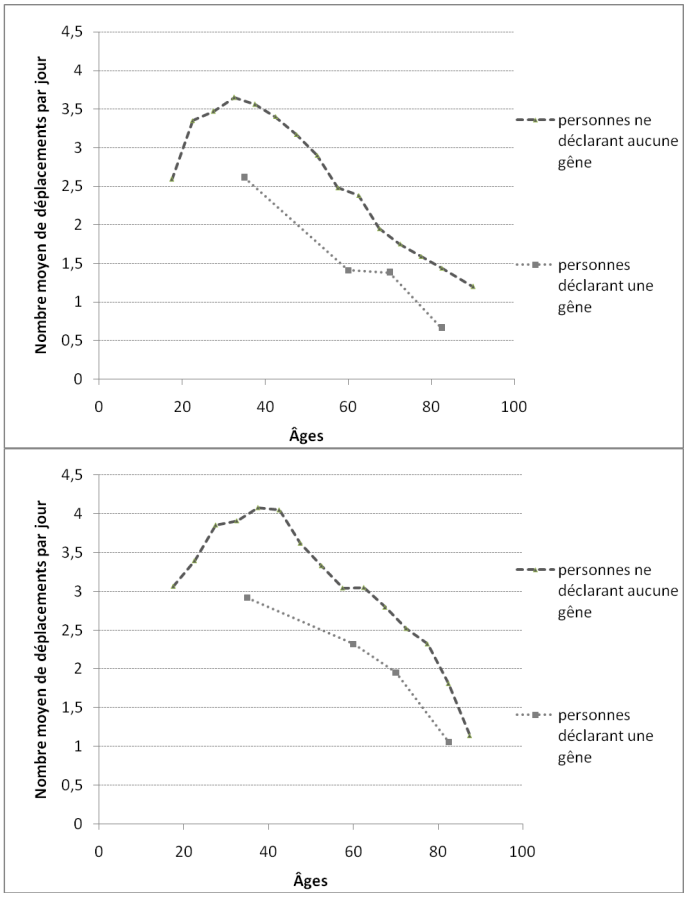
Les personnes gênées connaissent donc une immobilité plus forte que les autres, réalisent moins de déplacements quotidiens et ces derniers sont plus courts tant en durée qu'en distance. Toutefois, une évolution est visible entre 1993 et 2007 : d'une part l'immobilité chez les personnes gênées est plus faible, leur nombre moyen de déplacements légèrement plus important et enfin les distances de la veille plus longues. Si l'on peut penser que cette évolution est en partie due à l'amélioration de l'accessibilité des différents modes de déplacements, elle peut également être la conséquence de l'évolution sociodémographique de la population en France entre 1993 et 2007.

III. IMPACT DES CARACTERISTIQUES SOCIODEMOGRAPHIQUES SUR LA MOBILITE

Les résultats moyens présentés ci-dessus ne doivent en effet pas faire oublier la forte sensibilité de la mobilité aux caractéristiques sociodémographiques. Plusieurs caractéristiques influent sur l'immobilité et sur le nombre moyen de déplacements, notamment l'âge, la zone de résidence et le niveau de motorisation.

En effet, dans une étude précédente, nous avions montré à partir d'une régression logistique que les personnes déclarant une gêne lors de leurs déplacements ont, toutes choses égales par ailleurs, un risque 2,8 fois plus élevée de ne pas avoir quitté leur domicile au moins deux jours au cours de la semaine précédent l'enquête, que les personnes n'ayant pas déclaré de gêne. Pour les personnes résidant en zone rurale, ce risque est supérieur de 1,8 fois par rapport à celles résidant en centre ville. De même, plus les personnes sont âgées, plus leur risque d'être immobiles au moins deux jours de semaine augmente [6]. L'âge a en effet une incidence importante sur le nombre moyen de déplacement (Graph1). Le nombre de déplacements atteint son maximum vers 30-35 ans en 1993, vers 40 ans en 2007. Au-delà de cet âge, le nombre de déplacements décroit.

Graph1. : Nombre moyen de déplacements par jour et par personne selon l'âge en 1993-94 et en 2007-08



Source : d'après les enquêtes ETC (1993-1994), INSEE- INRETS et ENTD (2007-2008), INSEE-SOeS-INRETS

Nous notons que pour les personnes gênées, la hausse du nombre moyen de déplacements au cours de cette période est plus marquée aux âges élevés (après 55 ans) qu'aux âges les plus jeunes : le nombre de déplacements par jour des 55-64 ans est passé de 1,4 à 2,3, celui des 65-74 ans de 1,4 à 2 et celui des 75 ans et plus de 0,7 à 1,1.
D'autres variables sociodémographiques présentent une corrélation avec le nombre de déplacements. C'est le cas par exemple de la zone de résidence et du nombre de véhicules que le ménage possède (Tab.3). Ainsi, les personnes qui habitent en centre-ville ou en banlieue réalisent plus de déplacements que les personnes vivant en zone rurale, en 1993 tout comme en 2007. Les individus qui appartiennent à un ménage non motorisé se déplacent également moins que les autres.

Tab.3 : Nombre moyen de déplacements par jour selon la zone de résidence, le niveau de motorisation et la gêne

	1993-1994		
	Personnes déclarant une gêne	Personnes ne déclarant pas de gêne	Ensemble
Centre-ville	1,3	3,1	3,0
Banlieue	1,8	3,0	2,9
Zone rurale	1,1	2,9	2,7
Non motorisé	0,9	2,3	2,0
1 voiture	1,7	2,9	2,8
Multimotorisé	2,2	3,3	3,3
		2007-08	
Centre-ville	2,0	3,5	3,3
Banlieue	1,9	3,4	3,3
Zone rurale	1,5	3,2	3,0
Non motorisé	1,3	2,9	2,5
1 voiture	2,0	3,3	3,1
Multimotorisé	2,5	3,6	3,6

Source : d'après les enquêtes ETC (1993-1994), INSEE- INRETS et ENTD (2007-2008), INSEE-SOeS-INRETS

IV. CONCLUSION

A partir de l'analyse des enquêtes transports réalisées en 1993-94 et 2007-08, nous avons pu montrer l'évolution de la fréquence et des caractéristiques de déplacements en différenciant les personnes déclarant une gêne et les autres. Nous avons ainsi mis en évidence, qu'entre ces deux dates, l'immobilité chez les personnes gênées est plus faible, leur nombre moyen de déplacements légèrement plus important et enfin les distances de la veille plus longues.

Toutefois, notre article a également montré l'impact que diverses caractéristiques sociodémographiques ont sur la mobilité des personnes et notamment l'âge, la zone de résidence et le niveau de motorisation d'un ménage.

Aussi ces caractéristiques ont-elles évolué au cours des 15 dernières années ?

Trois phénomènes sociodémographiques semblent caractériser l'évolution de la population au cours de cette période : le vieillissement de la population, la motorisation croissante et l'étalement urbain. Premièrement, la part des personnes âgées de 65 ans et plus est passée de 14,7% à 16,2% entre 1993-94 et 2007-08. Deuxièmement, au cours de la même période la part de personnes appartenant à un ménage non motorisé est passée de 16,5% à 12,9% avec parallèlement une augmentation du nombre de personnes appartenant à un ménage multimotorisé (35% à 44,1%). Troisièmement, la part des personnes résidant en centre-ville a diminué (42,2% à 39,5%) au profit de la banlieue (32,3% à 34,9%).

Aussi, si malgré le vieillissement de la population et l'étalement urbain la mobilité des personnes gênées a augmenté, tout en ne négligeant pas l'impact de l'augmentation de la motorisation, nous pouvons conclure que les évolutions récentes en terme d'accessibilité ont contribué à une augmentation de la mobilité de ces personnes.

V. BIBLIOGRAPHIE

[1] Brutel, C (2002). « La population de la France métropolitaine en 2050 : un vieillissement inéluctable ». Economie et statistiques. Vol.355-356.pp. 57-71

[2] Hauet, R ; Ravaud, J-F (2001). « Handicaps, incapacités, dépendance et déplacements ». pp. 141-154.

[3] Stahl, A., G. Carlsson, P. Hovbrandt, and S. Iwarsson.(2008)"Let´s go for a Walk – Accessibility and Safety for Older People in the Outdoor Environment". Submitted.

[4] Minaire, P (1992). "Diseases, illness and health. The critical models of the disablement process". Bulletin of the world health organization. pp. 373-379

[5] Armoogum, J., Hubert, J.-P., Bonnel, P., Madre, J.-L. (2007) « Préparer la prochaine Enquête Nationale Transport avec un regard international », INRETS, DRAST, p.123.

[6] Dejoux V. (2010), « Situation de handicap lors des déplacements : caractéristiques individuelles, pratiques de mobilité, environnement physique et social », Thèse de doctorat en démographie, Université Paris I. p.276

Médiation informatique et stratégies d'apprentissage dans l'apprentissage de la lecture et de l'écriture chez les élèves cérébrolésés

Hélène TERRAT
Conseillère pédagogique ASH du Rhône, Doctorante en co-direction, Laboratoire de psychologie SIS, université Lyon 2 et laboratoire d'informatique Silex, université Lyon1
helene.terrat@free.fr

Résumé : Nombre d'élèves handicapés moteurs avec ou sans troubles cognitifs associés sont en difficulté lors de l'apprentissage de la lecture, puis dans l'expression et la maîtrise de l'écrit. Afin de répondre à leurs besoins, les enseignants doivent adapter leurs démarches pédagogiques et personnaliser leur environnement de travail. Pictop, un logiciel paramétrable et ouvert dans ses contenus, permet de construire des activités basées sur des combinaisons d'étiquettes textuelles vocalisables. Très simple d'utilisation Pictop permet de travailler la lisibilité du texte (polices, couleurs, taille), le choix des entrées (clavier, souris, contacteur), la diversité des retours sonores et visuels… Une récente évolution permet de reprendre avec l'élève l'analyse de ses productions et de développer ainsi la métacognition. Une étude en cours permettra de tester 4 hypothèses : l'autocontrôle des productions de l'élève, le développement de sa conscience phonologique, morphologique et syntaxique, le rôle du traceur et du film pour mener un travail métacognitif et aider l'élève à acquérir des stratégies d'apprentissage identifiées et plus efficaces.

Mots clés : handicap – CLIS 4 - apprentissage – maîtrise de la langue – logiciel Pictop 3 – retour vocal – métacognition – réflexivité augmentée.

I. PRESENTATION ET CONTEXTE

Dans le contexte de la loi 2005-102 reposant sur la mise en accessibilité de l'environnement scolaire et la dotation d'équipements assurant la compensation du handicap, les TICE présentent un avantage par rapport aux réponses classiques pour l'apprentissage dans la mesure où elles apportent l'attrait de la nouveauté, l'interactivité des actions, des possibilités de mise en page adaptée, de jeux de couleurs et d'interactions sonores, bruits et voix de synthèse, qui soutiennent l'attention et qui facilitent la prise d'indices. Ils permettent ainsi une meilleure lisibilité de l'action à tous les niveaux. D'ailleurs, aujourd'hui les TICE font partie des modalités ordinaires d'enseignement et la maîtrise de ces outils figure explicitement dans les programmes d'enseignement de l'école.

Apprendre à lire « passe par le décodage, l'identification des mots et par l'acquisition progressive des connaissances et compétences nécessaires à la compréhension des textes. […] Ces apprentissages s'appuient sur la pratique orale de la langue et l'acquisition du vocabulaire. Ils s'accompagnent d'une initiation à la grammaire et à l'orthographe [1]».

« Pour apprendre à lire, il faut donc coordonner : des compétences langagières (phonologie, lexique, syntaxe, sémantique), des compétences mnésiques (en particulier la mémoire de travail), des compétences attentionnelles (en particulier visuo-attentionnelles) et exécutives (stratégies du regard et gestion de la mémoire de travail) »[2]. Dans le cadre d'un déficit moteur associé à un tel trouble cognitif électif, ce sont toutes les acquisitions du « lire-« écrire » qui peuvent être perturbées et « les pathologies de l'acquisition de l'écrit retentissent de façon sévère sur la scolarité de l'enfant »[3].

Pouvant se développer ainsi dans un contexte multisensoriel et d'interactivité, l'apprentissage assisté par l'ordinateur peut particulièrement bien convenir aux élèves handicapés pour lesquels un enseignement différencié et adapté est indispensable. Pour répondre à ces besoins particuliers, nous devons privilégier l'usage d'outils souples, ouverts pouvant prendre en compte toutes les spécificités de façon rapide et efficace pour être utilisé en classe ou pendant des temps d'aide plus personnalisée, par les élèves et leurs enseignants. Le logiciel Pictop[4], de par ses nombreuses possibilités de

[1] B.0. n°3, 19 juin 2008
[2] Michèle Mazeau « Neuropsychologie et troubles des apprentissages », Masson, 2005.
[3] Michèle Mazeau, Idem, p255
[4] Conception du logiciel Pictop 2 : Jack Sagot. Programmation : Max Durand, diffusé par l'INSHEA, 2001.

paramétrage, offre la possibilité d'un apprentissage adapté à chacun.

II. UN OUTIL INFORMATIQUE, PICTOP3 AVEC UN TRACEUR REFLEXIF D'ACTIVITE

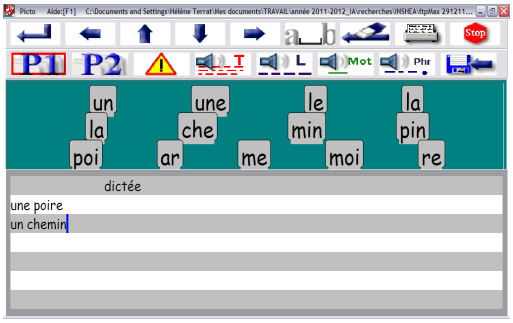
Ouvert dans ses contenus et fortement paramétrable dans son environnement de travail, le logiciel Pictop repose sur la manipulation, par l'élève, à l'aide de la souris - ou d'un contacteur associé à un balayage - d'étiquettes textuelles préalablement entrées par son enseignant. Tout ce qui est manipulé par l'élève lui-même peut-être vocalisé, y compris des mots ou des phrases incorrectement composés. Des étiquettes lettres, syllabes, mots, phrases, peuvent être combinées pour composer des textes. Ces mêmes étiquettes peuvent compléter des exercices à trous. Le logiciel peut également opérer sur un texte en soulignant, barrant, coloriant des éléments afin de travailler la syntaxe. Bien qu'il s'agisse d'un logiciel spécifique conçu en priorité pour accompagner les apprentissages de la langue écrite des élèves en difficulté scolaire et/ou en situation de handicap, Pictop peut-être utilisé également avec bénéfice par des élèves « tout venant », ce qui en fait un outil d'inclusion intéressant.

Apprendre à lire à des élèves déficients intellectuels ou dyslexiques relève moins de problèmes grapho-moteurs que purement cognitifs, bien entendu, mais la présence d'un grand nombre de troubles associés fait qu'on retrouve souvent conjugués les mêmes problèmes et donc les mêmes besoins : simplicité de présentation des contenus, non surcharge cognitive, redondance et multiplication des entrées sensorielles. La version 3 du logiciel Pictop, assure un apprentissage sur mesure tant au niveau de l'accessibilité matérielle qu'au niveau de l'ergonomie cognitive.

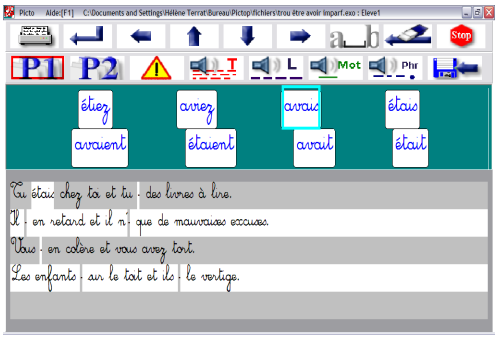
Ce logiciel est conçu pour répondre aux besoins très divers des élèves en s'adaptant aux troubles moteurs. Il propose de paramétrer au plus près l'environnement de travail de l'élève (taille, police, couleurs, choix de la voix, temporisation de la vitesse d'écriture et de vocalisation, simplification des commandes…).

Les trois types d'exercices (figure 1) réalisables acceptent toutes ces possibilités de personnalisation, le contenu pédagogique étant librement choisi et inscrit par l'enseignant lors de la préparation des exercices en fonction de ses objectifs d'apprentissage.

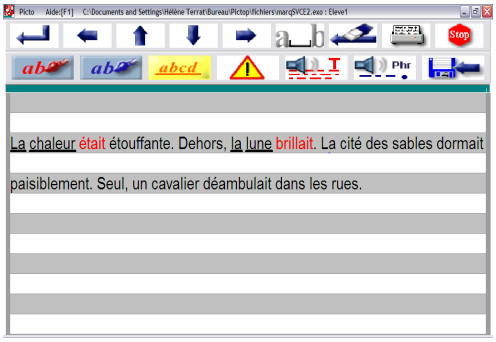
Grâce à l'enregistrement systématique de l'historique de l'activité de l'enfant, Pictop3 permet à la fois d'assurer un suivi et une évaluation des productions de l'élève : tout ce qu'il fait est mémorisé et peut être visionné immédiatement après la séance ou beaucoup plus tard (figures 2 et 3). Le retour immédiat avec l'élève sur sa production permet à l'enseignant de développer une aide métacognitive, un guidage vers l'autonomie d'apprentissage de l'élève qui pourra prendre appui sur l'analyse de ses succès et de ses échecs pour améliorer ses stratégies.



Mode combinatoire



Mode saltatoire



Mode marquage

Fig.1 : Les trois modes de Pictop. Le premier utilisé ici en balayage, les autres avec clavier et/ou souris.

A. Le traçage et l'enregistrement de l'activité de l'élève

Dans la dernière version du logiciel, au lancement du fichier traceur.exe juste avant le démarrage du logiciel Pictop 3, apparait un traceur sous la forme d'une fenêtre qu'on peut réduire ou agrandir, et d'icônes représentant toutes les actions produites par l'élève (figure 4). Par la

réflexivité augmentée[5] offerte par ce traceur, l'élève prend plus facilement des points de repères sur ses actions et est aidé dans la compréhension globale de l'activité présentée étape par étape, symbolisées par des icônes.

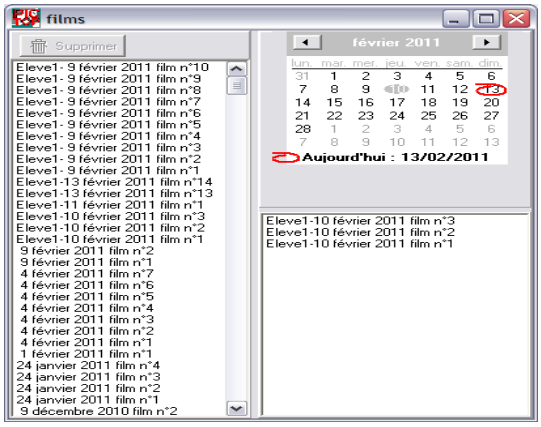


Figure 2 : fenêtre d'enregistrement des films archivés des différentes activités

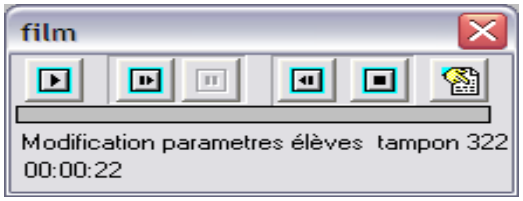


Figure 3 : fenêtre de pilotage du film

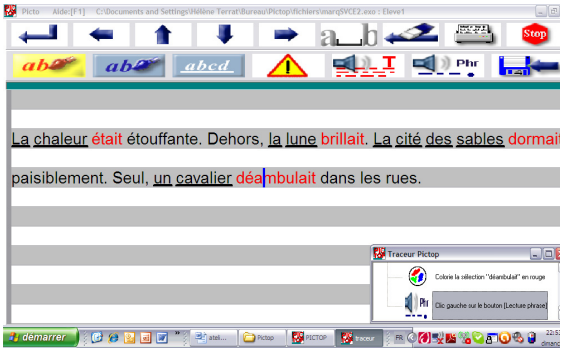


Figure 4 : Exercice en cours de réalisation avec la fenêtre de traçage, en bas à droite

III. L'ETUDE ET SES HYPOTHESES DE TRAVAIL

Pour aider les élèves atteints de ces troubles spécifiques ou présentant des limitations d'activités retentissant de manière négative sur l'apprentissage de l'écrit, nous pensons que l'utilisation du logiciel Pictop3 est un support privilégié au regard de ces fonctionnalités. Suite à notre expérience personnelle, nous souhaitons, à travers une expérimentation de généralisation portant sur une centaine d'élèves de classes spécialisées[6], et l'analyse des résultats obtenus, vérifier la validité de nos hypothèses.

- Le retour vocal aide l'élève à se corriger et à contrôler ses productions.
- Les types d'activités proposées aident à développer la conscience phonologique, morphologique et syntaxique de l'élève.
- En cours d'exercice, le traceur permet aux élèves de mieux comprendre ce qu'ils font : mieux percevoir le rôle des commandes, renforcer la compréhension profonde de l'activité.
- L'usage du film permet de mener un travail métacognitif et d'aider l'élève à acquérir des stratégies d'apprentissage identifiées et plus efficaces.

Hypothèse 1 : Le retour vocal développe l'autonomie de l'élève dans son expression écrite et dans l'accès au sens (rôle de la trace auditive)

Le retour vocal devrait permettre à l'élève de corriger ses erreurs au moins au niveau phonétique (on ne se préoccupera pas des erreurs orthographiques ici).

L'élève en difficulté de lecture peut prendre appui sur cette fonction de l'outil pour écouter et comprendre l'exercice avant de le réaliser, par exemple dans le cas des exercices à trous où il doit lire et réfléchir avant de donner sa réponse. Celle-ci pourra être validée par lui-même via l'utilisation de la vocalisation du mot ou de la phrase ainsi complétée. Le retour vocal est utilisé petit à petit par l'élève pour contrôler ses productions car il a la facilité de le faire (écouter la phrase, le mot ou le texte complet) et en voit l'intérêt de façon autonome.

Hypothèse 2 : les aides visuelles de Pictop favorisent la compréhension et la structuration de la langue

Les paramètres de l'environnement de travail de l'élève (gros curseur, cadre de sélection, affichage coloré…) permettent d'optimiser les conditions de travail

[5] Voir les travaux de Magali Ollagnier-Beldame et Alain Mille « E-learning : tracer l'activité des apprenants pour favoriser leur appropriation du système ?, Revue du management technologique, vol 15 – n°3 - 2006

[6] Elèves âgés de 6 à 15 ans, de niveau cycle 2 pour l'apprentissage de la lecture et de l'écriture, scolarisés en institut d'éducation motrice ou en classe d'inclusion scolaire, type4.

pour compenser les difficultés liées aux troubles. Tout ce ceci favorise l'attention et diminue la fatigue.

Le fonctionnement par étiquettes et la facilité de combinaison, aident à la compréhension de la structure de la langue. L'organisation que Pictop propose permet un guidage, une aide à la planification, un soutien de la mémoire par un rappel de la consigne et donc un gain d'autonomie.

L'utilisation du marquage (coloration, encadrement, barrage…) et les exercices de combinatoire (par exemple sur les familles de mots) peuvent favoriser la conscience morphologique, impliquée elle aussi dans l'apprentissage de la lecture[7] : construction des mots par blocs significatifs combinant un radical à des préfixes ou à des suffixes. La répétition et le renforcement à partir de la forme visuelle des étiquettes et le retour auditif de ce qui est écrit, induisent un montage progressif des apprentissages dans ce domaine.

La possible segmentation et le marquage de syllabes par des couleurs différentes peuvent améliorer la rapidité de lecture, sa fluidité dans des exercices déjà marqués ou quand l'élève colorie lui-même les syllabes et les lettres muettes par exemple.

Ce mode de travail attire l'attention de l'élève sur des repères signifiants. Beaucoup de difficultés de lecture de nos élèves sont dues à des troubles de repérage d'origine neurovisuelle et/ou des troubles attentionnel et mnésique (oubli de la consigne en cours d'exercice).

Les exercices de combinatoire ou à trous (par exemple sur les groupes de la phrase) peuvent favoriser la conscience syntaxique en permettant de faire facilement beaucoup d'exercices sur la même structure : l'élève profite de l'entrainement sans la fatigue, son énergie cognitive peut se centrer sur le « cœur de cible » de l'objectif d'apprentissage.

Hypothèse 3 : En cours d'exercice, le traceur permet aux élèves de mieux comprendre ce qu'ils font : mieux percevoir le rôle des commandes, renforcer la compréhension profonde de l'activité.

Les travaux d'Alain Mille[8] montrent l'intérêt pour un apprenant d'avoir un retour sur son action afin de mieux la comprendre « Un apprenant peut visualiser sa trace et se faire une image de son évolution dans l'activité, ce qui lui permettra de comprendre son cheminement dans la construction de sa connaissance ».[9] Le traceur couplé à Pictop 3 permet en cours de réalisation d'un exercice de voir la suite des actions sous forme d'icônes semblables aux boutons des commandes ou des touches du clavier correspondantes. Nous pensons que son utilisation facilite l'apprentissage de l'outil car l'élève visualise ce qu'il vient de faire, il renforce la relation cause à effet de ses actions, il conceptualise progressivement les commandes utilisées. Le traceur renforce donc l'interactivité Enfant/Ordinateur. A la fin de l'activité, en déroulant le traceur sur grand écran, l'élève peut comprendre et éventuellement expliquer étape par étape ce qu'il vient de faire depuis le début sans revoir son texte. Mais compte tenu des troubles de ces élèves, dans quelle mesure ce traceur est-il réellement efficace ou au contraire peut-il avoir même pour certains un effet distracteur, voire perturbant ?

Hypothèse 4: L'utilisation du film permet de voir et d'améliorer les stratégies d'apprentissages de l'élève.

Pierre Vermersch explique comment l'entretien d'explicitation aide l'apprenant à prendre conscience de son action et des stratégies utilisées pour résoudre un problème en utilisant la verbalisation. « Pour rendre possible la verbalisation de l'action, il faut d'abord, que celui qui s'y essaie, prenne le temps d'un retour réfléchissant sur son action, de manière à ce qu'il en prenne conscience. L'entretien d'explicitation vise précisément à aider à la mise en mot de son « faire », y compris en rendant accessible la partie implicite de toute action. En ce sens cette technique se présente comme une prise de conscience provoquée[10]. » En rendant explicite l'action implicite, on accède à sa compréhension et l'on peut ainsi modifier ce qui n'est pas pertinent. Pour un élève avec des troubles mnésiques, avoir une trace visuelle et dynamique de ses réalisations contribue à lui donner accès à ce type de prise de conscience. L'élève comprendra ses erreurs et ses réussites et cela lui permettra d'acquérir une stratégie efficace et de mieux apprendre. Le film devrait donc permettre à l'enseignant de mieux comprendre les stratégies des élèves et de pouvoir ensuite mieux adapter le travail proposé au profil de chacun.

---

[7] Voir aussi à ce sujet « Conscience morphologique chez les apprentis lecteurs tout-venant et en difficulté », Casalis S, Mathiot E, Becavin AS, Colé P, travaux de recherche n° 4355, 2008, academon.fr

[8] Alain Mille est professeur d'informatique, responsable de l'équipe Silex du laboratoire Liris, Université Lyon1

[9] « Un Système à Base de Traces pour la modélisation et l'élaboration d'indicateurs d'activités éducatives individuelles et collectives. Mise à l'épreuve sur Moodle ». Tarek Djouad — Lotfi Sofiane Settouti— Yannick Prié— Christophe Reffay — Alain Mille, TSI 29(6):721-741. 2010.

[10] Pierre Vermersch « L'entretien d'explicitation » Collection Pédagogie, ESF Edtieur, 2006

L'enregistrement systématique de l'historique de la réalisation des exercices donnera l'occasion de travailler sur les stratégies et la métacognition pour l'enseignant et l'élève à travers le « rejouage » du film de l'exercice qui reprendra la totalité des étapes de l'activité. Il aidera alors l'élève à « apprendre à apprendre »[11].

IV. METHODOLOGIE ET DESCRIPTION DES EXPERIMENTATIONS

Pour la mise en place de l'expérimentation, en prenant appui sur les travaux des orthophonistes et après trois sessions de formation à l'utilisation de l'outil Pictop3 dans un établissement qui utilisait déjà une version précédente du logiciel, deux études sont en cours. L'une quantitative permettra d'analyser les résultats de l'utilisation d'une batterie d'exercices auprès d'une trentaine d'enseignants[12] grâce à un questionnaire ciblé. La deuxième donnera lieu à une étude clinique fondée sur l'observation longitudinale des activités de 3 élèves[13] dont on suivra l'apprentissage dans la durée, notamment au niveau des stratégies.

Le recoupement des résultats et leur analyse doit permettre de valider ou non nos hypothèses.

- L'étude quantitative :

Cette étude sera proposée aux enseignants (ils sont une vingtaine actuellement) qui ont accepté d'utiliser avec leurs élèves le logiciel en proposant des exercices choisis dans la batterie d'une centaine d'exercices joints[14], et en exploitant le logiciel Pictop3 dans toutes ses fonctionnalités : les exercices déclinés selon les 3 modalités possibles de travail (mode combinatoire, saltatoire, marquage), le traceur et le film.

Les exercices proposent de travailler selon 4 champs : conscience phonologique, accès au sens, construction des mots ou conscience morphologique et construction de la phrase ou conscience syntaxique, en lien avec nos hypothèses. Un questionnaire sera renseigné en fin d'année scolaire afin de recueillir les réponses relatives à nos hypothèses de travail. Des entretiens pourront être parfois proposés pour approfondir certaines réponses.

- L'étude qualitative :

Cette observation de nature ethnographique sera réalisée d'après la méthodologie proposée par Pierre Rabardel[15] et Jacques Theureau[16], avec l'observation rapprochée de 3 élèves pendant l'activité et complétée par des entretiens. Les séances seront filmées afin de croiser les éléments recueillis pendant l'observation, au décryptage de la vidéo avec les traces de la réalisation obtenues par l'enregistrement direct dans le logiciel. Les entretiens viendront compléter et expliciter les actions, les stratégies et remarques des élèves et des enseignants. Cette observation très fine devrait faire émerger des éléments pertinents à exploiter pour la validation de nos hypothèses.

V. DISCUSSION - CONCLUSION

L'évaluation de l'expérimentation : Quelques premiers résultats par rapport à nos hypothèses de travail et perspectives pour la classe.

Toutes les activités réalisables dans Pictop3 ne le seraient pas pour ces élèves handicapés avec un support traditionnel « papier crayon » ou même avec un traitement de texte ordinaire.

Cet outil assure quatre fonctions. Une fonction supplétive car Pictop supplée des fonctions déficitaires chez l'enfant. Par exemple, il permet d'écrire alors qu'une paralysie rend impossible ou limite considérablement le geste moteur. Une fonction augmentative car Pictop permet de travailler plus vite et mieux, pour un élève qui peut tracer ou lire mais au prix d'effort cognitif important. En soulageant l'élève des tâches de bas niveau, celui-ci peut se concentrer sur les tâches de haut niveau liées à l'apprentissage[17]. Une fonction tutorielle car avec Pictop l'élève apprend de façon différenciée et à son rythme. Une fonction procédurale car avec le film et le traceur de Pictop, l'enseignant accompagne l'élève pour organiser sa pensée, améliorer ses stratégies et permettre de développer les fonctions exécutives comme la planification de la tâche…

L'historique de cet outil montre qu'il peut répondre aux attentes qui évoluent avec le public accueilli dans nos classes. Un grand nombre de besoins relatifs à la présentation des textes et à l'adaptation des élèves étant maintenant bien pris en charge par les nombreux paramétrages offerts par ce logiciel, nos élèves handicapés ou en grande difficulté d'apprentissage ont

[11] Voir Philippe Meirieu

[12] Soit une centaine d'enfants

[13] Méthodologie empruntée aux travaux de Jacques Theureau et Magali Ollagnier-Beldame.

[14] Il n'est pas nécessaire d'utiliser tous les exercices (cf les recommandations du questionnaire).

[15] Pierre Rabardel « Les hommes et les technologies », une approche cognitive des instruments contemporains, université Paris 8

[16] Jacques Theureau a décrit et utilisé l'ethnométhodologie dans ses travaux de recherche.

[17] Voir proposition développée par Jack Sagot et Hervé Benoît dans « L'apport des aides techniques à la scolarisation des élèves handicapés, *NRAS*, Edition de l'Inshea n°43, 2008

surtout besoin aujourd'hui d'un outil pour travailler la planification de la tâche et la métacognition. Le film associé à Pictop permet l'archivage des travaux d'élèves et l'analyse de la succession des films rend possible une évaluation des progrès de l'enfant par l'enseignant et/ou le thérapeute.

Très simple d'utilisation et très ouverte, cette interface est un atout pour la scolarisation d'élèves très déficients, car ces derniers ont besoin d'un apprentissage qui s'étire dans le temps, et bon nombre d'entre eux sont des adolescents quand ils utilisent encore ce logiciel. Pictop permet alors de réaliser des tâches relevant certes de compétences habituellement visées avec de jeunes élèves mais avec des contenus adaptés à l'âge de ces grands élèves. De plus, pour eux, non seulement le rendu de leur production est impeccable, le support est valorisant mais surtout les travaux écrits sont autocontrôlés par chacun d'eux ce qui contribue à développer leur autonomie.

Les principales limites de cet outil sont qu'il traite seulement du texte et qu'il ne corrige pas mais c'est un choix délibéré. Pictop est un outil pour produire des textes, n'importe quel texte qui ne peut donc pas être évalué a priori sinon seulement par l'enfant qui entendra ce qu'il était sensé produire et qui donc pourra spontanément revenir sur sa production.

Ce qui caractérise le logiciel Pictop, c'est qu'il est conçu en étroite relation avec le terrain, qu'il est ouvert car l'enseignant utilise les matériaux textuels de son choix ; qu'il assure une continuité dans l'apprentissage de l'écrit tout au long de l'école primaire. Ainsi les enseignants ont l'avantage de ne pas avoir à mobiliser un grand nombre de logiciels, tous très différents au niveau des objectifs et des fonctionnalités : un seul outil pour de nombreuses activités, c'est donc plus simple et plus efficace pour mettre en place les apprentissages pour entrer dans l'écrit. Enfin, la validation de nos hypothèses permettrait peut-être de dégager un certain nombre de qualités que devraient posséder de futurs outils pédagogiques pour ces élèves et pour un grand nombre de ceux qui présentent des troubles des apprentissages.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] Casalis S, Mathiot E, Becavin AS, Colé P, travaux de recherche n°4355, academon.fr

[2] Darcos X, Bulletin Officiel hors série n° 3, 19 juin 2008

[3] Mazeau M, *Neuropsychologie et troubles des apprentissages*, Editions Masson Paris, 2005

[4] Meirieu P, *Apprendre oui mais comment ?* Paris, ESF Editeur, 1987

[5] Mille A, Djouad T, Settouti L, Prié Y, Reffay C, *« Un Système à Base de Traces pour la modélisation et l'élaboration d'indicateurs d'activités éducatives individuelles et collectives. Mise à l'épreuve sur Moodle* ». 2010

[6] Ollagnier-Beladame M et Mille A, E-learning : tracer l'activité des apprenants pour favoriser leur appropriation du système ?, Revue de Management Technologique, vol 15 n°3 - 2006

[7] Ollognier-Beldame M, *Suivre à la trace l'activité de deux co-acteurs : Le cas d'une rédaction conjointe médiée par un artefact numérique*. @ctivités, volume 5 numéro 1. 2008

[8] Rabardel P « *Les hommes et les technologies, une approche cognitive des instruments contemporains* », Université Paris 8

[9] Sagot J et Benoit H, L'apport des aides techniques à la scolarisation des élèves handicapés, *NRAS*, Edition de l'Inshea n°43, 2008

[10] Theureau J « *L'hypothèse de la cognition (ou l'action) située et la tradition d'analyse du travail de l'ergonomie de langue française* », CNRS/IRCAM, site www.coursdaction.net

[11]Vermersch P, « *L'entretien d'explicitation* », Collection Pédagogie, ESF Editeur, 2006

Pour une approche développementale du maintien dans l'emploi

Xavier Rétaux [1], Gaëtan Bourmaud [2-3] & Natacha Manson [4]

1- AXErgonomie – 6 rue de la chapelle 68118 Hirtzbach France – xavier.retaux@axergonomie.com
2- CNAM / TOF / CRTD / Equipe Ergonomie – 41 rue Gay-Lussac 75005 Paris France
3- AXErgonomie – 2 place de l'église 95810 Grisy-les-Plâtres France – gaetan.bourmaud@axergonomie.com
4- ErgoSaction - 50 rue Cambronne - 75015 PARIS - ergoSaction@gmail.

Résumé : Cet article vise à présenter une intervention de maintien dans l'emploi et à l'interroger dans le cadre d'une approche développementale, précédemment développée par Bourmaud & Rétaux (2012).

Mots clés : Personne en situation de handicap, maintien dans l'emploi, environnement capacitant.

I. INTRODUCTION

Cette intervention de maintien dans l'emploi d'un travailleur handicapé a succédé à deux interventions réalisées en interne par le médecin du travail et le CHSCT. Ces deux interventions avaient permis de mettre en place plusieurs aménagements, d'ordre technique, du poste de travail. Ces aménagements se sont avérés insuffisants au point que lorsque nous sommes intervenus, le salarié souhaitait quitter l'entreprise.

Les difficultés qui persistaient, concernaient tout particulièrement le transfert de dossiers dont le salarié en situation de handicap avait la charge. Ce salarié présentait une fatigabilité importante et réalisait ses déplacements équipé d'un fauteuil roulant. Il a en effet quotidiennement de nombreux dossiers à manipuler ou à transférer d'un lieu à l'autre dans le bâtiment.

Nous avons étudié en détails le flux des dossiers. Cette étude a permis de mettre en évidence l'ensemble des transferts posant des difficultés, ainsi que les différentes interfaces avec d'autres salariés (service qualité, services généraux et archivage). Ces interfaces avec d'autres salariés apparaissaient comme des sources de tensions au regard des demandes d'assistance de la part du salarié ; occasionnant du mal être de la part du salarié en situation de handicap lui-même, mais aussi de ses collègues.

Notre objectif fut alors d'agir sur le flux et le mal-être des salariés en les questionnant sur les 3 plans suivants organisationnel, technique et personnel (Bourmaud & Rétaux, 2012).

Pour mener à bien ce travail, nous avons réalisé des entretiens avec les différents acteurs de la situation de travail :

- Le salarié en situation de handicap : M.Y. ;
- Son responsable ;
- Le responsable service qualité ;
- Le responsable services généraux ;
- Le responsable archives ;
- Sa collègue de bureau ;
- Le médecin du travail ;
- Le référent handicap.

Ces entretiens nous ont permis de décrire l'activité de travail du salarié et en particulier l'organisation du travail et les collaborations qu'il réalise. Nous avons également réalisé des observations ouvertes de l'activité de travail de M.Y. Elles nous ont permis de décrire les manipulations exercées par le salarié.

Les solutions ont été présentées, discutées et finalement réélaborées en groupe de travail auquel participaient M.Y., son responsable, le hiérarchique de niveau supérieur, le médecin du travail et le référent handicap.

II. LA SITUATION DE HANDICAP ET LES SOLUTIONS

Nous allons aborder dans un premier temps une description de la situation de handicap du salarié et dans un second temps les solutions que nous avons construites.

A. La situation de handicap

Le salarié a en charge des dossiers dits « constructeurs » (8 à 10 dossiers par an) décrivant des équipements sensibles produits par l'entreprise de M.Y. La tâche qui pose problème est la duplication des dossiers pour le client, ce qui occupe une majorité du temps de travail du salarié. M.Y. n'arrive pas à faire face à sa charge de travail et la qualité de son travail s'en ressent. Son niveau d'étude (technicien) ne lui permet pas d'aspirer à d'autres

postes dans cette société, où la majorité du personnel est ingénieur ou positionnée sur des postes transverses. De plus, son activité de travail lèse sa pratique sportive de haut niveau (national) qu'il ne souhaite pas abandonner, car elle constitue sa principale source de motivation dans sa vie. Nous reviendrons sur ce point plus loin.

Ces dossiers « constructeurs » sont composés de 20 à 24 classeurs grand format. Le transport des dossiers par M.Y. est exclu du fait d'une fatigabilité importante et du fait qu'il se déplace en fauteuil roulant. La manipulation des classeurs au poste de travail a fait l'objet d'un traitement particulier que nous n'aborderons que partiellement dans cet article en seconde partie.

Nous présentons ci-dessous une description du processus de duplication et validation des dossiers (voir Fig.1) :

a) Les dossiers proviennent du Service Qualité et sont transférés par cartons au bureau du salarié en situation de handicap.
b) Si l'armoire dispose de suffisamment de place, les cartons sont vidés à leur arrivée. Sinon, ils restent en attente dans le bureau.
c) Les dossiers vérifiés seront complétés avec l'ajout des parties génériques (archives) et pourront être redescendus au Service Qualité pour être corrigés.
d) Le dossier constructeur complet est mis en page puis est descendu aux Services Généraux pour être transféré à la reprographie, située dans un autre site du groupe.
e) L'original et la copie sont renvoyés par la reprographie externe. L'original est transféré aux archives, la copie va au bureau du salarié pour vérification.
f) La copie est ensuite acheminée au client via les Services Généraux.

Nous avons pu observer une partie de ce processus et les entretiens nous ont permis de le reconstruire en totalité : il est en effet étalé sur une durée de temps qui dépassait de loin celle de notre intervention.

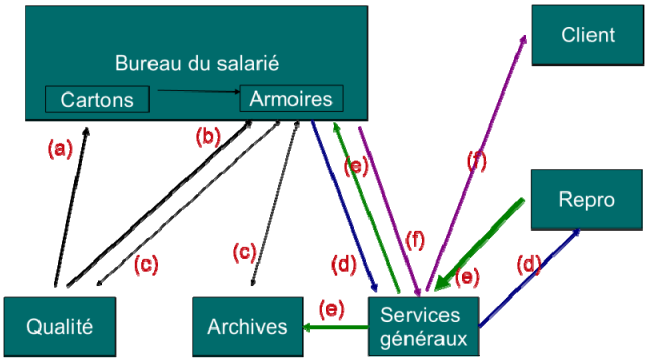


Fig. 1 : Flux des dossiers « constructeur »

Le flux est géographiquement situé (Fig.2) entre trois zones distinctes : le premier étage, le rez-de-chaussée et l'extérieur. M.Y. n'a pas en charge les mouvements de dossiers vers ou depuis l'extérieur qui sont gérés par les Services Généraux. Les mouvements de dossiers à l'étage et au RDC sont sous sa responsabilité et lui incombent au plan de la prescription du travail.

En pratique, il sollicite ses collègues (et plus particulièrement sa collègue de bureau), une personne des Services Généraux, une personne du Service Qualité et une personne des archives.

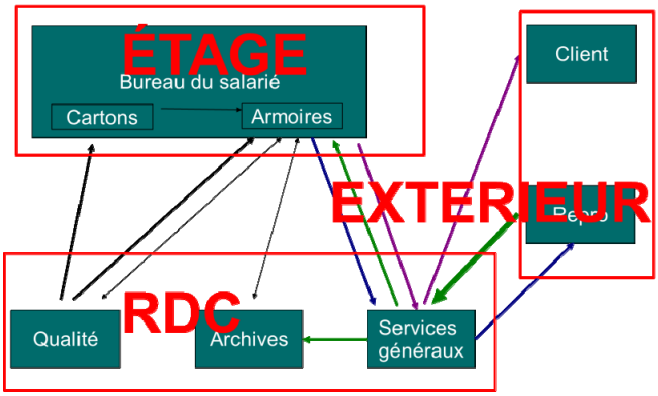


Fig. 2 : Flux des dossiers dans les 3 grandes zones spatiales

M.Y. est donc contraint de recourir à ses collègues pour les transferts de dossiers :

- entre les étages ;
- entre les cartons et son armoire (cette armoire est une zone tampon où il entrepose les classeurs pour vérification et préparation à l'envoie en reprographie).

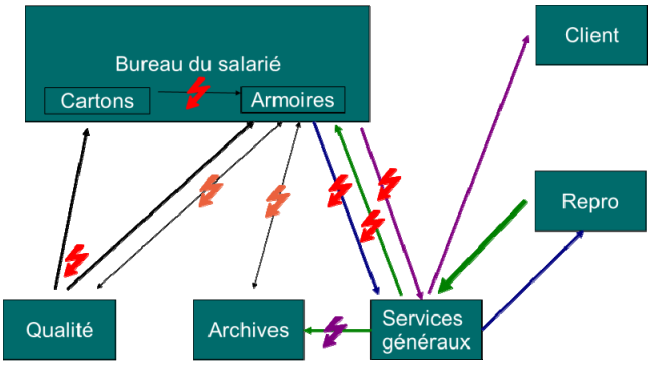


Fig. 3 : Cartographie des tensions : en rouge les tensions liées à une demande d'assistance de M.Y et en mauve les tensions liées à une absence de prise en charge des dossiers par M.Y

Ces recours quotidiens aux collègues sont aujourd'hui sources de tensions : celles-ci sont apparues très nettement dans les entretiens. Les collègues du salarié en situation de handicap expliquent ces tensions ainsi :

- ils ont des douleurs dorsales et ne peuvent assumer cette tâche ;
- ils sont surchargés et n'ont pas le temps d'aider leur collègue ;
- ils souhaitent créer des situations de blocage et forcer la direction à réagir.

Enfin, le salarié vit difficilement ces tensions et ce à un double niveau :

- Sur le plan des relations avec ses collègues, cela impacte logiquement l'ambiance de travail.
- Sur le plan personnel, il les ressent comme un manque d'autonomie et un rappel quotidien à ses problèmes de santé.

B. *Les solutions construites*

Nous avons proposé plusieurs volets d'action qui peuvent se regrouper sur deux grands axes :

1. Le premier regroupe les propositions visant à réduire le flux. Il s'agit de confier des tâches réalisées par le salarié à la reprographie moyennant rémunération de la prestation et d'installer un bureau déporté au service qualité.

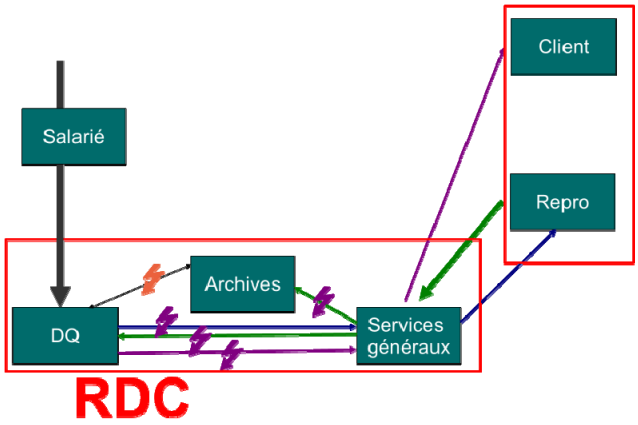


Fig. 4 : Flux des dossiers simplifiés et point d'interfaces (en violet) à inscrire dans l'organisation du travail.

2. Le second axe vise à inscrire dans l'organisation du travail les tâches de M.Y prises en charge par ses collègues. Pour cela, il est impératif de discuter de la situation avec l'ensemble des acteurs et de s'assurer des marges de manœuvre des collègues de M.Y prenant en charge les dossiers.

La direction a porté une attention particulière au processus de vérification dont il est nécessaire de conserver la qualité. Elle a perçu la simplification du flux comme une rationalisation bienvenue du processus pouvant permettre de retrouver et de maintenir la bonne qualité du travail de M.Y.

III. LECTURE THEORIQUE DU CAS

Cette intervention permet de soulever plusieurs points fondamentaux concernant la question du maintien dans l'emploi de travailleurs handicapés et de préciser notre approche (Bourmaud & Rétaux, 2012) :

A. *La nécessité d'une approche globale et systémique*

Cette intervention montre l'insuffisance d'une approche de solutions purement techniques et montre la nécessité d'une approche globale et systémique des différents types de solutions : organisationnel, technique et individuel (Fig.4).

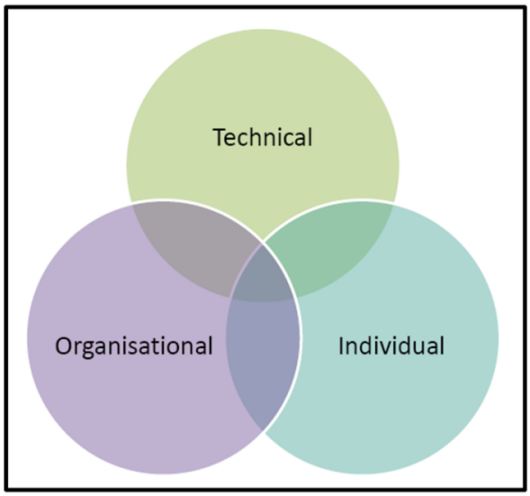


Fig. 4 : système de solutions

Au regard des solutions proposées, il apparait en effet que celles-ci ne sont pas cumulatives mais s'organisent en système de solutions interdépendantes ou exclusives.

Le bureau du rez-de-chaussée est un équipement technique qui a un sens sur le plan organisationnel du fait de sa position. Nous avons réalisé ses spécifications de façon à simplifier les transferts de dossiers entre le lieu de stockage tampon et le plan de travail du salarié et de limiter les manipulations. Il a alors par sa configuration un sens sur le plan purement technique / physique.

Enfin, sur le plan personnel, nous avons établi des contacts entre les personnes chargées du mécénat handisport au sein de l'entreprise et le salarié.

B. *La nécessité de constituer un collectif de travail*

Sur le plan organisationnel, l'intervention interroge directement la frontière entre l'autonomie d'une personne en situation de handicap et l'intégration dans un collectif de travail, autrement dit les facettes de son interdépendance aux autres.

L'approche ergonomique voit le travail collectif comme une ressource, alors qu'il est perçu dans le cas de M.Y. comme une limitation de son autonomie et dans le cas de ses collègues comme une contrainte.

Caroly (HDR, 2010) décrit plusieurs conditions pour développer l'activité collective. Pour l'auteur, ces conditions sont à réunir pour que le travail collectif devienne une activité collective et soit alors protecteur du salarié. Ces conditions sont :

- **une coopération basée sur de la coordination et de la concertation**. L'auteur définit la concertation comme « un instrument de coopération et de collaboration pour confronter et ajuster les points de vue ou négocier des perspectives ou des choix. Elle est préalable à l'action et s'inscrit dans l'histoire de l'équipe. ». La prise en charge d'une partie de l'activité de M.Y. par ses collègues à long terme n'a fait l'objet que d'une concertation réduite et biaisée par le sentiment de devoir aider une personne en situation de handicap.

- **la stabilité de l'équipe et la diversité des membres**. Caroly (HDR, 2010) aborde ce point sous l'angle de la connaissance des membres de l'équipe des capacités, des besoins et des limites des uns et des autres afin d'établir « un socle commun de pratiques, d'objectifs et de valeurs. » susceptible d'éviter les tensions. M.Y. était depuis peu dans l'entreprise.

- **l'existence d'outils cognitif**s permet selon Caroly « au travail collectif de développer une activité réflexive ». Il n'existait pas à notre connaissance de tel outil.

- enfin l'existence de « **marges de manœuvre laissées par l'organisation du travail » est nécessaire.** Un des 3 arguments soulevés par les salariés sollicités par M.Y. était une charge importante de travail qui ne leur laissait pas la possibilité d'aider le salarié en situation de handicap.

Ces conditions n'étaient pas remplies dans la situation de travail de M.Y. et cela peut expliquer pourquoi le travail en commun est devenu une perte d'autonomie pour le salarié et une contrainte pour ses collègues plutôt qu'un véritable travail collectif.

C. *Pour une approche développementale : globale, systémique, constructive… et donc collective*

Enfin, cette intervention s'inscrit en droite ligne dans l'approche de Falzon et Mollo (2009) où au-delà de la compensation du handicap, il s'agit de créer pour le salarié un environnement capacitant, c'est-à-dire

1. un environnement sans effets délétères sur l'individu qui préserve ses capacités futures d'action ;
2. un environnement qui prend en compte les différences interindividuelles (en caractéristiques anthropométriques, mais aussi en termes d'âge, de genre, de culture) et qui compense les déficiences individuelles (liées au vieillissement, aux maladies, aux incapacités) ;
3. un environnement qui permet aux personnes de développer leurs capacités ;
4. un environnement qui contribue au développement cognitif non seulement des personnes, mais aussi des équipes et des organisations.

Nous avons déjà affirmé par l'exemple la nécessité d'adopter une approche développementale (Bourmaud & Rétaux, 2012). Nous insistons aujourd'hui sur l'importance du collectif de travail dans la création d'un environnement capacitant.

Caroly (HDR, 2010) pense en effet que « cette notion peut se transposer à l'activité collective : un environnement capacitant peut être une condition de l'activité collective pour que celle-ci permette le développement des individus et des collectifs de travail. ». Notre cas est une illustration que l'absence de collectif de travail fut source de tensions et une des raisons de l'échec pressenti par tous les acteurs du maintien dans l'emploi préalablement à notre intervention.

IV. CONCLUSION

La question de l'autonomie des personnes en situation de handicap peut trouver une réponse dans le travail collectif si celui-ci remplit les conditions d'une activité collective et participe à la genèse d'un environnement capacitant. Dans le cas contraire, le travail collectif sera perçu comme une limitation de l'autonomie.

Cette intervention de maintien dans l'emploi nous permet de réaffirmer la nécessité d'une approche globale, systémique et constructive des situations de handicap tant lors de l'étude que lors de la recherche de solution. Cette approche a été rendu possible par le financement par l'entreprise d'une étude de 5,5 homme/jour (pour 6 réalisés).

En deçà, le prestataire aurait dû se contenter d'un simple réaménagement du poste de travail dont les chances de constituer une solution durable s'avèrent faibles au vue de ce que nous savons aujourd'hui de la situation de handicap de M.Y.

V. BIBLIOGRAPHIE

[1] G. Bourmaud, X. Rétaux Review of practices for keeping people with disabilities in employment: moving beyond the concept of compensation to implement a developmental approach. Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation , 41 : 4699-4708, 2012.

[2] P. Falzon and V. Mollo, Para uma ergonomia construtiva: as condições para um trabalho capacitante. Laboreal 1 (2009), 61-69.

[3] S. Caroly. Habilitation à diriger une recherche ; Mention : Ergonomie. L'activité collective et la réélaboration des règles : des enjeux pour la santé au travail ; 2010.

Syndrome de Down et démence : quelle réalité ?

La question du vieillissement et du handicap mental

DJOULAH F.[1,2], ANDRE JM.[1], KIEFFER S.[2], BOTTARO S.[2], LESPINET-NAJIB V.[1]

1- Equipe CIH – Laboratoire IMS CNRS (UMR 5218) - ENSC-IPB - 146 rue Léo Saignat - 33076 Bordeaux Cedex
2- Cabinet EQR Management – 68 Chaussée d'Antin – 75 009 Paris
3-
farida.djoulah@ensc.fr / jean-marc.andre@ensc.fr / SKIEFFER@eqr-management.com / SBOTTARO@eqr-management.com / véronique.lespinet@ensc.fr

Résumé : L'objectif de ce travail est de faire un état des lieux autour de la problématique du vieillissement de la population présentant un handicap mental. Plus spécifiquement, notre travail porte sur l'apparition d'une démence chez des personnes souffrant d'un syndrome de Down (ou trisomie 21). Une enquête auprès d'établissements spécialisés soit dans l'accueil des personnes souffrant d'un handicap mental soit dans l'accueil de personnes âgées, a été réalisée. Les résultats de cette enquête sont présentés dans ce travail. Nous discuterons de ces résultats en insistant notamment sur les difficultés observées en ce qui concerne le diagnostic de la démence et la prise en charge de cette population particulière.

Mots clés : syndrome de Down, syndrome démentiel, vieillissement, handicap mental, signes cliniques, outil de diagnostic, prise en charge.

I. PREAMBULE

Le travail de recherche que nous présentons ne porte pas sur le développement d'une aide technique en particulier. Il s'intéresse à une problématique cruciale à savoir celle du vieillissement de la population handicapée mentale. Cette problématique de plus en plus fréquente entraine une demande accrue de prévention et de prise en charge de la dépendance et du vieillissement de cette population. Avant d'envisager la mise en place d'aides spécifiques à cette population, il semble au préalable indispensable de mieux comprendre les particularités de cette population. Il s'agit du propos de ce travail.

II. PROBLEMATIQUE

Un des enjeux actuels important en matière de santé public concerne le vieillissement de la population souffrant d'un handicap mental [1]. Le handicap mental peut-être défini comme correspondant à des « perturbations du degré de développement des fonctions cognitives telles que la perception, l'attention, la mémoire et la pensée ainsi que leur détérioration à la suite d'un processus pathologique » [2]. Le concept d'handicap mental n'est pas un concept unitaire, il existe plusieurs syndromes associés. Parmi les syndromes les plus connus et les plus fréquents, nous retrouvons le syndrome de Down appelé aussi trisomie 21. Ce syndrome correspond à un handicap mental lié à une anomalie chromosomique et s'avère être l'anomalie chromosomique la plus fréquente, et concernerait 1 enfant sur 800 [3].

Il a été montré une augmentation importante de l'espérance de vie de la population porteuse d'un syndrome de Down : passant d'une espérance de vie de 9 ans en 1929 à 55 ans en 1990 [4 ; 5]. Pour cette population, cette augmentation s'accompagne de l'apparition des maladies du vieillissement, comme les syndromes démentiels [6 ; 7 ; 8]. Le rapport Paul-Blanc en 2006 précise que plus de 70% de personnes atteintes de trisomie 21 dépassent le stade des 50 ans et ceci malgré un phénomène de vieillissement accéléré [9].

A l'instar du reste de la population, les handicapés mentaux âgés sont victimes en vieillissant d'incapacités et de handicaps nouveaux. Se pose alors le problème de l'évaluation et du diagnostic d'une démence dans cette population. En effet, le diagnostic d'une démence (de type Alzheimer par exemple) chez des personnes

déficientes intellectuelles reste problématique compte tenu de l'inadaptation des outils d'évaluation aux caractéristiques de ces populations [10 ; 11]. La majorité des outils d'évaluation utilisés est basée sur un quotient intellectuel moyen de 100 et nécessite une intégrité des fonctions intellectuelles (compréhension des consignes, aptitude au raisonnement, etc.). L'inadaptation des outils conduit généralement à un effet plancher. Ainsi, les tests classiquement utilisés pour la population normale ne sont pas applicables.

En France, il existe très peu de données concernant l'apparition d'une démence chez des personnes souffrant d'un syndrome de Down peut-être justement parce que les outils de diagnostic font défaut.

Ainsi, l'objectif de notre travail, reposant sur une enquête, est de faire un état des lieux de cette problématique en France.

Ce travail n'a été possible qu'à travers la collaboration de chercheurs et de professionnels issus de disciplines et d'approches différentes (neuropsychologue, spécialiste du handicap mental, professionnels des institutions médico-sociales).

III. MATERIEL & METHODE

Elaboration du questionnaire

Nous avons élaboré un questionnaire afin de faire un état des lieux de la situation actuelle en France concernant la prise en charge des personnes souffrant d'un syndrome de Down et présentant un syndrome démentiel.

Ce questionnaire est composé de quatre parties :

- un descriptif de l'établissement
    - le type de structure (ESAT, MAS, FAM..)
    - la capacité d'accueil
    - la fonction (médecin, psychologue..) et l'ancienneté du répondant
- un état de lieux d'un point de vue épidémiologique
    - le nombre de patients ou résidents atteints de trisomie 21 et leur âge
    - le nombre de patients ou résidents atteints de trisomie 21 et qui souffrent de troubles démentiels
    - L'âge d'apparition de ces troubles et la différence d'âge d'apparition de ces signes en fonction du sexe
- une partie sur le diagnostic de démence, les signes clinique associés et l'évolution de la maladie
    - comment et qui a établit le diagnostic
    - utilisation des tests neuropsychologiques ou autres et pour quelles raisons
    - les signes cliniques observés liés à l'apparition d'une démence chez les personnes atteintes de trisomie 21 et leur ordre d'importance
    - les différences observées en termes d'espérance de vie entre une personne atteinte de trisomie 21 démente et non démente
- une partie sur les possibilités et/ou difficultés de prise en charge de cette population
    - mise en place d'une prise en charge spécifique à la présence d'une pathologie démentielle dans cette population
    - son impact dans l'organisation et la gestion de l'établissement
    - mise en place de réponses spécifiques (médicamenteuses, non médicamenteuses ou les 2..)
    - les différences observées en termes d'âge d'apparition et de signes cliniques entre les personnes souffrant d'une trisomie 21 et les personnes non atteints de trisomie
    - mise en place de structures spécifiques ou d'unités adaptées dans une structure préexistante pour la prise en charge de cette population

Le questionnaire a été administré en ligne à l'aide du logiciel Sphinx. L'analyse des résultats est effectuée avec les logiciels Sphinx et XLStat.

Description des établissements

Deux catégories d'établissement sont visées : les établissements médico-sociaux qui accueillent les personnes souffrant d'un handicap mental comme le syndrome de Down et les structures accueillant les personnes vieillissantes (avec ou sans syndrome démentiel) comme les EHPAD, les centres consultations mémoire.

Au total, 32 établissements ont répondu à notre enquête, dont 15 en tant qu'établissements du secteur du handicap et 17 en tant que structures spécialisées pour l'accueil des personnes âgées.

IV. RESULTATS

Nous présenterons les principaux résultats en fonction des deux catégories d'établissements.

A. Etablissements du secteur du handicap

Le type d'établissements ayant répondu sont par ordre d'importance : foyer d'accueil médicalisé, foyer d'hébergement (type ESAT), Maison d'Accueil spécialisé, foyer occupationnel et foyer de vie.

66 % de ces établissements, indépendamment du type, ont été confronté à l'apparition de troubles démentiels chez des résidants souffrants d'un syndrome de Down. L'âge d'apparition des premiers signes cliniques de la démence est situé entre 45 et 55 ans selon 50 % des répondants.

Les données suivantes n'incluent que les établissements ayant déjà été concernés par cette problématique.

Concernant le diagnostic d'une démence, les outils neuropsychologiques classiques ne sont pas ou peu utilisés car considérés comme inadaptés aux capacités cognitives de cette population (selon 66% des répondants).

Un résultat important porte sur les signes cliniques associés à l'apparition d'une démence dans cette population. Le tableau 1 permet de représenter les signes cliniques les plus fréquemment rapportés à savoir : en premier, les troubles du sommeil et les problèmes de continence ; puis l'apparition et/ou l'aggravation des comportements répétitifs de type rituels, suivi de l'apparition de tristesse et/ou apathie. Les autres signes cliniques (troubles de la mémoire, problème de marche, etc.) ont été rapportés de façon peu fréquente.

Les derniers résultats concernent la prise en charge : 53,8% des établissements ont du mettre en place une prise en charge spécifique à la fois médicamenteuse et non médicamenteuse (accompagnement personnalisé notamment).

Tous les établissements concernés par cette problématique rapportent une véritable difficulté pour prendre en charge et accompagner cette population. 44% des établissements pensent qu'il faut imaginer la création d'unités adaptées à cette population.

B. Structures d'accueil des personnes vieillissantes

Concernant les structures spécialisées pour l'accueil des personnes âgées, la moitié correspondait à des EHPAD et l'autre à des services de consultation de mémoire. 41% de ces structures ont déjà été concernées par la prise en charge et/ou l'évaluation de personnes souffrant d'un syndrome de Down avec risque d'un syndrome démentiel associé. L'âge d'apparition d'une démence chez ces personnes est observé entre 35 et 45 ans pour les centres consultations mémoire et entre 60 et 65 ans au sein des EHPAD.

Les données suivantes n'incluent que les établissements ayant déjà été concernés par cette problématique.

Pour 71% des répondants concernés, les outils neuropsychologiques classiques n'ont pas été utilisés pour effectuer le diagnostic d'un syndrome démentiel auprès de cette population.

Et enfin, les principaux signes cliniques liés à l'apparition d'une démence dans cette population sont par ordre d'importance (cf. Tableau 1) : les troubles de la mémoire, l'apparition d'une tristesse et/ou d'une apathie, l'apparition et/ou l'aggravation de comportements répétitifs de type rituels, les troubles du sommeil et/ou problème de continence et enfin la dégradation de la marche sans trouble somatique.

3 structures sur 5 qui ont répondu, pensent qu'il ne faut pas mettre en place d'unités adaptées à cette population. Néanmoins, l'impact sur l'organisation de ces structures est réel (impact humain et financier), et entraine des besoins en formation et en partenariat.

	Etablissements Médico-sociaux	Structures d'accueil personnes Agées
troubles du sommeil & problème continence	Rang 1	Rang 2
comportements répétitifs de type rituels	Rang 2	Rang 2
tristesse, apathie	Rang 3	Rang 1
troubles de la mémoire	Rang 4	Rang 1
dégradation de la marche	Rang 5	Rang 3
désinhibition	Rang 5	Rang 5
troubles de la déglutition	Rang 6	
hallucinations	Rang 6	
Epilepsie ou troubles associés	Rang 7	Rang 4
Apparition de mimiques		Rang 4

Tab.1 : Répartition par ordre d'importance des signes cliniques observés liés à l'apparition d'une démence chez des personnes souffrant d'un syndrome de Down.

V. DISCUSSION

L'objectif de ce travail était de proposer un état des lieux de la problématique d'une démence chez des personnes souffrant d'un syndrome de down et plus généralement poser la question du vieillissement des personnes en situation d'handicap mental.

Les résultats de notre enquête ont pu mettre en évidence plusieurs points importants :

- La problématique de la prise en charge des personnes vieillissantes souffrant d'un syndrome de Down ne concerne pas que les établissements médico-sociaux mais concerne aussi les structures spécialisées par l'accueil des personnes âgées.
- L'âge d'apparition des premiers signes cliniques associés à l'apparition d'une démence dans cette population serait situé entre 35 et 55 ans. Ces données vont dans le sens des travaux de Prasher [12] qui a montré que la prévalence d'une démence chez les personnes souffrant d'un syndrome de Down était de 10 % pour ceux âgés entre 40 et 49 ans et de 40 % pour ceux âgés entre 50 et 59 ans.
- Il existe une prévalence de certains signes cliniques observés au sein de cette population. Les troubles du sommeil, les comportements répétitifs de type rituels, les problèmes de mémoire et l'apparition d'une tristesse et/ou d'une apathie ont été constatés par les spécialistes (éducateur, neuropsychologue, etc.) travaillant au sein des structures interrogées.
- Les outils d'évaluation neuropsychologiques classiques ne sont pas utilisés car totalement inadaptés pour cette population notamment du fait de leurs capacités intellectuelles.

La question de l'évaluation et donc du diagnostic d'une démence semble donc une question majeure [14]. Il existe actuellement deux pistes complémentaires pour essayer de répondre à cette difficulté. La première est de mettre en place des outils d'évaluations des capacités cognitives adaptés aux compétences intellectuelles de cette population. La SIB (Severe Impairment Battery) développé par Saxton et al. en 1993 [14] parait avoir une bonne validité pour mesurer le fonctionnement cognitif des personnes souffrant d'un syndrome de Down, et paraît convenir à l'évaluation d'une démence dans cette population [15]. La deuxième piste est de proposer une grille d'observation de l'évolution des signes cliniques sous forme d'un questionnaire. Il existe actuellement un questionnaire le DMR (Dementia questionnaire for Mentally Retarded Persons) [16], non traduit en français, qui apparaît comme pertinent comme aide au diagnostic d'une démence dans cette population.

Dans cette perspective, nous avons élaboré une grille d'observation des signes cliniques en conciliant à la fois les aspects cognitifs et les signes comportementaux. Pour ce faire, nous nous sommes reposés d'une part sur les données issues du questionnaire en listant les signes cliniques citées comme apparaissant et/ou s'aggravant dans cette population, et d'autre part des différents tests proposés dans la litérature comme pertinent pour le diagnostic d'une démence chez ces personnes.

L'objectif sera de proposer un outil d'évaluation incluant les aspects cognitifs et les modifications comportementales. Cet outil devra permettre de mettre en évidence les agravations et/ou l'apparition de signes cliniques afin de définir à terme un outil d'aide au diagnostic d'un syndrome démentiel chez les personnes souffrant d'un syndrome de Down.

Le premier travail que nous présentons dans cet article n'est donc que préliminaire et sera suivi et complété par des entretiens téléphoniques et/ou physiques avec des experts dans le domaine du handicap et dans le domaine du vieillissement. Ces experts auront été repérés à travers l'enquête menée. Ce travail d'approfondissement permettra de valider nos premières hypothèses sur les enjeux de cette problématique et de proposer des premières pistes de prise en charge.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] http://www.unapei.org/L-avancee-en-age-des-personnes,31.html

[2] S. Dalla Piazza, B. Dan. "*Handicaps et déficiences chez l'enfant* (2001).

[3] L. Supply. "Le handicap mental en chiffres". *Le Figaro*, 13 décembre 2006.

[4] AH. Bittles, C. Bower, R Hussain, EJ. Glasson "The 4 ages of Down syndrome." *European Journal of Public Health* 17, 221–225, 2006.

[5] B. Azéma, N. Martinez. "Les personnes handicapées vieillissantes: espérance de vie et de santé, qualité de vie." *Revue Française des affaires sociales*, 2, 297-334, 2005.

[6] Visser et al. (1997)

[7] Crayton & Olivier (1993)

[8] A. Coppus, H. Evenhuis, GJ. Verberne, F. Visser, P. Van Gool, P. Eikelenboom, C. Van Duijin. "Dementia and mortal- ity in persons with Down syndrome." *Journal of Intellectual Disability Research* 50, 768–777, 2006.

[9] http://www.senat.fr/ rap/r06-359/r06-3591.pdf "rapport Paul-blanc, 2006)"
[10] V. Prasher, A. Farooq, R. Holder. "The adaptative behavior dementia questionnaire (ABDQ): screening questionnaire for dementia in Azlheimer's disease in adults with Down syndrome" *Research in developpemental disabilities*, 25 385-397, 2004.
[11] S. Deb, M. Kare, L. Prior, S. Bhaumik. "Dementia screening questionnaire for individuals with intellectual disabilities". *Bristish Journal of psychiatry*, 190, 440-444, 2007.
[12] V. Prasher. "Age specific prevalence, thyroid dysfunc- tion, and depressive symptomology in adults with Down Syndrome and dementia". *International Journal of Geriatric Psychiatry* 10, 25–31, 1995.
[13] N. Jervis, L. Prinslo. "How we developed a multidisciplinary screening project for people with Down syndrome given the increased prevalence of early onset dementia." *British Journal of Learning Disabilities* 36, 13–21, 2008.
[14] J. Saxton, KL. McGonigle, AA. Swihart, F. Boller *The Severe Impairment Battery*. Thames Valley Test Company, London, 1993.
[15] N. Hutchinson, P. Oakes. "Further evaluation of criterion validity of the severe impairment battery for the assessment of cognitive functioning in adults with Down syndrome". *Journal of Applied Research in intellectual Dislabilities* 24, 172-180, 2011.
[16] HM. Evenhuis, MMF. Kergen, AL. Eurlings. *Dementia Questionnaire for People with Learning Disabilities*. Harcourt Assessment, San Antonio, 2007.

Session 5

Ergonomie des systèmes d'assistance, IHM, modélisation de l'humain

Présidents de session : Maryvonne Abraham, Alain Mille

Eco-conception d'un produit médico-sportif pour personnes handicapées

S. Rohmer, H. Feng
Université de Technologie de Troyes, Institut Charles Delaunay, UMR CNRS 6279, Centre de Recherches et d'Etudes Interdisciplinaires sur le Développement Durable
12 rue Marie Curie, BP 2060
Troyes, 10010, FRANCE
serge.rohmer@utt.fr, heng.feng@utt.fr

Résumé **- L'accès à des activités ludiques ou sportives grand public pour les personnes handicapées n'est pas suffisamment développé pour cause de matériels non adaptés ou de préjugés défavorables à la mixité valides/handicapés. Un effort doit être fait pour développer de nouveaux produits dans une logique de développement durable qui respectent à la fois des considérations environnementales, économiques et sociales. Dans cet article, nous présentons un outil d'aide à la conception basé sur une représentation des produits selon une logique fonctionnelle structurée autour de la notion de cycle de vie. L'application de la méthode à un système médico-sportif handisport permet de montrer les avantages de l'approche et montre les innovations technologiques et sociales résultantes.**

Mots clés **: éco-conception, cycle de vie, fonction, handisport.**

I. INTRODUCTION

Les bouleversements technologiques du dernier siècle ont eu un double impact contradictoire sur la gestion de l'environnement. En effet, la multiplication des échanges de flux à l'échelle mondiale et la montée en puissance des pays en voie de développement avides de rattraper leur retard sur les pays industrialisés, est un facteur avéré de l'accélération de la détérioration de l'environnement. En parallèle, la montée en puissance des technologies de l'information et de la communication a permis de mieux comprendre l'évolution des impacts environnementaux grâce à la visualisation accrue et presque en temps réels des échanges des flux et leurs impacts. Pour compenser la dégradation environnementale et profiter des bases de données disponibles, certaines approches ont été développées comme l'analyse du cycle de vie ACV (série des normes ISO 14040) [1] qui constitue une des méthodes les plus rigoureuses pour évaluer les impacts d'un produit sur tout son cycle de vie [2][3]. Cette méthodologie constitue un axe majeur de prévention et de réduction des impacts environnementaux dans un contexte de changement global économique et environnemental. Cependant, l'ACV n'apporte pas de réponse dans le cas de nouveau produit pour lequel il n'existe pas, par définition, de retour d'expériences environnemental [4].

Ce constat amène à se questionner sur la capacité actuelle des entreprises à mener une politique de recherche et développement dédiée à la création de produits nouveaux sans soutien méthodologique environnementale. Les politiques publiques européennes mises en œuvre permettent de donner un cadre général, comme la PIP (Politique Intégrée des Produits) [5], qui vise à l'amélioration continue de la performance environnementale des produits et services. Cependant, la PIP s'abstient de prendre des mesures concrètes, elle donne le cadre conceptuel, des conseils et des instruments destinés à soutenir un large éventail d'actions. La mise en application concrète revient aux états membres et aux fédérations industrielles ou aux entreprises individuelles. Cela a permis de développer un certain nombre d'actions pour la re-conception de produits grand public (mobilier, téléphones portables, …) et encourager la vulgarisation de l'approche cycle de vie [6][7]. D'un point de vue pragmatique pour les PME, beaucoup d'actions ont été menées pour réduire les déchets avec une politique de recyclage soutenue comme celle relative aux emballages et aux déchets d'emballages (Directive 94/62/CE) [8] ou sur les déchets d'équipements électriques et électroniques DEEE (2002/96/CE) [9]. Grâce à ces directives les industriels ont été incités à mieux gérer leurs flux matières, énergies, et déchets pour maîtriser les risques industriels et diminuer les impacts environnementaux [10]. Les conséquences de cette politique sont perceptibles sur les flux économiques en faisant apparaître de nouvelles filières. Les filières de gestion des déchets ont ainsi rapidement vu le jour. Elles correspondent aux premières approches mise en place (approche « site ») qui ne se focalisent que sur les flux sortants et donc essentiellement sur les déchets. On comprend ici la faiblesse stratégique de cette politique qui offre une vision limitée des impacts environnementaux.

Des guides d'aide à l'éco-conception ont également été créés comme celui de la COTREP (comité technique de recyclage des emballages plastiques) intitulé "Concevoir une bouteille ou un flacon plastique pour qu'ils soient recyclés" [11]. Selon le domaine d'application, les guides se focalisent sur une stratégie environnementale par objectifs (design for X) mais ne permettent pas de poser la question concrète suivante : "comment intégrer les paramètres environnementaux en amont du processus de conception d'un nouveau produit qui ne possède pas de référence environnementale?". Seuls des objectifs génériques basés sur l'existant du produit comme "atteindre une recyclabilité matière de 50%" ou encore "diminuer les déchets de 17%", servent de guide aux concepteurs.

En absence de retour d'expériences environnemental, il est nécessaire de développer des approches amonts dans le processus de conception des produits pour intégrer au plus tôt des considérations environnementales [12].

Pour répondre à cette problématique, nous proposons de mettre en place d'un référentiel environnemental basé sur la modélisation fonctionnelle du besoin. Dans cet article, nous décrivons tout d'abord les fondamentaux de l'éco-conception, et plus particulièrement la notion de cycle de vie. Nous développons ensuite une méthode de recherche exhaustive des fonctions du produit à partir d'un outil "roue de l'environnement" qui permet d'inventorier l'ensemble des éléments de l'environnement avec lequel le produit est en interaction. L'identification d'objectifs environnementaux est ensuite décrite en se basant sur le formalisme utilisé pour spécifier les fonctions du produit. Enfin, dans la dernière partie, nous présentons une application de la méthode à un système médico-sportif handisport, en montrant le cheminement depuis l'identification du besoin client jusqu'à l'industrialisation de la solution technologique.

II. PROCESSUS D'ECO-CONCEPTION SELON UNE APPROCHE FONCTIONNELLE

Selon la norme ISO 14062 [13], l'éco-conception d'un produit requiert d'avoir une vision globale du cycle de vie pour maîtriser les impacts environnementaux. Pour chaque phase du cycle de vie, le produit échange des flux de matière, d'énergie ou d'information avec les éléments qui constituent son environnement. L'optimisation environnementale consiste alors à mesurer l'impact des flux échangés et de cibler ceux sur lesquels des efforts de reconception devront être réalisés.

Dans le cas d'un produit innovant mis sur le marché, il n'existe aucun référentiel environnemental sur lequel l'éco-concepteur pourrait se baser. Pour pallier ce problème, nous proposons une approche fonctionnelle qui intervient dans le processus de conception au moment de la rédaction du cahier des charges fonctionnel (CdCF) [14]. La méthode se structure en trois étapes : la délimitation des phases du cycle de vie, l'identification et la spécification des fonctions dans le CdCF, et enfin l'élaboration des objectifs environnementaux. Le principe de base est de définir toutes les fonctions et les objectifs environnementaux dépendant des phases du cycle de vie (Fig. 1). Cette recherche exhaustive est le garant d'une prise en compte éclairée des flux matières et énergies et donc de leurs impacts environnementaux.

A. Délimitation des phases du cycle de vie

L'identification des phases du cycle de vie est souvent négligée et simplifiée car elle ne considère que les phases génériques "utilisation, transport et éventuellement maintenance". L'identification des phases complémentaires liées à la fin de vie et la détermination de transitions entre phases constituent un complément indispensable pour l'évaluation environnementale. Les transitions correspondent aux conditions qui activent et terminent les phases. Le schéma organisationnel des phases ainsi obtenu donne une vision complète environnementale du produit et permet une transition cohérente dans des perspectives d'analyse de cycle de vie de type ACV.

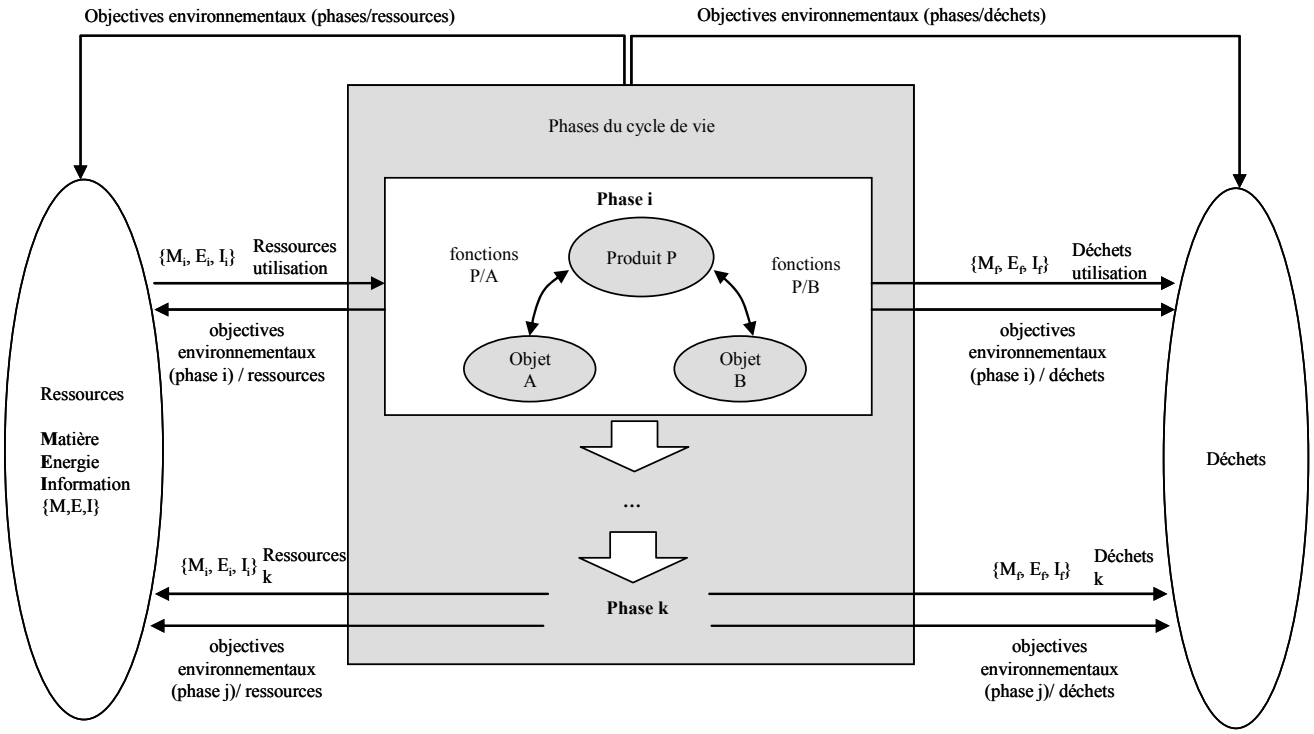


Fig. 1. Fonctions et objectifs environnementaux par phase du cycle de vie.

B. *La spécification fonctionnelle*

Les méthodes d'analyse fonctionnelle souffrent d'un manque de formalisme provoquant à terme des erreurs de spécification. Pour pallier ce problème, nous proposons une recherche exhaustive des fonctions à partir de l'inventaire des éléments de l'environnement avec lequel un produit est en interaction. Un outil "roue générique des éléments environnants" a été crée pour être appliqué à chaque phase du cycle de vie. Il permet d'identifier les éléments qui appartiennent à des catégories génériques classées selon leurs rôles, natures, et temporalités (Fig. 2) [15], pour ensuite définir les fonctions selon le formalisme : Fonction = produit + verbe + élément(s) environnant(s). La traduction des fonctions selon les recommandations de la norme NF X50-151 constitue au final la spécification fonctionnelle du produit (CdCF).

C. *L'élaboration des objectifs environnementaux*

A défaut d'avoir une stratégie environnementale clairement identifiée, l'identification des objectifs environnementaux génériques consiste à minimiser ou maximiser les flux entrants et sortants pour chaque phase du cycle de vie du produit. Onze objectifs environnementaux génériques sont identifiés : dix pour minimiser ou maximiser les flux entrants et sortants selon leur type (ressources, renouvelables ou non, recyclés ou recyclables, déchets) et cinq pour les énergies (renouvelables, recyclées, recyclables, déchets). Les objectifs sont ensuite spécifiés dans le CdCF selon le même formalisme que les fonctions.

III. ETUDE DE CAS

La Fédération Française des Sports de Glace (FFSG) a contacté l'Université de Technologie de Troyes (UTT) en 2009 pour l'aider à évaluer la faisabilité technique et économique d'un nouveau produit handisport. Suite aux résultats très encourageants de cette étude, la FFSG a contractualisé avec l'UTT pour la création du produit jusqu'à son industrialisation dans un délai de 2 ans.

A. *Objectif du projet*

Le besoin initial de la FFSG était de créer un système glissant pour permettre à des personnes handicapées de pratiquer du short-track, sport au cours duquel quatre ou cinq patineurs tournent le plus rapidement autour d'une piste, le premier qui arrive gagne la course. Après quelques réunions de concertation, le sujet a été redéfini de la manière suivante: créer un produit pour permettre au plus grand nombre de personnes handicapées de pratiquer le patinage sur glace ; le système doit s'adapter à une pratique de type short-track en prévision de la création d'une discipline reconnue par la FFSG ; le produit ne doit pas avoir un prix supérieur à 1500 euros (TTC).

Il est à noter que la considération environnementale n'a pas été proposée par la FFSG, c'est l'équipe de recherche de l'UTT qui a mis en avant l'intérêt d'une démarche d'éco-conception qui s'intègre parfaitement dans le projet socio-économique de la FFSG et complète ainsi les trois piliers du développement durable (social, économique, environnemental).

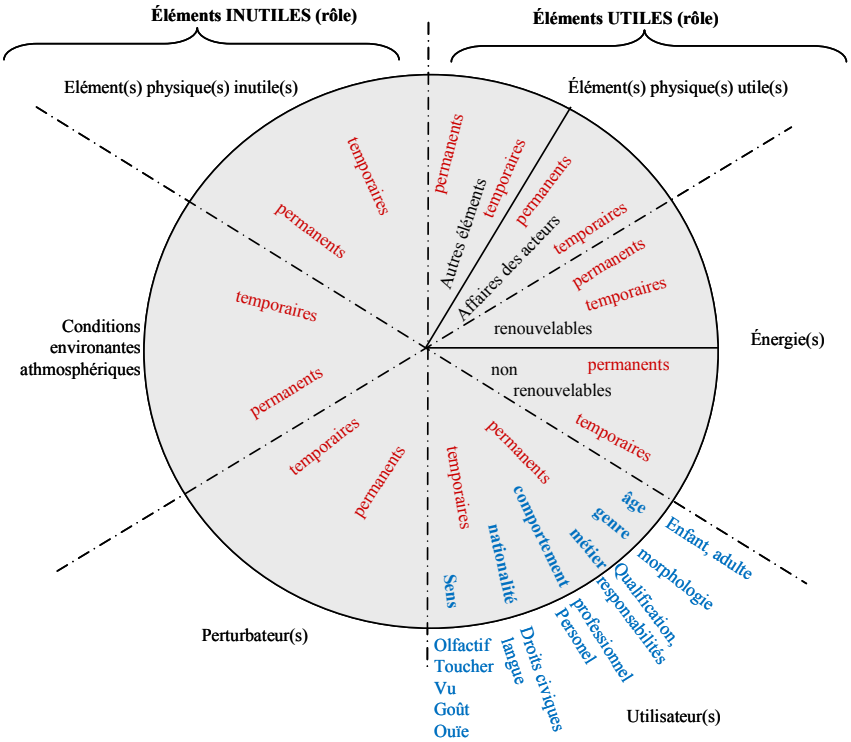


Fig. 2. Roue générique des éléments environnants pour chaque phase du cycle de vie. Catégorisation des éléments selon leur rôle, nature et temporalité.

Une équipe design constituée de membres de l'UTT et de la FFSG a ainsi été constituée. L'étude de faisabilité technique et économique a permis de restreindre les possibilités d'industrialisation du futur produit essentiellement à cause de considérations financières. En effet, l'étude de marché indique que l'étroitesse de celui-ci impose des retours sur investissement à partir de quelques centaines d'unités produites. A cause de cette contrainte et grâce à l'analogie avec d'autres systèmes sportifs pour personnes handicapées, l'équipe design a choisi de s'orienter vers des produits à base de composants rotomoulés. C'est dans ce contexte qu'une entreprise française de rotomoulage a été contactée pour rejoindre l'équipe design du futur produit.

D'un point de vue industriel, les rotomouleurs sont des sous-traitants, ce ne sont pas des concepteurs de produits, ils stockent des moules qui appartiennent à des clients, et réalisent des pièces pour ceux-ci en fonction de leurs commandes. Nous comprenons ici le changement organisationnel que pourrait induire le passage du métier de sous-traitant à celui de concepteur et producteur de produit. Economiquement parlant, le passage de sous-traitant à concepteur/producteur permettrait aux rotomouleurs de ne plus être exclusivement dépendants de grands donneurs d'ordres. Cette stratégie permettrait d'asseoir une plus grande indépendance financière pour faire face à la crise financière actuelle.

B. Procédé industriel de rotomoulage

Le rotomoulage [16] est un procédé de transformation des matières plastiques utilisé pour réaliser des pièces creuses de petite ou de grande dimension avec des géométries de formes simples ou complexes. Ces corps creux peuvent être fermés ou ouverts avec une contenance allant de 0.5 à 50.000 litres pour des épaisseurs variant de 2,5 à 3 mm (Fig. 3). La technologie utilisée pour le rotomoulage est un carrousel constitué d'un bras rotatif au bout duquel le moule est positionné. La rotation du bras permet de positionner alternativement le moule en position de chargement, puis dans le four et enfin dans la zone de refroidissement. A noter que le moule entre en rotation en bout de bras lorsque celui-ci est dans le four.

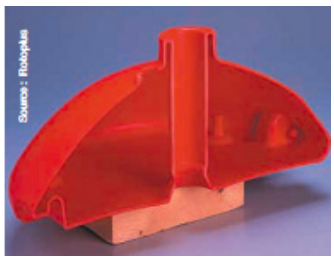


Fig. 3. Pièce rotomoulée (source : photo Rotoplus, Mémento du rotomoulage 2004, Association Francophone du Rotomoulage).

C. Identification des fonctions

L'identification des fonctions passe d'abord par l'inventaire des éléments environnants au produit. En se basant sur la roue des éléments (Fig. 2) qui catégorise les éléments selon leur, nature et temporalité, nous pouvons définir les fonctions auxquelles le produit doit répondre. Un extrait des 92 fonctions identifiées est donné dans le tableau (TABLE 1).

IV. RECHERCHE DE SOLUTIONS TECHNOLOGIQUES

A la suite de l'analyse fonctionnelle et de la définition des objectifs environnementaux, l'équipe design a engagé le processus de recherche de solutions technologiques. Pour cela, l'équipe a sélectionné des fonctions et des objectifs environnementaux prioritaires avant de passer aux techniques de créativité (Brainstorming). La recherche de solutions a généré des solutions à chaque fonction tout en respectant au maximum les objectifs environnementaux.

TABLE 1
Extrait des fonctions du produit

Phases du cycle de vie		N°	Intitulé des fonctions
Production (exclusivement pour pieces rotomoulées)	Fabrication	F_1	Les composants rotomoulés prennent une place réduite sur le bras rotatif
	Montage	F_2	Les composants rotomoulés sont facilement montables avec les autres composants non rotomoulés
	Finition	F_3	Les composants rotomoulés sont facilement finalisés par la machine de finition
Transport et distribution		F_4	Le produit est facilement transportable par les moyens du transporteur (camion)
		F_5	Le produit est transportable par l'utilisateur
Utilisation	Compétition	F_6	Le produit permet au patineur de glisser sur la glace en poussant sur les bâtons de poussée
		F_7	Le produit permet d'incliner le patineur sur la gauche par rapport à la glace
		F_8	Le produit permet d'incliner le patineur sur la droite par rapport à la glace
		F_9	Le produit permet de stopper rapidement la vitesse du patineur sur la glace
Maintenance		F_{10}	Les composants du produit sont facilement accessibles par l'opérateur de maintenance
		F_{11}	Les composants du produit sont facilement accessibles par les outils de l'opérateur de maintenance
		F_{12}	Les composants du produit sont facilement démontables par l'opérateur de maintenance
Fin de vie (non planifiée)	Démontage	F_{13}	Les composants recyclables sont facilement accessibles pour l'opérateur de démontage
		F_{14}	Les composants sont facilement accessibles par les outils de l'opérateur de démontage
		F_{15}	Les composants sont facilement séparables par l'opérateur de démontage
	Recyclage	F_{16}	Les composants recyclables démontés sont compatibles avec les processus de recyclages
	Valorisation	F_{17}	Les composants/matériaux non recyclables sont énergétiquement valorisables

Pour valider les propositions, un protocole de tests a été rédigé, et un prototype de luge a été construit pour valider les exigences opérationnelles. A noter que, suite à la validation du prototype, l'UTT a déposé un brevet européen (Fig. 4) en 2011 [17], et s'est associée à l'industriel rotomouleur pour la commercialisation.

A. Le produit : une luge éco-conçue

Le produit résultant de l'éco-conception est une luge qui s'incline à gauche et à droite, avec amortissement, pour compenser la force centrifuge dans les virages et éviter les dérapages. Le siège est monté sur des lames centrales, le patineur pousse la luge par l'intermédiaire de bâtons de poussée télescopiques. Une barre télescopique escamotable située à l'arrière du siège permet à une tierce personne de pousser la luge si le patineur n'a pas l'usage de ses bras. Un repose pieds télescopique et un coussin anti-escarres réhausseur permettent d'adapter la luge à la morphologie du patineur (Fig. 4 et 5).

D'un point de vue environnemental, l'équipe design a choisi de réduire la quantité de matériaux hétérogènes, et d'optimiser les liens mécaniques pour simplifier le montage et le démontage en prévision du recyclage. Toutes les pièces rotomoulées sont marquées pour simplifier leur tri au moment du recyclage. Au final, les deux matériaux principaux (PEHD et Inox) représentent 98% du poids total du produit et sont 100% recyclables. Ce processus d'optimisation a pour résultante un produit attractif qui répond non seulement aux cahier des charges fonctionnelles mais également aux exigences financières.

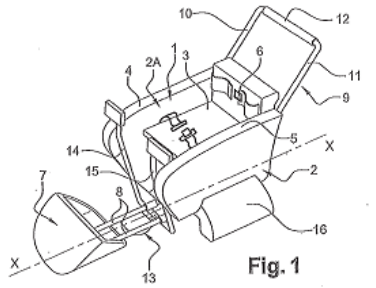


Fig. 4. Extrait du brevet déposé WO 2011/089350 A1.

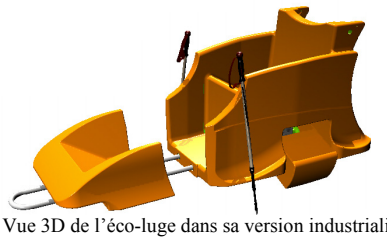


Fig. 5. Vue 3D de l'éco-luge dans sa version industrialisée.

B. Les pratiques sportives envisagées

Les innovations apportées par l'éco-luge offrent des applications sportives élargies. En effet, l'éco-luge est suffisamment robuste et flexible à la fois pour s'adapter à de multiples handicaps. Un patineur tétraplégique ou déficient mental aura le plaisir de patiner avec des patineurs guides: une luge guide (premier patineur) est accrochée devant celle du patineur handicapé, une luge suiveuse est accrochée derrière (deuxième patineur) pour assurer la stabilité arrière. Ce principe permet par exemple à une famille à s'épanouir socialement en pratiquant "ensemble" une activité ludique et sportive. Le principe d'accroche entre luges permet également d'envisager une pratique en duo pour patineur non-voyant grâce au guide voyant qui donne des informations sonores durant la glisse.

D'un point de vue pratique sportive, le short-track est la discipline qui est la plus en phase avec la luge. Le système d'inclinaison de la luge permet de compenser la force centrifuge, évitant ainsi de déraper dans les virages tout en assurant une vitesse suffisante pour parcourir une distance délimitée en un minimum de temps. Le patinage artistique a également été testé, la capacité de la luge à réaliser des U-turn à 360° lui procure une aisance de manipulation qui peut être coordonnée avec un danseur valide ou en luge. D'autres applications sont également envisagées, comme le contre la montre ou la course poursuite, identique à celle des patineurs de vitess.

C. Les applications médico-sportives

L'aspect médical n'est pas en reste car, de part la possibilité d'inclinaison, le patineur recherche un certain équilibre et donc fait appel à des fonctions à la fois physiques et mentales. Le lien avec la réadaptation et la rééducation fonctionnelle est alors naturel. En graduant les efforts de déplacement (peu d'effort pour pousser la luge) jusqu'à une pratique plus intense, il est envisagé de réaliser des programmes de rééducation selon la pathologie du patient. Cette perspective est envisagée en 2012 avec des partenaires médico-sociaux.

D. Les applications sociales

La stratégie de l'équipe de recherche de l'UTT était non seulement de développer un produit éco-conçu jusqu'à son industrialisation, mais également de générer une valeur sociale. Dans cet objectif, le projet "DUO solidaire ON ICE" est né. Une convention entre l'UTT et trois associations locales (deux associations liées à l'handicap et un club de patinage artistique) a été signée en mars 2011. L'objectif est de mutualiser des actions ludiques et sportives pour favoriser la mixité sociale valide/handicapé. Cette convention propose notamment de réaliser chaque année une journée porte ouverte à la patinoire avec accès mixte valide/handicapé, et de préparer une nuit de la glisse annuelle avec un relais de patineurs valides et handicapés. Parmi les différents partenaires qui soutiennent ce projet, la Fédération Française des Sports de Glace se positionne au tout premier rang grâce au parrainage d'un couple de patineur nationaux de renom, et grâce à son réseau de clubs de patinage pour faire essaimer l'expérience troyenne, et diffuser l'utilisation de l'éco-luge.

E. Impact industriel

Le projet éco-luge permet d'ouvrir de nouvelles perspectives de développement économique pour l'entreprise partenaire.

Rappelons que les rotomouleurs sont des sous-traitants, ils ne sont pas propriétaires des moules qui leurs permettent de fabriquer des pièces, ils sont dépendants des donneurs d'ordres et de la conjoncture économique nationale et internationale. Ce projet prouve qu'une PME de rotomoulage a la possibilité de s'adapter et évoluer pour pérenniser l'emploi dans un contexte économique difficile. Notons que les aspects combinés économiques, environnementaux et sociaux de l'éco-luge ont permis à l'entreprise partenaire de recevoir plusieurs prix, dont le 1er prix Développement Durable 2010 Champagne Ardenne dans la catégorie Industrie Commerce et Service, et le Trophée MIDEST 2011 dans la catégorie bureau d'études.

F. Apport de la démarche fonctionnelle

Le projet éco-luge a été l'occasion d'appliquer la méthodologie dans un environnement industriel de type PME. L'entreprise partenaire a ainsi pu être sensibilisée à l'approche fonctionnelle qui lui a permis d'aborder la conception sous un nouvel angle. Même si ce processus semble naturel dans sa formalisation, cela nécessite une rigueur d'écriture qui pourrait être considéré à priori comme un frein dans le cycle de développement d'un nouveau produit. Des expériences industrielles variées dans le domaine de l'analyse de la valeur prouvent au contraire que le temps passé à cette écriture rigoureuse permet un gain très appréciable dans le développement des solutions technologiques.

L'intérêt de l'approche fonctionnelle dans le domaine de l'handicap réside avant tout dans la caractérisation de l'utilisateur. La « roue générique » (fig.2) ne représente que le premier niveau de décomposition des éléments environnants, des sous-catégories associées spécifiquement à l'handicap sont à prendre en compte pour cibler les fonctions en parfaite adéquation avec les utilisateurs.

V. CONCLUSION

Dans un contexte de changement global économique et environnemental, l'éco-conception constitue un axe majeur de prévention et de réduction des impacts environnementaux. Le noyau méthodologique de l'éco-conception réside dans l'approche cycle de vie qui permet aux concepteurs d'avoir une vision globale de son produit au plus tôt pour mieux cibler les efforts de (re)conception. Dans cette optique, nous proposons une démarche simplifiée d'analyse de cycle de vie combinée avec une approche fonctionnelle. Dans un premier temps, la définition des phases du cycle de vie et des modes de transitions permet de structurer le cheminement du produit pour mieux identifier les fonctions de celui-ci. A partir de chaque phase, le concepteur effectue ensuite une recherche exhaustive des éléments environnants grâce à une catégorisation générique liée aux rôles, natures et temporalités de ces éléments. Cette approche a l'avantage de supprimer les oublis de fonctions couramment constatés à posteriori suite à une analyse fonctionnelle classique. L'application de la méthode à la conception d'une luge handisport pour personne handicapée permet de mettre en avant l'intérêt de la dimension environnementale. Elle répond également à des considérations économiques et sociales tout en apportant une innovation technologique favorable. D'un point de vue retour d'expériences, des projets pilotes sont en cours à Troyes ainsi qu'avec des patinoires françaises via la FFSG. Citons par exemple le projet Troyen « Duo Solidaire On Ice » pour favoriser la mixité valide/handicap, ainsi qu'un projet avec un centre de rééducation et de réadaptation fonctionnelles. Les retours de ces expériences seront diffusés dans une prochaine publication.

REMERCIEMENTS

Le développement technique de l'éco-luge a bénéficié du soutien financier de la Fédération Française des Sports de Glace, et de l'entreprise Rotoplus. Le développement méthodologique a bénéficié du soutien financier du China Scholarship Council. Le projet "Duo Solidaire On Ice" a bénéficié d'une subvention de la Fondation Transdev.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Norme internationale, "Management environnemental -- Analyse du cycle de vie -- Principes et cadre", ISO 14040 :2006.

[2] M. Lindahl C. Jensen,, J. Tingström, "A comparison between the Environmental Effect Analysis (EEA) and the Life Cycle Assessment (LCA) - based on four case studies", Proceedings of 7th International Seminar on Life Cycle Engineering, Tokyo (Japan), 2000.

[3] C. Chen, G. Habert, Y. Bouzidi, A. Julien, A. Ventura, "LCA allocation procedure used as an incitative method for waste recycling: an application to mineral additions in concrete", *Resources, Conservation& Recycling*, edition Elsevier, October 2010, vol. 54, pp. 1231-1240.

[4] B. Löfgren, A.M. Tillman, B. Rinde, "Manufacturing actor's LCA", Journal of cleaner Production, vol. 19, issues 17-18, November-December, pp. 2225-2233.

[5] Commission des communautés europeénnes, "Livre vert sur la politique intégrée des produits", COM(2001), Bruxelles, février 2001.

[6] S. Le Pochat, et al., "A tool to facilitate ecodesign integration in the SMEs", Proceedings of 12th SETAC Europe LCA Case Studies Symposium, Italy, 2005.

[7] European Union, Directive of the European Parliament and of the Council on establishing a framework for the setting of ecodesign requirements for energy-using products. Bruxelles (Belgique), 2005/32/EC, 2005.

[8] Commission des communautés européennes, « Directive des emballages et déchets d'emballages », 94/62/CE, modifiée par les directives 2004/12/CE et 2005/20/CE,

[9] European Union, "Waste Electrical and Electronic Equipment Directive", WEEE, 2002/96/EC.

[10] Union Européenne, "Mise en oeuvre de l'utilisation durable des ressources: Une stratégie thématique pour la prévention et le recyclage des déchets", Communication de la Commission au Conseil, au Parlement, au Comité économique et Social Européen et au Comité des Régions 2005.

[11] COTREP, "Recueil d'expérience pour l'aide à la onception en vue du recyclage des emballages en matière plastique", Comité Technique pour le Recyclage des Emballages Plastiques, octobre 2010.

[12] M. Janin, "Démarche d'éco-conception en entreprise. Un enjeu: construire la cohérence entre outils et processus", Thèse de doctorat, ENSAM, 2000.

[13] Norme internationale ISO, "Management environnemental -- Intégration des aspects environnementaux dans la conception et le développement de produit", ISO/TR 14062:2002.

[14] Norme Française, "Management par la valeur – Expression fonctionnelle du besoin et cahier des charges fonctionnel – Exigences pour l'expression du besoin à satisfaire dans le processus d'acquisition ou d'obtention d'un produit", NF X50-151, septembre 2007.

[15] H. Feng, "Environmental considerations integrated in the functional specification of products", Thèse de doctorat, UTT, 2012.

[16] AFR, "Memento du rotomoulage", Association Francophone du Rotomoulage, 2004.

[17] S. Rohmer, "Tilting vehicle on skis, skids or wheels propelled by gravity and/or arm strength", Brevet PCT WO 2011/089350 A1, 2011.

Intégration d'outils scientifiques et techniques dans un processus de conception : modélisation des facteurs humains pour les IHM

Julien Veytizou (Doctorant 1A), Cécile Magnier (Doctorante 3A), Guillaume Thomann (Maître de Conférence), François Villeneuve (Professeur)
Laboratoire G SCOP
46 avenue Félix Viallet 38031 Grenoble Cedex 01, France
Téléphone : 04-56-52-89-32
E-mail : Julien.Veytizou@grenoble-inp.fr

Résumé : La prise en compte des usagers et usages dans la conception des produits reste un aspect difficile à traiter, en particulier lorsque leur caractérisation est très spécifique (c'est le cas des personnes en situation de handicap). De nombreuses méthodologies de conception concernant l'intégration de l'utilisateur existent, par exemple la conception centrée utilisateur (User Centered Design ou UCD en anglais). L'application de ces méthodologies aboutit à des conceptions de produits sur mesure, mais elles n'ont pas comme objectif la caractérisation des activités motrices des acteurs concernés : les personnes en situation de handicap. Notre ambition est de caractériser et de modéliser les spécificités motrices de ces futurs utilisateurs au cours du processus de conception afin d'adapter les interfaces Homme/Machine à ces performances motrices. Dans cet article, nous proposons une adaptation du processus de conception UCD en y intégrant des outils du domaine paramédical, des modèles théoriques et des moyens technologiques utilisés pour l'analyse et la capture de mouvements. En conclusion et suite aux besoins identifiés de l'association AE2M (*Association pour l'adaptation Ergonomique du Matériel Musical*), nous présentons une application de notre démarche dans ce contexte. L'association AE2M conçoit et fabrique des interfaces facilitant l'accès à la pratique de la musique instrumentale pour des utilisateurs atteints de lourds handicaps moteurs.

Mots-clefs ; conception, handicap, interaction Homme/Machine, capture de mouvements

I. INTRODUCTION

Classiquement, les designers conçoivent des produits ou interfaces destinés à des utilisateurs valides, censés avoir des capacités motrices normales [1]. Les utilisateurs atypiques, comme les personnes en situation de handicap, restent en dehors de ces normes d'habiletés et de capacités, et sont obligés de s'adapter au mieux qu'ils peuvent aux systèmes existants, en utilisant des aides techniques. Malheureusement, ces technologies sont peu pratiques pour des personnes ayant une déficience temporaire et surtout, ne s'adaptent pas aux utilisateurs dont les capacités évoluent au fil du temps. Les données, précisées dans un rapport d'étude réalisé par l'INSEE [2][3], montrent un besoin important d'assistances à la manipulation (seulement 35,3% de satisfaction pour une manipulation à distance). Malgré cela, ces aides sont souvent abandonnées à cause de leur prix et de leur complexité d'utilisation. En amont à ces deux principales raisons d'abandon, la prise en compte minimale de l'utilisateur dans l'ensemble du processus de conception est remise en cause.

La conception universelle se définit par une conception de produits qui soient utilisables par tout individu sans égard à l'âge, aux capacités ou aux origines culturelles [4]. Dans cette méthodologie, le rôle de l'utilisateur dans le processus de conception n'est précisé dans aucun de ses principes [5]. En contraste avec cette approche, nous soutenons que les Interfaces Homme-Machine sont personnalisées au mieux à un utilisateur individuel à partir de ses performances et non en fonction de principes ou de lois. Chaque individu possède ses propres habiletés, capacités et besoins. Il est donc nécessaire de suivre une méthodologie de conception plaçant l'utilisateur en tant qu'acteur à la réalisation de ces produits, encore plus lorsqu'il s'agit d'utilisateur en situation de handicap.

Impliquer et intégrer ces utilisateurs atypiques dans le processus de conception a été étudié à travers les concepts de conception participative [6][7], d'ergonomie [8][9] et de conception centrée utilisateur [10][11]. Une étude réalisée dans [12] a montré non seulement une grande mobilisation mais aussi une importante utilité de la conception centrée utilisateur dans la réalisation des aides techniques. Malgré cela, les concepteurs utilisent rarement, dans le processus de conception UCD, des outils complémentaires provenant d'autres domaines scientifiques.

Depuis 2007, l'association AE2M (*Adaptation Ergonomique du Matériel Musical*) [13] travaille à la conception et à la fabrication d'interface homme-machine pour donner accès à la musique instrumentale, à des personnes en situation de handicap, avec le même niveau d'autonomie que les personnes valides. Il s'agit de produire des sons acoustiques et de tout mettre en œuvre pour que l'enfant handicapé physique puisse agir lui-même volontairement sur l'instrument. Un des projets

Fig.1. Utilisation de la mailloche électromécanique en jeu musical

spécifiques réalisé est la conception d'un système électromécanique pour permettre une frappe de la mailloche sur un instrument de percussion (Fig.1). L'utilisateur actionne le système à l'aide de contacteur du commerce (bouton poussoir, effort en pression…).

La mise à disposition de prototypes aux professionnels du paramédical et aux enseignants musiciens a permis la réalisation de nombreuses expérimentations in situ [14]. La connaissance approfondie des capacités physiques des utilisateurs a été identifiée comme étant un point crucial par les concepteurs. Ainsi, non seulement les spécificités motrices de l'utilisateur, mais aussi leurs évolutions dans le temps sont des paramètres centraux sur lesquels l'équipe de conception doit s'attarder.

Le projet AE2M nous a conduits à la question suivante : Comment intégrer des outils de caractérisation des spécificités motrices des utilisateurs handicapés dans un processus de conception ?

L'objectif de ce papier est de présenter une adaptation d'un processus de conception par une mise à disposition complémentaire aux concepteurs, d'une bibliothèque d'outils. Ces outils doivent permettre de modéliser suffisamment précisément les spécificités motrices de l'utilisateur. Ainsi, nous nous inspirerons du modèle ISO 9241-210 (Fig.1) de la conception UCD pour tenter d'intégrer les capacités motrices de l'utilisateur handicapé dans le processus de conception. Notre proposition est basée sur deux approches :

- une connaissance en amont de l'utilisateur par rapport à son handicap,
- un état de l'art des modèles scientifiques et de moyens technologiques d'analyse des capacités motrices.

La revue de la littérature liée aux modèles scientifiques et moyens technologiques doit être effectuée en fonction des objectifs et des activités de conceptions. Notre but est d'adapter ou de concevoir les Interfaces Homme / Machine (IHM) en fonction des performances motrices de l'utilisateur en vue d'une pratique musicale instrumentale.

Dans la partie II, nous proposons une adaptation du processus de conception centrée utilisateur UCD (norme ISO 9241-210). Nous y définissons un protocole correspondant aux étapes à suivre afin de caractériser les spécificités motrices de l'utilisateur. Dans la troisième partie, nous présentons notre démarche à partir des besoins de l'association AE2M. Le but est d'utiliser notre bibliothèque d'outils afin de proposer une interaction Gestes/Musiques adaptée. Cet article s'achève par une conclusion des travaux préliminaires et des perspectives de recherche.

II. UNE MODIFICATION DU PROCESSUS DE CONCEPTION CENTREE UTILISATEUR

Cette partie apporte une réflexion sur une adaptation de la conception centrée utilisateur en prêtant attention aux spécificités motrices des acteurs concernés : les personnes en situation de handicap. La caractérisation des spécificités motrices débute après avoir spécifié les exigences liées à l'utilisateur et à l'organisation (UCD-étape 2 Fig.2). Quatre étapes principales ont été retenues (numérotées de 2.1 à 2.4 sur la Fig.3). Elles correspondent à la méthode à suivre pour effectuer notre caractérisation.

Tout d'abord, il est nécessaire de définir un dossier utilisateur pour l'identifier globalement à partir de ces capacités physiques. Ensuite, nous proposons de choisir l'outil le plus adapté à l'utilisateur en fonction de son dossier. Pour ce choix, notre proposition est de combiner des modèles théoriques et des moyens technologiques afin de créer une bibliothèque d'outils. La prochaine étape est l'analyse des spécificités motrices. Elle s'exécutera, en fonction des outils sélectionnés sur mesure dans notre bibliothèque, à travers des interfaces dynamiques et innovantes. Les résultats sont enregistrés pour les traiter dans la dernière étape. Ils permettront de définir un « modèle de l'utilisateur » de ces capacités motrices. Ce modèle fournira des informations utiles pour la suite du processus de conception centrée sur l'utilisateur : produire des solutions de concepts (UCD-étape 3).

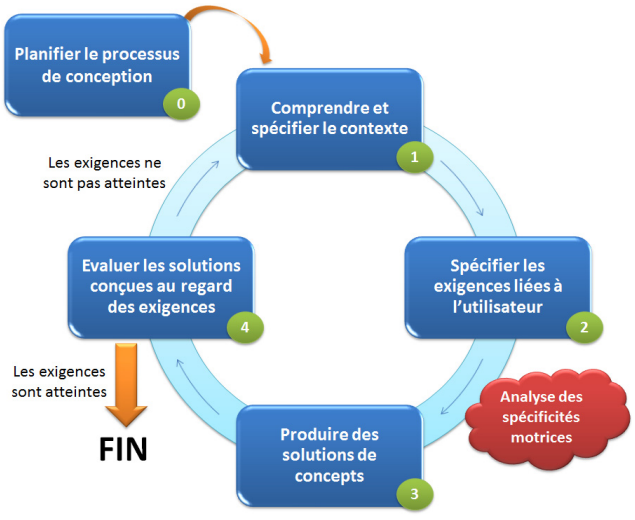


Fig.2. Modèle UCD tiré de la norme ISO 9241-210

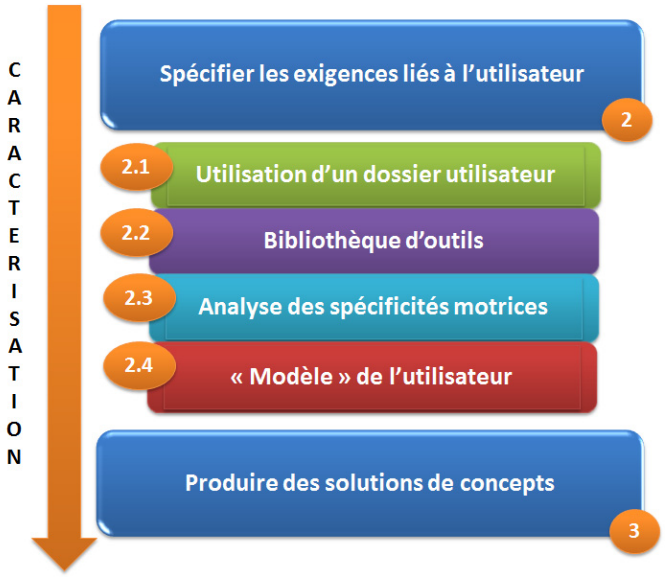


Fig.3. Proposition de quatre étapes intermédiaires

III. APPLICATION

Nous avons défini précédemment notre démarche pour caractériser les spécificités motrices. Nous l'appliquons à la conception d'IHM adaptées aux performances motrices des utilisateurs handicapés.

A. Créer un dossier utilisateur

Des échelles ont été développées pour évaluer d'une manière objective les performances motrices. Elles sont définies selon plusieurs critères : l'âge (nourrisson [15], personnes âgées [16]), la pathologie (IMC [17], atrophie musculaire [18]), le nombre de tâche à réaliser (32 items [19], 20 items [20]), l'objectif (déceler le retard de la motricité [21], mesure des fonctions des membres supérieurs [22]). Nous nous sommes basés sur ces critères pour proposer une méthodologie dans l'objectif de rédiger le dossier utilisateur (Fig.4). Il contiendra les résultats de l'utilisateur pour réaliser *n* tâches faisant appel à sa motricité. Les tâches seront sélectionnées en fonction de leur numéro *i*. Les mesures débutent à i = 1. L'utilisateur effectue une tâche T(i) (Fig.4 étape 1).

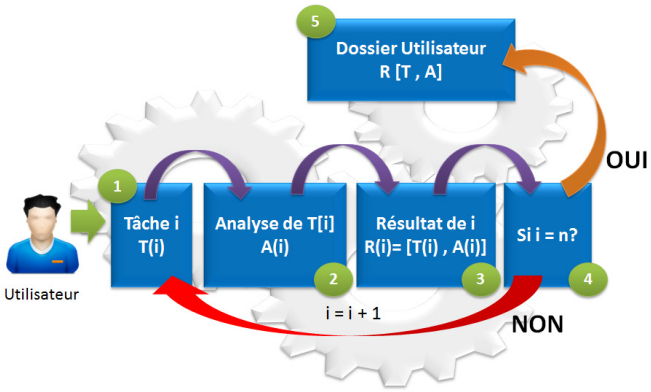


Fig.4. Proposition de protocole amenant à la rédaction du dossier utilisateur

Elle est analysée A(i) à partir d'une échelle comprise entre 0 et 3(Fig.4 étape 2). Le score est relatif à l'accomplissement de la tâche:

- A(i) = 0, l'utilisateur ne réalise pas la tâche à effectuer
- A(i) = 1, l'utilisateur réalise la tâche avec une aide
- A(i) = 2, l'utilisateur réalise la tâche seul, sans précision ou après un certain temps
- A(i) = 3, l'utilisateur a correctement réalisé la tâche seul

Nous avons maintenant notre résultat R(i) (Fig.4 étape 3) sous la forme d'une matrice de deux colonnes et *n* lignes (1).

$$R(i) = \begin{bmatrix} T(1) & A(1) \\ .. & .. \\ T(i) & A(i) \\ .. & .. \\ T(n) & A(n) \end{bmatrix} \quad (1)$$

Tant que les mesures ne sont pas terminées (Fig.4 étape 4), nous continuons jusqu'à obtenir l'intégralité des résultats pour la constitution du dossier utilisateur (Fig.4 étape 5).

B. Créer une bibliothèque d'outils

Comme son nom l'indique, un système Homme-Machine est composé de deux parties. L'Homme est un système portant des caractéristiques biologiques, psychologiques et sociales. La Machine est un système technologique. Il y a une interaction entre ces deux parties [23]. Nous définirons cette interaction en fonction d'un choix de technologies de capture de mouvements adaptés au mieux aux circonstances d'usage. Nous souhaitons analyser le comportement de l'utilisateur devant une interface et la dynamique de ses mouvements. Pour cela, nous avons généré notre bibliothèque d'outils de la façon suivante (Fig.5). Nous avons sélectionné des modèles scientifiques pour modéliser l'interaction Homme Machine et des moyens technologiques de capture de mouvement.

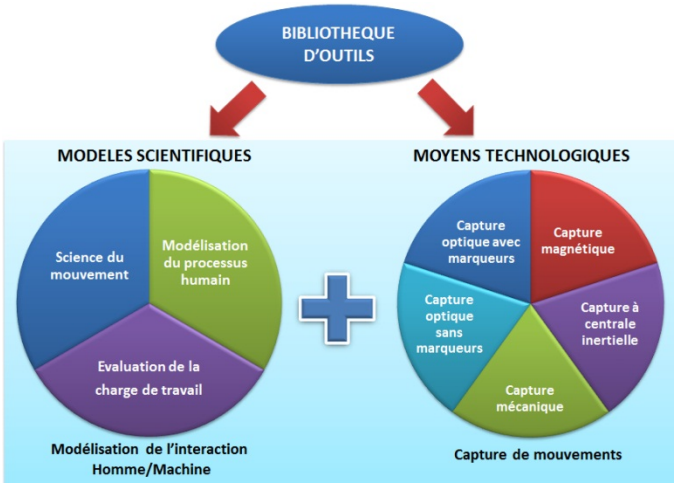


Fig.5. Constitution de la bibliothèque d'outils

Nous les avons choisis selon plusieurs critères :

- Non invasifs et le moins intrusifs possibles. Les mesures ne doivent pas créer de liaison dans l'organisme de l'utilisateur.
- La facilité d'utilisation et la rapidité de programmation. Les mesures doivent être faciles à exploiter.

1) Modèles scientifiques

Nous nous intéressons dans cette partie aux outils scientifiques modélisant l'interaction Homme-Machine. La variabilité d'usages et d'usagers impose de caractériser le comportement moteur de l'utilisateur sur le système afin de l'optimiser en fonction de ses capacités. Nous voulons donc décrire, modéliser et prédire ses actions sur l'interface. Il existe deux grands modèles en IHM. Les modèles descriptifs décrivent le comportement d'une interface mais peu souvent celui d'un utilisateur face à cette dernière. Les modèles prédictifs représentent le comportement des systèmes sous forme de lois ou d'équations mathématiques pour rendre compte du temps de réalisation d'une tâche. Ils impliquent donc les performances de l'utilisateur. [24] propose une classification de ces modèles en fonction du continuum défini par MacKenzie [25].

Pour caractériser les spécificités motrices, les principes des sciences des mouvements peuvent compléter ces modèles scientifiques. Nous pouvons les diviser en deux catégories : la dynamique des mouvements (vitesse, accélération) et la neuroscience des mouvements [26]. Cette dernière analyse la transformation des signaux sensoriels aux commandes motrices à l'intérieur du système central nerveux (CNS : Central Nervous System en anglais). Elle est souvent utilisée pour optimiser les modèles de comportement [27] ou pour la conception de robot d'assistance [28].

Nous pouvons comparer des interfaces en analysant, après usage, la charge de travail de son utilisateur. La NASA a développé la méthode TLX [29] qui est aujourd'hui une des méthodes d'évaluation subjective de la charge mentale la plus employée en ergonomie [30]. C'est l'utilisateur qui détermine les résultats de cette méthode selon six critères : activité mentale, activité physique, contrainte temporelle, performance, frustration et effort.

2) Moyens technologiques de capture de mouvement

D'après la littérature et les professionnels, il existe principalement quatre modes de capture du mouvement : les systèmes électromécanique [31][32], magnétique [33][34], à centrale inertielle [35][36] et optique [37][38].

Les systèmes électromécaniques sont des exosquelettes construits autour de l'élément à détecter et dont chaque articulation est munie d'un potentiomètre qui mesure l'orientation du membre en temps réel.

Les systèmes magnétiques fonctionnent de la manière suivante : un émetteur génère un champ magnétique modulé à basse fréquence. Pour définir le repère global, ses antennes sont placées orthogonalement par rapport au plan de mesure. Les récepteurs déterminent leurs positions et orientations par rapport à l'émetteur.

Par une combinaison technologique de type accéléromètre et gyroscope, les systèmes par centrale inertielle sont capables de calculer la vitesse, l'orientation et les forces de gravitation appliquées à l'objet et de les transmettre à un système distant. Leur fonction première est de délivrer une mesure d'orientation et non de position.

La capture optique est basée sur la prise de vue synchronisée d'une ou plusieurs caméras. Elle peut s'effectuer sans marqueurs (utilisation de méthodes utilisant principalement les algorithmes de traitement d'images) ou avec marqueurs (passifs ou actifs) sur le sujet ou sur l'objet à détecter.

C. Choisir les activités d'analyses

L'analyse des spécificités motrices s'effectue à travers une interface graphique en fonction des outils de notre bibliothèque (Fig.3 étape 2.3). Le choix du design de l'interface et du type d'activités est très important. En effet, ce sont les activités réalisées pendant les mesures qui détermineront la motivation de l'utilisateur et surtout la pertinence des données récupérées. Elles seront choisies en fonction des attentes, des exigences de l'utilisateur et du contexte organisationnel. Elles sont définies à l'étape 2 du processus de conception UCD (Fig.2 étape 2). Le projet AE2M forme une équipe interdisciplinaire de professionnels du paramédical et musical. Nous proposerons ainsi des activités ludiques, éducatives et pédagogiques (Tab.1).

Utilisateur	• Intellectuellement, de dynamiser le besoin d'apprendre et de développer la créativité musicale. • Socialement, de développer l'autonomie.
Ergothérapeutes	Favoriser les activités de rééducation • Pour l'obliger à réaliser des mouvements plus amples. • Pour améliorer sa motricité fine.
Musicien	Favoriser l'apprentissage, l'enseignement individuel et/ou en groupe

Tab.1 Les attentes de l'utilisateur et du contexte organisationnel

Nous utiliserons la réalité virtuelle et la réalité augmentée car elles apportent des moyens de réhabilitation pour des personnes handicapées moteur [39][40], mais aussi une infinité de possibilités de conceptions d'interfaces visuelles possibles.

D. Créer un modèle de l'utilisateur

Le modèle de l'utilisateur (Fig.3 étape 2.4) permettra aux concepteurs de produire des solutions de concepts sur mesure, fonction de ses capacités motrices (Fig.3 étape 3). Il sera important de formaliser la mise en forme des données. Par exemple, si nous choisissons d'adapter l'interface à partir d'un

modèle CAO, l'unité utilisée est le mètre. Par contre, si nous nous intéressons à l'adaptation des interfaces graphiques utilisateur, l'unité est le pixel.

IV. DISCUSSION

Nous avons appliqué notre démarche pour intégrer des outils de caractérisation des spécificités motrices.

Le dossier utilisateur est rédigé à partir d'échelles existantes pour analyser de manière objective les capacités motrices de personnes handicapées. Elles sont pour la plupart utilisées par des médecins dans des centres hospitaliers ou dans les écoles spécialisées par des ergothérapeutes. Dans quelle mesure le concepteur peut utiliser ces méthodes dans une activité de conception ? Nous nous inspirerons des essais qui ont été effectués avec ces méthodes pour les adapter aux IHM pour la première étape (Fig.3 étape 2.1) de notre méthodologie de conception.

Pour la génération de la bibliothèque d'outils (Fig.3 étape 2.2), nous avons besoin de modèles scientifiques pour analyser les comportements des utilisateurs sur les IHM. Cet étude est utile afin d'enrichir nos connaissances sur les caractérisations des spécificités motrices des utilisateurs sur son comportement devant une interface. Pour les outils de capture de mouvements, le critère le plus important, en plus de la précision, est l'encombrement et le caractère non intrusif/invasif. Le matériel doit être facile à installer et ne doit pas « harnacher » l'utilisateur. La capture optique sans marqueurs répond à ces critères. Mais ce choix dépendra des caractéristiques propres de l'utilisateur.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'objectif à remplir est non seulement de concevoir et de fabriquer des IHM sur mesure pour des utilisateurs en situation de handicap, mais surtout de connaître leurs caractéristiques au plus juste. Ainsi, notre apport spécifique par rapport aux méthodologies actuelles est de proposer en plus un modèle minimal formalisé de l'utilisateur.

Notre adaptation du processus de conception UCD intègre à la fois la connaissance globale de l'utilisateur par rapport à son handicap et la caractérisation de ses spécificités motrices. Nous avons intégré des outils provenant d'autres domaines de la conception de produits. Nous proposons des méthodes pour leur utilisation tout au long du processus de conception.

Les différentes perspectives et applications sont définies par rapport aux besoins de l'association AE2M et dans le cadre de ses activités. Ainsi, nous développons un outil de mesure à partir d'une capture optique sans marqueurs. Nous utilisons actuellement la Kinect de Microsoft qui permet de récupérer un squelette numérique en trois dimensions de son utilisateur. Notre outil permet :

- De visualiser le flux vidéo de la Kinect et le squelette numérique,
- D'utiliser les modèles scientifiques de notre bibliothèque d'outils pour caractériser le mouvement (position, vitesse, temps de pointage…),
- D'effectuer une sauvegarde des données pour une analyse à posteriori.

Les Figures 6,7 et 8 présentent un exemple d'analyse à posteriori. Nous étudions la zone accessible par l'utilisateur lorsqu'il manie la Kinect. Il a défini librement trois « zones de travail » et une « zone de repos » en utilisant sa main droite. La Figure 6 présente une analyse temporelle des mouvements effectués avec la main droite en 3 dimensions (l'utilisateur étant l'origine des données). La Figure 7 montre les zones de travail et de repos sur le plan X/Z. La Figure 8 donne un histogramme de la position de la main droite sur l'axe X. Nous arrivons donc à localiser les régions définies par l'usager. Nous pourrions ainsi générer automatiquement une interface graphique utilisateur à partir de ses capacités physiques à réaliser des mouvements (Fig.3 étape 3).

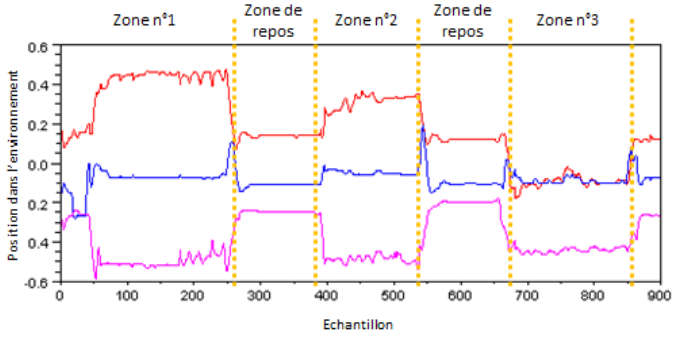


Fig.6. Analyse temporelle de la zone de travail avec la main droite. (X en rouge, Y en bleu et Z en violet)

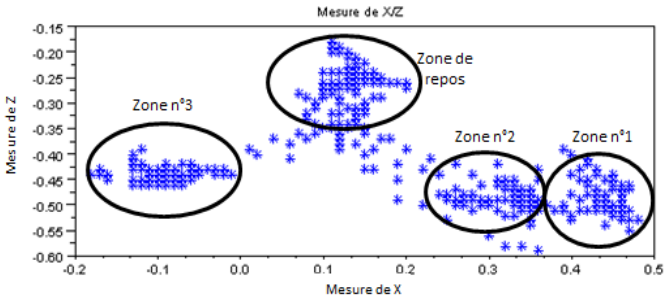


Fig.7. Analyse sur le plan X/Z de la zone de travail.

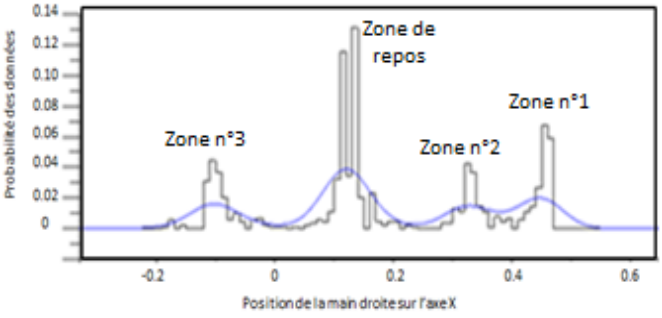


Fig.8. Histogramme de la position de la main droite sur l'axe X

RÉFÉRENCES

[1] S. Keates, P. J. Clarkson, L.-A. Harrison, et P. Robinson, « Towards a practical inclusive design approach », in *Proceedings on the 2000 conference on Universal Usability*, New York, NY, USA, 2000, p. 45–52.

[2] E. Colle, S. Delarue, et P. Hoppenot, « Conception d'une aide technique complexe et innovante : Application au projet ARPH », *Sciences et Technologies pour le Handicap*, vol. 1, p. 71-94, juill. 2007.

[3] C. BROUARD, « Le handicap en chiffres ». CTNERHI Centre Technique National d'Etudes et de Recherches sur les Handicaps et les Inadaptations, 2004.

[4] Wikipédia, « La conception universelle ». http://fr.wikipedia.org/wiki/Conception_universelle, 21-nov-2011.

[5] M. F. Story, « Maximizing Usability: The Principles of Universal Design », *Assistive Technology*, vol. 10, p. 4-12, juin 1998.

[6] Wikipédia, « Conception participative http://fr.wikipedia.org/wiki/Conception_participative ». 2012.

[7] C. C. H. Chan, A. W. K. Wong, T. M. C. Lee, et I. Chi, « Modified automatic teller machine prototype for older adults: A case study of participative approach to inclusive design », *Applied Ergonomics*, vol. 40, n°. 2, p. 151-160, mars 2009.

[8] Wikipédia, « Ergonomie - http://fr.wikipedia.org/wiki/Ergonomie ». 2012.

[9] G. E. Lancioni, N. N. Singh, M. F. O'Reilly, et D. Oliva, « Extending microswitch-based programs for people with multiple disabilities: use of words and choice opportunities », *Research in Developmental Disabilities*, vol. 24, n°. 2, p. 139-148, avr. 2003.

[10] Wikipédia, « La Conception Centrée Utilisateur ». http://fr.wikipedia.org/wiki/Conception_centrée_sur_l'utilisateur, 29-nov-2011.

[11] M.-Y. Ma, F.-G. Wu, et R.-H. Chang, « A new design approach of user-centered design on a personal assistive bathing device for hemiplegia », *Disability and Rehabilitation*, vol. 29, n°. 14, p. 1077-1089, juill. 2007.

[12] C. Magnier, G. Thomann, F. Villeneuve, et P. Zwolinski, « Investigation of methods for the design of assistive device : UCD and medical tools », in *Proceedings of IDMME - Virtual Concept 2010*, Bordeaux, France, 2010.

[13] « Projet AE2M (Adaptation Ergonomique du Matériel Musical) http://projetae2m.free.fr/ ». .

[14] G. Thomann, C. Magnier, E. Cornu, et F. Villeneuve, « Analyse de l'activité pour améliorer les pratiques des élèves ingénieurs en conception : application à l'adaptation ergonomique du matériel musical », in *12ème Colloque National AIP PRIMECA Produits, Procédés et Systèmes Industriels : intégration Réel-Virtuel*, Le Mont Dore : France, 2011.

[15] I. C. van Haastert, L. S. de Vries, P. J. M. Helders, et M. J. Jongmans, « Early gross motor development of preterm infants according to the Alberta Infant Motor Scale », *The Journal of Pediatrics*, vol. 149, n°. 5, p. 617-622, nov. 2006.

[16] S. Schepens, A. Goldberg, et M. Wallace, « The short version of the Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale: Its validity, reliability, and relationship to balance impairment and falls in older adults », *Archives of Gerontology and Geriatrics*, vol. 51, n°. 1, p. 9-12, juillet.

[17] F. Girardot et C. Bérard, « Apport de l'Évaluation Motrice Fonctionnelle Globale chez l'enfant infirme moteur cérébral », *Motricité Cérébrale : Réadaptation, Neurologie du Développement*, vol. 26, n°. 4, p. 139-146, déc. 2005.

[18] L. Nelson, H. Owens, L. S. Hynan, S. T. Iannaccone, et AmSMART Group, « The gross motor function measure™ is a valid and sensitive outcome measure for spinal muscular atrophy », *Neuromuscular Disorders*, vol. 16, n°. 6, p. 374-380, juin 2006.

[19] C. Bérard, C. Payan, J. Fermanian, et F. Girardot, « La mesure de fonction motrice, outil d'évaluation clinique des maladies neuromusculaires. Étude de validation », *Revue Neurologique*, vol. 162, n°. 4, p. 485-493, avr. 2006.

[20] C. De Lattre, C. Payan, et C. Berard, « Validation de l'échelle MFM-20 : une version réduite de la mesure de fonction motrice (MFM) pour les jeunes enfants porteurs d'une maladie neuromusculaire », *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 54, Supplement 1, n°. 0, p. e192-e193, oct. 2011.

[21] N. A. Stokes, J. L. Deitz, et T. K. Crowe, « The Peabody Developmental Fine Motor Scale: An interrater reliability study », *American Journal of Occupational Therapy;American Journal of Occupational Therapy*, vol. 44, n°. 4, p. 334-340, 1990.

[22] C. E. Lang, J. M. Wagner, A. W. Dromerick, et D. F. Edwards, « Measurement of Upper-Extremity Function Early After Stroke: Properties of the Action Research Arm Test », *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 87, n°. 12, p. 1605-1610, déc. 2006.

[23] G. Johannsen, « Man-machine system - Introduction and Background », in *Conf. on analysis, Design and Evolution of Man-Machine systems*, Baden-Baden, 1982, p. 13-15.

[24] F. Vella, « Titre de thèse : Modèles psychophysiques d'atteintes de cibles pour les personnes souffrant de troubles neuromusculaires. Université Paul Sabatier - Toulouse III ». 18-déc-2008.

[25] I. S. MacKenzie, « Motor Behaviour Models forHuman-Computer Interaction », in *HCI models, theories, and frameworks: Toward a multidisciplinary science*, San Francisco, 2003, p. 27-54.

[26] D. M. Wolpert et Z. Ghahramani, « Computational principles of movement neuroscience », *Nature Neuroscience*, vol. 3, p. 1212-1217, nov. 2000.

[27] E. Todorov, « Optimality principles in sensorimotor control », *Nat Neurosci*, vol. 7, n°. 9, p. 907-915, 2004.

[28] D. Meary et G. Baud-Bovy, « Toward a robot-assisted assessment of the control processes of the motor system », in *EuroHaptics conference, 2009 and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems. World Haptics 2009. Third Joint*, 2009, p. 368-373.

[29] S. Hart et L. Stavenland, « Development of {NASA-TLX (Task Load Index): Results of empirical and theoretical research », in *Human Mental Workload*, Elsevier, 1988, p. 139-183.

[30] INRS, « Evaluation subjective de la charge mentale : validation d'un logiciel d'exploitation des données de la NASA-TLX ». .

[31] Gan Lu, Lik-Kwan Shark, G. Hall, et U. Zeshan, « Dynamic Hand Gesture Tracking and Recognition for Real-Time Immersive Virtual Object Manipulation », in *International Conference on CyberWorlds, 2009. CW '09*, 2009, p. 29-35.

[32] J. L. Hernandez-Rebollar, N. Kyriakopoulos, et R. W. Lindeman, « The AcceleGlove: a whole-hand input device for virtual reality », in *ACM SIGGRAPH 2002 conference abstracts and applications*, New York, NY, USA, 2002, p. 259–259.

[33] N. Hagemeister, N. Duval, L. Yahia, W. Krudwig, U. Witzel, et J. A. de Guise, « Computer-based method for the 3-D kinematic analysis of posterior cruciate ligament and postero-lateral corner lesions », *Knee, The*, vol. 9, n°. 4, p. 301-308.

[34] P. Ganapathy, S. H. Joshi, J. Yadegar, N. Kamat, et C. Caluser, « An intelligent and portable ambulatory medical toolkit for automatic detection and assessment of traumatic brain injuries », in *Wireless Health 2010*, New York, NY, USA, 2010, p. 24–33.

[35] P. Jallon, S. Bonnet, M. Antonakios, et R. Guillemaud, « Detection system of motor epileptic seizures through motion analysis with 3D accelerometers », in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009*, 2009, p. 2466-2469.

[36] Yingzhu Li, L.-K. Shark, S. J. Hobbs, et J. Ingham, « Real-Time Immersive Table Tennis Game for Two Players with Motion Tracking », in *Information Visualisation (IV), 2010 14th International Conference*, 2010, p. 500-505.

[37] VICON, « http://www.vicon.com/products/bonita.html ». 2012.

[38] PTI, « http://www.ptiphoenix.com/Products.php ». 2012.

[39] T. Kuhlen et C. Dohle, « Virtual reality for physically disabled people », *Computers in Biology and Medicine*, vol. 25, n°. 2, p. 205-211, mars 1995.

[40] J. E. Deutsch, M. Borbely, J. Filler, K. Huhn, et P. Guarrera-Bowlby, « Use of a Low-Cost, Commercially Available Gaming Console (Wii) for Rehabilitation of an Adolescent With Cerebral Palsy », *Physical Therapy*, vol. 88, n°. 10, p. 1196 -1207, oct. 2008.

Session 6

Réalité virtuelle, robotique ambiante, handicap moteur

Présidents de session : Guy Bourhis, Philippe Pudlo

Indicateur pour différencier les conducteurs automobiles durant des manœuvres à basse vitesse

François Gabrielli[1], Jessica Schiro[1], Philippe Pudlo[1], Stéphane Bouilland[2], André Thévenon[3], Mohamed Djemaï[1], Franck Barbier[1]

[1]LAMIH - CNRS UMR 8201, Université de Valenciennes -Le Mont Houy, 59313 VALENCIENNES cedex 09

[2]Centre Calvé – Fondation Hopale, 72 Esplanade Parmentier 62608 BERCK SUR MER

[3]Service de Médecine Physique et de Réadaptation, Hôpital Swynghedauw CHRU 59037 LILLE cedex

philippe.pudlo@univ-valenciennes.fr

L'objectif de cette étude est d'étudier la capacité d'un indicateur fréquentiel, calculé à partir de l'angle du volant, à différencier les conducteurs automobiles durant des manœuvres à basse vitesse. Les expérimentations ont impliqué plus d'une centaine de conducteurs : 30 de contrôles et 80 sujets âgés ou atteints de pathologies du membre supérieur. Le dispositif expérimental est composé d'un simulateur automobile dans lequel le conducteur est immergé et d'un écran sur lequel sont projetés des scénarios de conduite mettant le conducteur en situation de manœuvre à basse vitesse. Un indicateur fréquentiel est calculé sur la base d'une étude spectrale de l'angle au volant mesuré et quantifie la fluidité de l'action du conducteur sur le volant. Les résultats montrent que l'indicateur fréquentiel calculé permet de séparer les deux populations dans 93% des virages utilisés lors des manœuvres à basse vitesse. Les conducteurs âgés et pathologiques ont une action significativement moins fluide, plus saccadée, sur le volant.

Mots clés : Handicap moteur, conduite automobile, analyse fréquentielle, manipulation volant

I. INTRODUCTION

L'autonomie des personnes âgées ou à mobilité réduite est possible grâce à des aménagements de leur environnement. Plus spécifiquement en conduite automobile, des aménagements du poste de conduite adaptés aux capacités motrices des conducteurs existent. Par exemple, les conducteurs paraplégiques disposent d'une boule au volant main gauche et d'une manette frein/accélération main droite qui compense la déficience du membre inférieur.

Pour autant, beaucoup de conducteurs, soit simplement âgés, ou atteints d'autres pathologies telles que la myopathie ou la polyarthrite, ne modifient pas l'aménagement du véhicule automobile. Pourtant, l'âge ou les pathologies dégénératives peuvent rendre difficile la conduite, notamment lors de situation de manœuvres à basse vitesse (parking, rond point, etc.). Autrement dit, malgré l'assistance de la direction, la tâche de tourner le volant peut s'avérer fatigante, voire douloureuse pour ces conducteurs. En effet, les directions assistées actuelles sont réglées par rapport aux ressentis de conducteurs sains, sans déficiences du membre supérieur. Ainsi, elles sont peu adaptées aux capacités motrices des personnes ayant des difficultés à mobiliser leurs membres supérieurs.

Cette problématique est au cœur du projet VOLHAND, dont le but est de mettre au point une direction assistée intelligente et adaptative, pour les conducteurs présentant une réduction des capacités du membre supérieur.

La conception d'une direction assistée personnalisée nécessite de définir des indicateurs pertinents de la tâche de tourner le volant afin de distinguer des profils fonctionnels de conducteurs. Cette classification ne dépend pas de la classe clinique de l'individu mais des caractéristiques motrices du geste de tourner le volant qu'il choisit de réaliser.

Dans ce contexte, la littérature suggère que la fluidité de l'action du conducteur sur le volant est un paramètre critique de la conduite [1]. A l'inverse, une gestion saccadée du volant, générant des perturbations hautes fréquences, peut être un indicateur de la classe d'âge du conducteur [2].

L'objectif de la présente étude est d'évaluer la pertinence d'un indicateur basé sur l'analyse fréquentielle

des signaux de l'angle du volant pour différencier des populations de conducteurs. Afin de réduire le champ d'étude, le critère de sélection est ici testé pour comparer une population de contrôle, composée de sujets sains, et une population test, composée de conducteurs âgés ou présentant certaines pathologies du membre supérieur. L'indicateur utilisé pour différencier ces populations est calculé à partir de l'analyse fréquentielle de l'angle du volant dans des conditions de manœuvres à basse vitesse.

Cet article présente séquentiellement les populations testées, le matériel de simulation de conduite, l'approche en traitement du signal et le test statistique utilisé pour différencier les deux populations.

II. METHODE

A. Population testée

Une population de 110 conducteurs divisée en 3 groupes : 30 Sujets sains (GS), ne présentant aucune pathologie du membre supérieur ; 24 sujets âgés (GA) sujets actifs de plus de 65 ans, qui conduisent encore et sans problèmes moteurs particuliers ; et 56 sujets pathologiques du membre supérieur (GP). Les sujets pathologiques regroupent des conducteurs ayant des maladies évolutives (i.e. sclérose en plaque, myopathie, polyarthrite), des handicaps à long terme (tétraplégie) ou des maladies professionnelles comme les TMS.
Les sujets sont des conducteurs, mixtes, titulaires du permis de conduire. Ils sont recrutés au sein du LAMIH de l'université de Valenciennes, du CHRU de Lille et de la Fondation Hopale à Berck-sur-mer. Les principales caractéristiques des sujets sont présentées dans le tableau 1.

Sujets sains (30)	Age : 30 ans (11.17) Taille : 1.73 m (0.1) Masse : 74.23 kg (17.18)
Sujets âgés (24)	Age : 76 ans (4.24) Taille : 1.66 m (0.1) Masse : 74.96 kg (12.75)
Sujets pathologiques (56)	Age : 48 ans (13.66) Taille : 1.71 m (0.1) Masse : 73.20 kg (13.75)

Tableau 1 : caractéristiques des groupes de sujets testés

Ces 3 groupes sont rassemblés en deux populations : une population dite de contrôle, composée des sujets sains, et une population dite de test, composée des sujets âgés et des sujets pathologiques.

B. Plate forme expérimentale

Le simulateur de conduite VolHand est utilisé comme maquette pour l'expérimentation [3] : ce simulateur est construit à partir d'un véhicule réel, découpé et préparé. Il reproduit un environnement de conduite qui permet l'immersion complète du conducteur.

Le simulateur est équipé de systèmes d'acquisition temps réel permettant d'enregistrer l'angle du volant. Un volant à retour de force, construit à partir d'une direction filo-commandée (Steer-by-wire) de marque JTEKT, génère un couple significatif d'une conduite à basse vitesse. La figure 1 présente un exemple d'enregistrement de l'angle du volant pour un sujet contrôle et un sujet test pour le même virage.

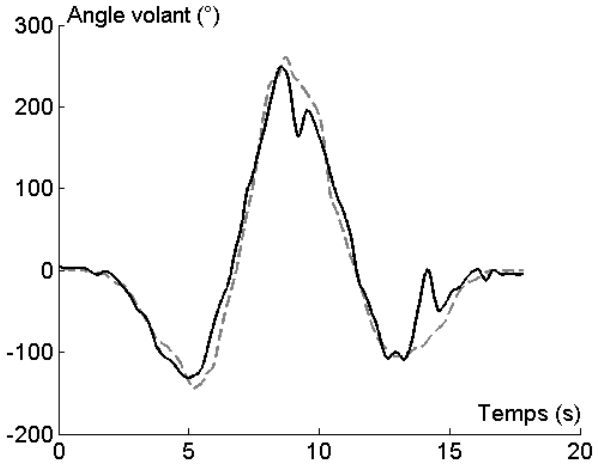


Figure 1 : angle du volant enregistré pour un sujet contrôle (ligne pointillée) et pour un sujet test (ligne pleine noire) pour un même virage.

C. Scénario de conduite

Le scénario de conduite utilisé représente la trajectoire de l'angle du volant enregistré lors d'une conduite à basse vitesse sur un véhicule réel. Ces enregistrements ont été réalisés sur le campus de l'université de Valenciennes, à l'aide du véhicule hybride du LAMIH (figure 2). Le parcours a été découpé en virages élémentaires, et 7 de ces virages sont sélectionnés

aléatoirement. Enfin 6 scenarii de conduite de 120 secondes sont générés. Ces scenarii enchainent ces 7 virages dans un ordre aléatoire, entrecoupés de lignes droites.

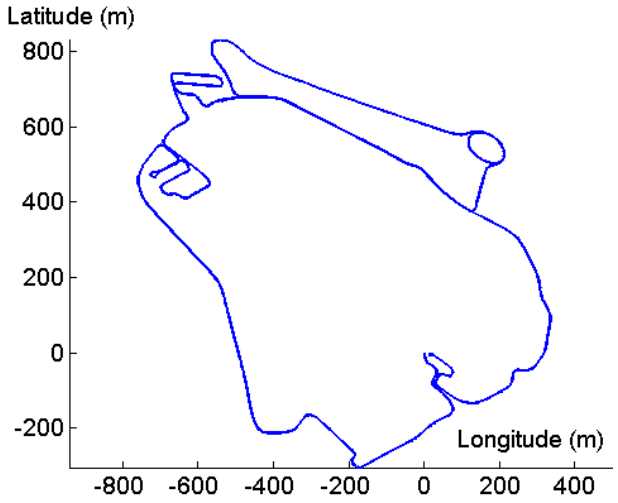


Figure 2 : parcours réalisé sur le campus Mont Houy de l'université de Valenciennes

D. Interface visuelle de l'exercice

Dans le but de comparer les actions des sujets sur le volant, le protocole doit assurer que les trajectoires suivies soit les plus similaires possibles. Or cet objectif n'est pas réalisable à l'aide d'une interface visuelle classique en 3D, car les sujets sont alors libres de la trajectoire et de la vitesse. Pour éviter une trop grande dispersion des trajectoires de virages et donc du geste de tourner le volant, le scenario de conduite est transposé en consigne d'angle au volant. La consigne est projetée en 2D [4] sous la forme d'une courbe défilant de bas en haut à vitesse constante. La position angulaire du volant est transposée en position linéaire matérialisée par une pastille de couleur (figure 3) : la pastille reste blanche tant que le conducteur la maintient sur la ligne, et devient noire lorsque le conducteur s'écarte de la consigne.

La répétition des 7 virages sur chacun des 6 scenarii permet de comparer les gestes de tourner le volant inter et intra-sujet. Le défilement de la trajectoire permet une anticipation du sujet à 20s. Cette interface visuelle permet au conducteur à la fois de suivre une consigne de conduite et d'avoir un retour visuel sur son geste.

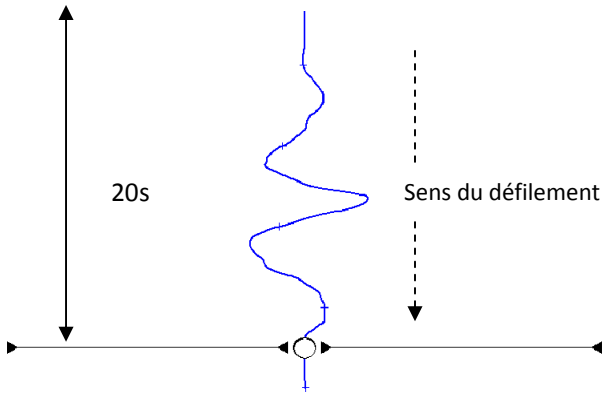


Figure 3 : l'exercice de suivi de ligne défilant de haut en bas, la couleur du curseur vire au noir quand le sujet sort de la consigne

E. Traitement du signal

La figure 1 montre la réalisation d'un sujet test et celle d'un sujet contrôle : le sujet test a eu une action plus saccadée que le sujet contrôle sur ce virage. Du point de vue de l'analyse fréquentielle de ces signaux, ces saccades sont interprétées comme des perturbations à haute fréquence. Un signal plus saccadé a plus d'énergie à hautes fréquences qu'un signal plus lisse, représentatif d'une action plus fluide sur le volant. L'indicateur fréquentiel proposé est calculé à partir du spectre fréquentiel du signal d'angle du volant (figure 1), comme introduit par [2]. Cependant, plutôt que d'analyser le signal sur une bande de fréquences fixe, la bande de fréquences permettant de différencier sur le plus de virages la population contrôle (sujets sains) de la population testée (sujets âgés et pathologiques) est recherchée.

Le spectre fréquentiel du signal d'angle du volant est obtenu en utilisant la transformée de Fourier. L'indicateur fréquentiel $I_{suj,vir}$ est calculé, pour un sujet et un virage, par intégration du spectre fréquentiel de l'angle volant $v(t)_{suj,vir}$ entre deux fréquences f_1 et $f_1+\Delta f$:

$$I_{suj,vir} = \int_{f_1}^{f_1+\Delta f} \left| \int v(t)_{suj,vir} e^{-2\pi i f t} \, dt \right| df$$

L'indicateur fréquentiel représente l'énergie contenue dans le signal dans la bande de fréquences comprises entre f_1 et $f_1+\Delta f$. La figure 4 montre le spectre fréquentiel des signaux enregistrés à la figure 1 : dans cet exemple, l'angle du volant du sujet test présente plus d'énergie dans la bande fréquentielle $[f_1, f_1+\Delta f]$ que celui du sujet contrôle.

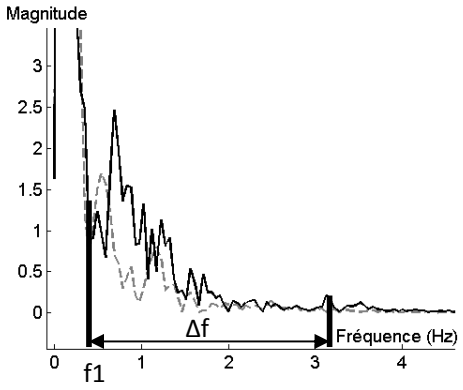


Figure 4 : spectre fréquentiel de l'angle volant pour un sujet contrôle (ligne pointillée) et pour un sujet test (ligne pleine noire) pour un même virage

La comparaison des populations est réalisée à l'aide d'un test de Wilcoxon entre les échantillons de population contrôle et test [$I_{contrôle,n}$; $I_{test,n}$] pour un virage n. La figure 5 présente un exemple de la répartition des valeurs de I sur les 42 virages pour les deux populations, pour f_1=0,2Hz et Δf=0,43Hz. Dans cet exemple le test de Wilcoxon a pour résultat 1, rejetant l'hypothèse que les deux populations sont issues d'un même groupe. L'indicateur est donc pertinent pour cette bande de fréquence.

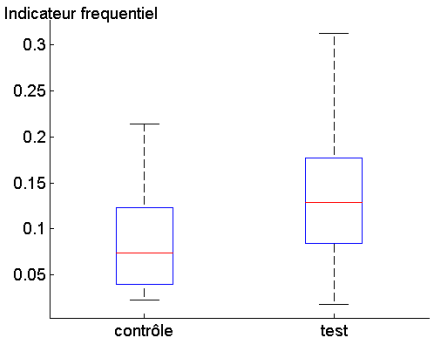


Figure 5 : exemple de répartition des indicateurs fréquentiels différencient les populations contrôle et test sur les 42 virages pour f_1=0,2Hz et Δf=0,43Hz

Soit $X_{f_1,\Delta f}$ le vecteur contenant les 42 valeurs binaires représentant les résultats des tests statistiques pour chaque virage : 1 quand le test conclut que les populations sont issues de groupes différents et 0 quand le test conclut que les populations sont issues d'un même groupe. Soit $\bar{X}_{f_1,\Delta f}$ la moyenne du vecteur $X_{f_1,\Delta f}$. $\bar{X}_{f_1,\Delta f}$ est comprise entre 0 et 1 et reflète la pertinence de la bande fréquentielle [f_1, f_1+Δf] pour la différenciation des deux populations sur l'ensemble des 42 virages.

La meilleure bande de fréquence est définie comme étant celle pour laquelle $\bar{X}_{f_1,\Delta f}$ est la plus proche de 1.

La bande passante maximale des signaux ayant été estimée à 7,5Hz [5, 6], les plages de valeurs testées sont de [0,02Hz-5Hz] pour f_1 et [0,15Hz-2,5Hz] pour Δf.

Les tests statistiques ont été effectués avec un seuil de probabilité de 0,05 et 0,01.

III. RESULTATS

La figure 6 présente les valeurs $\bar{X}_{f_1,\Delta f}$ pour f_1 comprise entre 0,02Hz et 5Hz et Δf comprise entre 0,15Hz et 2,5Hz pour un seuil de probabilité du test de Wilcoxon de 0,05. Les valeurs $\bar{X}_{f_1,\Delta f}$ sont maximales pour f_1 inférieur à 1Hz et quasi invariantes sur l'axe Δf.

Les résultats montrent que l'indicateur fréquentiel est surtout pertinent pour f_1 autour de 0,4Hz et un Δf supérieur à 0,5Hz : dans cette bande, $\bar{X}_{f_1,\Delta f}$ atteint 0,93. Autrement dit, l'indicateur fréquentiel calculé sur cette bande fréquentielle permet de séparer les deux populations dans 93% des virages.

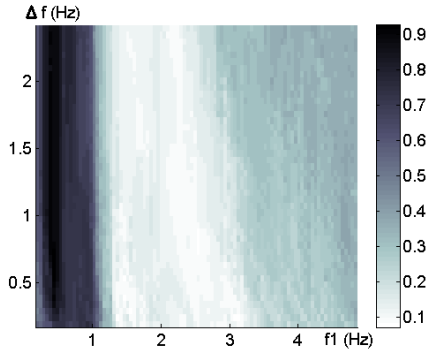


Figure 6 : valeurs en fonction de la bande de fréquence (p=0,05)

La figure 7 présente les valeurs $\bar{X}_{f_1,\Delta f}$ pour une gamme de fréquence plus restreinte, f_1 comprise entre 0,02Hz et 2,5Hz et Δf comprise entre 0,15Hz et 2,5Hz pour un seuil de probabilité du test de Wilcoxon abaissé à 0,01.

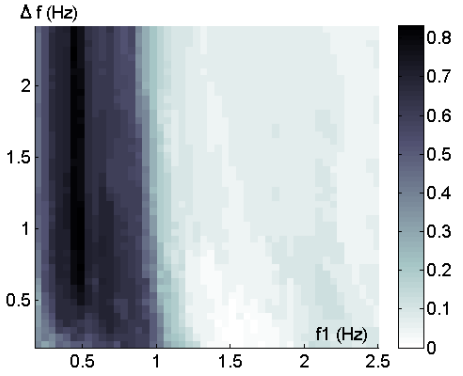


Figure 7 : valeurs en fonction de la bande de fréquence (p=0,01)

Dans cette configuration les résultats montrent qu'un test de Wilcoxon basé sur l'indicateur fréquentiel reste pertinent, particulièrement dans la bande [0,5Hz-1,5Hz]. L'indicateur fréquentiel calculé sur cette bande fréquentielle permet de séparer les deux populations dans 78% des virages. L'indicateur différencie donc les populations dans moins de virages mais avec plus de certitude quant à la probabilité d'erreur du test statistique.

IV. DISCUSSION + CONCLUSION

Les résultats montrent qu'un indicateur calculé à partir du spectre fréquentiel de l'angle volant constitue un critère pertinent pour différencier les conducteurs contrôle (sains) des conducteurs test (âgées et pathologiques) au cours de manœuvres à basses vitesses sur simulateur. Plus précisément, les conducteurs de la population test ont utilisé le volant de façon significativement plus saccadée que les conducteurs de la population contrôle.

Ces résultats confirment ceux obtenus par [2], qui ont été obtenus lors de sessions longues sur simulateur de conduite. Pourtant [2] ne comparait que des classes d'âges alors que les critères sélectionnés dans la présente étude incluent des sujets présentant des pathologies des membres supérieurs dans la population test. Les résultats obtenus valident et étendent l'intérêt d'un indicateur basé sur l'analyse fréquentielle de l'angle du volant pour différencier les conducteurs tests (âgés et pathologiques) des conducteurs contrôles (sains). Cet indicateur pourra être utilisé dans le but de définir des profils fonctionnels des conducteurs.

L'apport de notre méthodologie provient surtout du découpage temporel plus fin : [2] a choisi trois portions de 68 secondes au sein d'une session de conduite de 25 minutes alors que notre découpage en virages élémentaires permet une analyse plus fine, dans la mesure où la durée moyenne d'un virage est de 16 secondes. Le fait d'avoir inclus des lignes droites entre les virages permet de gommer les effets de fenêtrage de la transformée de Fourier et de maintenir la pertinence de l'indicateur fréquentiel. Les répétitions de chacun des 7 virages permettront d'évaluer la répétabilité inter et intra sujet de l'indicateur fréquentiel. Enfin, il est possible de comparer les indicateurs fréquentiels aux caractéristiques de chaque virage, et ainsi définir quels sont les virages qui optimisent l'efficacité de l'indicateur fréquentiel. Cette approche fera l'objet de travaux ultérieurs.

La principale limitation de cette étude est l'utilisation d'une consigne au niveau de l'angle volant, projetée en 2D. L'angle volant étant très similaire entre les sujets, la comparaison devient pertinente, mais il reste à montrer que ces résultats peuvent être transposés dans des conditions de conduite réelles.

L'indicateur fréquentiel étant jugé pertinent, la principale extension de ces travaux consistera à appliquer l'approche fréquentielle pour identifier d'autres catégories de conducteurs.

Une autre extension de nos travaux verra l'application de méthodes temps-fréquence (ondelettes, transformée de Fourier à court terme) pour estimer l'indicateur fréquentiel à tout instant de la conduite.

En conclusion, l'indicateur fréquentiel proposé a permis de différencier les deux populations dans près de 93% des virages qui composaient nos scénarii de conduite. Ce score est suffisamment élevé pour envisager une méthodologie d'identification des sujets, à partir du protocole utilisé dans un premier temps, mais qui pourrait être utilisé sur simulateur ou véhicule réel ultérieurement.

V. REMERCIEMENTS

Cette recherche a été soutenue par le Campus International sur la sécurité et l'intermodalité dans les transports, la région Nord / Pas-de-Calais, la Communauté européenne, la Délégation Régionale à la Recherche et la Technologie, le ministère de l'Enseignement supérieur et de la recherche, l'Agence nationale de recherche français et le Centre National de la Recherche Scientifique. Les auteurs tiennent à souligner l'appui de ces institutions, en plus de tous les partenaires du projet VolHand: le CHU de Lille, la Fondation Hopale, le GIPSA-LAB de l'Université de Grenoble, le

LIVIC, LESCOT et le LEMCO, les laboratoires de l'IFSTTAR, JTEKT Europe et JTEKT Corporation.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] W.-P. Chien, "A study on the control performance of the car steering wheel," *Thèse de doctorat, Université de Tatung, Taiwan.,* 2006.

[2] D. V. McGehee, J. D. Lee, M. Rizzo, J. Dawson, and K. Bateman, "Quantitative analysis of steering adaptation on a high performance fixed-base driving simulator," *Transportation Research Part F-Traffic Psychology and Behaviour,* vol. 7, pp. 181-196, May 2004.

[3] F. Gabrielli, S. Paganelli, J. Schiro, P. Pudlo, M. Djemai, " Driving Simulation Protocol to Determine Steering Strategies," *International Journal of Industrial Ergonomics,* 2011, under review.

[4] J. Schiro, F. Gabrielli, P. Pudlo, M.-A. Dupuy, F. Anceaux, F. Barbier, and M. Djemai, "Validation d'une consigne visuelle 2D pour l'analyse du geste chez le conducteur automobile," *Conférence ASSISTH, Paris, 2011,* 2011.

[5] K. M. Jackson, "FITTING OF MATHEMATICAL FUNCTIONS TO BIOMECHANICAL DATA," *Ieee Transactions on Biomedical Engineering,* vol. 26, pp. 122-124, 1979.

[6] Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* New York Wiley-Interscience, 1990.

Accessibilité à la préhension pour personnes en fauteuil

Alain Pruski, Choubeila Maaoui
Lasc, Université de Lorraine, Metz
{alain.pruski, choubeila.maaoui}@univ-metz.fr

Résumé : Les fauteuils roulants électriques ou manuels permettent à des personnes ayant des déficiences physiques de se déplacer de manière autonome. Cependant, dans certaines situations, il devient un obstacle puisque son placement intervient dans l'action de saisie. Cet article présente une méthodologie permettant d'évaluer la capacité d'une personne en fauteuil à saisir un objet, sans le manipuler, en prenant en compte à la fois l'encombrement du système d'assistance au mouvement et les capacités résiduelles en termes de débattement articulaire. Le système d'assistance est un fauteuil roulant mais les principes qui sont proposés sont applicables à d'autres systèmes d'assistance comme les déambulateurs. Cependant, le fauteuil possède une structure géométrique particulière puisque, contrairement au déambulateur, il peut se garer sous une table par exemple. Dans nos développements, nous prenons en compte la géométrie 3D afin de déterminer le placement du fauteuil et d'évaluer l'accessibilité à la préhension de tout point d'un environnement.

Mots clés : accessibilité – cinématique inverse – Polygones de Configuration généralisés – Handicap moteur

I. INTRODUCTION

Depuis de nombreuses années, le fauteuil roulant, qu'il soit électrique ou manuel, est devenu le moyen le plus intéressant, pour une personne ayant des déficiences physiques, pour pouvoir se déplacer et retrouver une certaine autonomie dans la mobilité. La population mondiale est actuellement dans un contexte de vieillissement attesté par de nombreuses études. Ainsi, en 2050, 30 à 35 % de la population aura 65 ans et plus [1]. L'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) estime que 65 millions de personnes utilisent actuellement des fauteuils pour se déplacer [2] et, majoritairement, ce sont les personnes âgées. L'environnement exploré est principalement le lieu d'habitation dont l'architecture est soit adaptée à l'utilisation du fauteuil soit ne l'est pas. Dans le cas d'une perte de mobilité, après un accident par exemple, ou dans le cas d'un logement non adapté l'utilisation d'un fauteuil peut s'avérer complexe voire impossible. Dans ce cas, il est nécessaire de modifier l'organisation du lieu d'habitation afin de l'adapter aux dimensions du fauteuil utilisé et aux capacités résiduelles de la personne. Dans cet objectif, une évaluation globale du point de vue mobilité et accessibilité à la préhension doit être réalisée. Les résultats décrit dans ce papier permettent de définir l'état d'accessibilité en combinant l'aspect mobilité et préhension. Ils font suite à un travail antérieur en introduisant l'aspect tridimensionnel. Celui-ci permet de créer une carte de l'environnement selon l'accessibilité à la fois en mobilité et en préhension en personnalisant son utilisation en fonction du locataire du lieu d'habitation.

II. ETAT DE L'ART

L'évaluation de l'accessibilité au logement n'est pas réalisée selon une méthodologie bien définie. Dans chaque pays industrialisé, des normes ou des préconisations sont disponibles permettant aux professionnels du bâtiment d'être guidé dans la conception de constructions neuves. En France, une loi [3] régit des règles pour les constructions neuves que ce soit des logements collectifs ou individuels. Ces dispositions sont générales permettant un accès global essentiellement dans le cadre de la mobilité. Au Royaume-Uni [4] et en Hollande, les lois et réglementations [5] obligent les responsables de projet à réaliser des bâtiments et habitations accessibles ou facilement adaptables aux besoins des utilisateurs. En Belgique [6] seuls les bâtiments ouverts au public sont soumis à quelques critères (largeur de portes intérieures, etc.). Au niveau européen [7], le Conseil de l'Europe propose une réflexion sur l'évolution dans la manière de penser les constructions. Aux

États-Unis [8], 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 [9], 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 [10] et en Australie [11]. Ces ensembles de règles et lois sont focalisés sur l'accessibilité à la mobilité. Des normes dimensionnelles, permettant notamment de circuler et de manœuvrer en fauteuil sont imposées. Rien n'est prévu pour l'accessibilité à la préhension. Les travaux de recherches dans le domaine sont également ciblés vers l'accessibilité à la mobilité mais selon diverses approches.

La réalité virtuelle est une technologie permettant de vérifier la conformité de l'aménagement avec les désirs de son futur occupant [12]. Elle permet, par un déplacement virtuel de tester certaines situations. Dans [13], les auteurs vont plus loin en proposant une méthode de conception d'un appartement permettant d'organiser automatiquement les différentes pièces d'un futur logement en tenant compte des contraintes d'accessibilité et des règles de construction.

Les méthodologies développées dans le cadre de la planification de trajectoires pour robot mobile sont fréquemment appliquées au problème de test de déplacement d'une personne en fauteuil. La méthode consiste à reformuler le problème en une planification de trajectoire couvrant l'espace global. La plupart de ces méthodes reposent sur une de ces trois approches : la « probabilistic road map » [14], la décomposition en cellules [15-16] et les champs de potentiels artificiels [17]. Dans [18], les auteurs se focalisent sur les aspects liés aux mouvements et rotations possibles d'un fauteuil. Dans [19] les auteurs proposent une métrique permettant de quantifier l'accessibilité des différents passages.

La contribution de notre travail à ce domaine est focalisée sur une approche méthodologique de vérification de l'accessibilité à la préhension en considérant que la personne est sur un fauteuil. Nous prenons en compte l'espace de mobilité, la dimension du fauteuil et les limites articulaires de la personne. Le présent article se focalise sur l'aspect tri dimensionnel du couple utilisateur-fauteuil dont la forme permet le passage sous certaines structures comme une table. La prise en compte de cet aspect modifie considérablement l'accessibilité puisque souvent le fauteuil constitue un obstacle à la préhension. Cet aspect n'est pris en compte que très rarement et jamais dans le cas de l'évaluation l'accessibilité d'une personne en fauteuil. L'ensemble des réflexions ainsi que l'approche préconisée est le résultat de discussion avec des personnes, notamment ergothérapeute, ayant l'habitude de réaliser des adaptations d'appartement pour personnes en fauteuil.

III. PRINCIPES DE BASE

La méthodologie qui est présentée dans ce papier est la suite d'un travail antérieur qui a permis de définir les bases sur lesquelles nous nous sommes appuyés et dont le lecteur trouvera des détails dans [27-29]. Les développements réalisés permettent de tester la possibilité, pour une personne en fauteuil, d'atteindre une position de l'espace déterminée par un point ou un vecteur orienté. Sans entrer dans les détails, nous allons donner quelques informations afin que le lecteur puisse aborder l'aspect de prise en compte tridimensionnel du fauteuil.

Le système global est composé de la personne et de son système de mobilité c'est-à-dire le fauteuil. Le modèle mathématique global est composé d'une chaîne articulée composé de 22 degrés de liberté en rotation pour la personne et de deux degrés de liberté en translation pour la base mobile. Plusieurs modèles de structures articulés humaines sont proposés dans la littérature. Nous avons opté pour celui-ci qui parait être le plus complet mais tout autre structure plus précise ou plus grossière peuvent être utilisées sans enlever de la généricité de la méthode. Le principe général consiste à vérifier l'existence d'une inverse cinématique globale dans un environnement considéré et en tenant compte des limites articulaires de la personne pour laquelle l'évaluation est effectuée.

Le principe consiste à résoudre le système suivant :

$$f([\Theta])=[X] - [\phi(x, y, z, \Theta_0)] \quad (1)$$

- $f(\Theta)$ est le modèle direct de la chaîne articulée de 22 dof avec Θ les diverses rotations articulaires.
- [X] est le vecteur position à atteindre qui est soit un point soit un vecteur orienté
- ϕ est une fonction représentant un polygone dans l'espace correspondant au polygone de configuration utilisé en robotique mobile. Cette

fonction est très importante dans notre approche et fera l'objet des développements par la suite.
Le problème est complexe par le fait que les équations sont fortement non linéaires et hyper redondantes. Les techniques utilisées pour résoudre ce genre de systèmes sont :
- les méthodes analytiques qui sont très rapides mais limitées à la structure articulaire humaine [20-21] au niveau de l'épaule ;
- les méthodes basées sur la linéarisation utilisant notamment la pseudo inverse demande un temps de traitement [22] conséquent ;
- les méthodes basées sur l'optimisation qui sont lentes pour certaines mais efficaces et rapides pour d'autres [23-25].
C'est cette dernière catégorie que nous avons utilisée. Notre méthode de résolution du système est voisine de la méthode du CCD (Cyclic Coordinate Descent) [26]. Elle consiste à déterminer par approximation successive chaque variable articulaire indépendamment les unes des autres. Notre approche est très similaire. La différence réside dans la définition de la valeur des variations attribuées aux variables qui sont prédéfinies et non calculées à chaque étape. Dans [28] le lecteur pourra trouver les détails de fonctionnement de l'algorithme IAA (Incremental Approximation Algorithm) que nous avons développé. Dans le principe global ces deux algorithmes minimisent la distance entre l'extrémité de la structure articulée et le point (ou vecteur orienté) à atteindre. Nous avons modifié notre algorithme afin de prendre en compte le polygone de configuration dans lequel évolue le mobile. Cette modification permet d'unifier l'approche d'accessibilité à la préhension et à la mobilité en une seule équation. Le polygone de configuration correspond à la fonction ϕ de l'équation (1). Dans [27] le lecteur pourra trouver la méthode de calcul de cette fonction. Elle dépend de quatre paramètres :
- Θ_0 correspond à l'orientation de la base mobile dans le référentiel du monde ;
- z est une constante qui correspond au niveau du plan dans lequel est déterminé le polygone de configuration. Dans les travaux antérieurs le polygone de configuration était calculé en considérant que la géométrie du fauteuil correspondait à sa projection sur le niveau z=0.
- x et y correspondent aux valeurs déterminant l'existence du polygone dans le plan z=0.
Si nous considérons que Θ prend un ensemble de valeurs discrètes alors l'ensemble des polygones ϕ correspondant peut être calculé hors ligne ce qui permet d'accélérer les calculs.

IV. NOTRE APPROCHE

A. *Introduction*

Dans l'approche définie dans le paragraphe précédent, la projection du fauteuil sur z=0 correspond à ne pas considérer la troisième dimension. Celle-ci est, cependant, très importante dans le cas d'un fauteuil circulant dans un lieu de vie. La saisie d'un objet sur une table, par exemple, nécessite parfois de placer le fauteuil sous celle-ci afin de simplifier l'accès. Dans ce cas, deux parties sont à considérer : celle qui pénètre sous la table et celle qui reste en dehors ou qui agit au-dessus. Nous proposons de recalculer la fonction ϕ afin de prendre en compte l'aspect tridimensionnel selon deux niveaux. Cette approche peut être étendue à un nombre de niveaux supérieurs mais dans le cas d'un fauteuil deux niveaux suffisent.

B. *Détermination du polygone ϕ*

B.1. Introduction

La détermination du polygone ϕ [27] est réalisée en considérant l'environnement selon un plan avec une valeur de z données. De même, la géométrie du fauteuil est également définie selon un plan pour la même valeur de z. ϕ correspond au polygone de configuration pour une orientation donnée du fauteuil Θ_0. La figure 1 montre un exemple de calcul du polygone de configuration pour plusieurs valeurs de Θ_0.

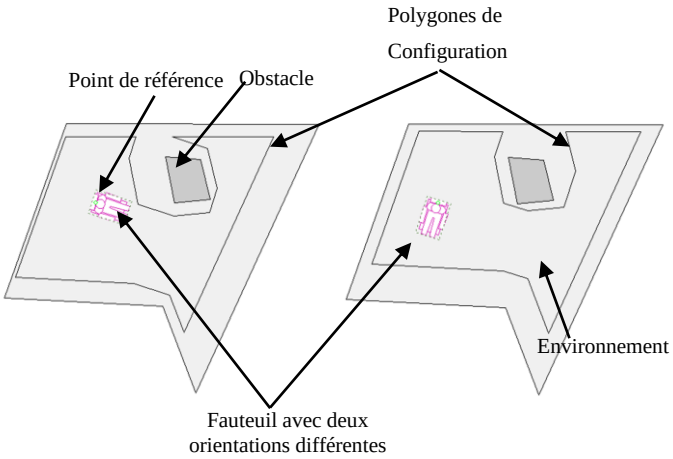


Figure 1 : Deux exemples de polygones de configurations selon trois orientations différentes du fauteuil

Dans ces exemples, l'environnement, les obstacles ainsi que le fauteuil sont considérés de manière équivalente selon la même valeur z. Dans sa définition, pour une orientation donnée (Θ_0), le polygone de configuration correspond à

l'ensemble des positions (x, y) d'un point de référence pris sur le fauteuil qui ne donne lieu à aucune collision ni avec l'environnement ni avec les obstacles.
Etant donné les formes différentes selon z, il faut prendre en considération d'autres plans.

B.2. Modélisation du fauteuil

La forme tridimensionnelle du fauteuil avec son utilisateur est complexe, par contre nous pouvons définir deux zones selon la fonctionnalité (passage sous une table par exemple). La première correspondant à l'assise ainsi qu'à la base mobile (Niveau 0) et la seconde au dossier et au tronc de la personne (Niveau 1). Une décomposition plus fine peut toujours être réalisée sans enlever la généricité de notre approche. La figure 2 montre les deux parties du fauteuil.

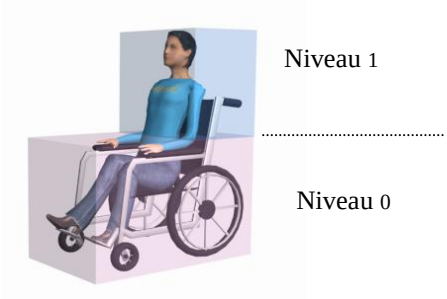


Figure 2 : Les deux parties du fauteuil

B.3. Modélisation de l'environnement

L'environnement avec ses obstacles est en général complexe. Nous définissons autant de projections sur des plans que de niveaux que nous désirons modéliser. Dans notre cas nous utilisons deux niveaux qui sont suffisants pour placer un fauteuil. La figure 3 montre une partition en deux niveaux correspondant à ceux du fauteuil de la figure 2.

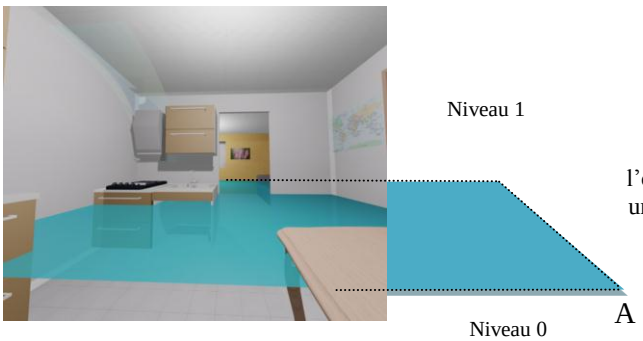


Figure 3 : Les deux niveaux de l'environnement.

B.4. Détermination des polygones de configuration

Les différentes partitions nous permettent de créer des plans de projection de l'environnement. La figure 4 décrit les différents plans obtenus après partition d'un plan d'appartement avec quelques obstacles dont la hauteur les place au niveau 0 ou 1.
Le découpage selon deux plans est réalisé en fonction des deux niveaux d'obstacles du fauteuil. Le niveau 0 (figure 2) entre en collision avec les pieds de table par exemple par contre aucune collision ne sera générée avec le dessus de la table. D'autre part le niveau 1 ne sera en collision qu'avec le dessus de table et non avec les pieds. Cette séparation en niveaux de collision permet d'accroître le mouvement du fauteuil en lui permettant d'aller sous la table. La saisie d'objet posé sur la table devient alors possible. La même réflexion peut être menée avec le dessous d'évier qui est en général fermé. Une modification de l'environnement en libérant certaine zones permet un meilleur accès du fauteuil et l'accessibilité globale en est améliorée. Les figures 4 b) et c) correspondent aux projections des objets de l'environnement au niveau 0 et 1. Cet aspect est clairement illustré par la table (en haut à droite) dont les pieds correspondent à des obstacles pour la partie basse du fauteuil par contre le dessus de table correspond uniquement à un obstacle pour le niveau 1.

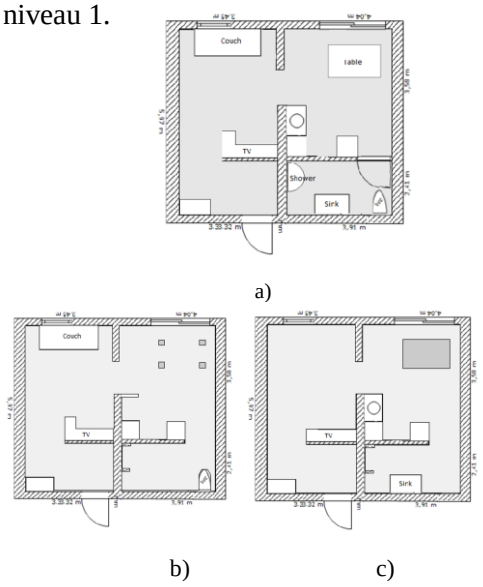


Figure 4 : a) correspond à la projection de l'ensemble des obstacles et de l'environnement sur un seul niveau, b) correspond à la projection sur le niveau 0 et c) sur le niveau 1.

A partir des plans b) et c) de la figure 4 nous pouvons calculer les polygones de configuration comme il est proposé dans [27] en considérant les deux projections associées au fauteuil pour chacun des niveaux. Ainsi nous obtenons deux polygones de configuration. L'équation (1) qui permet de trouver les valeurs des variables

articulaires et l'orientation du fauteuil, correspondant à Θ_0, n'utilise qu'un seul polygone. Nous allons ainsi combiner les deux polygones tels que le placement du fauteuil soit possible dans les deux niveaux.

Nous définissons un Polygone de Configuration Complexe (CCP) comme étant l'intersection de chaque polygone de configuration (CP) suivant le niveau i. Ainsi

$$CCP = \bigcap_i CP_i \quad (2)$$

D'un point de vue pratique la détermination du CCP s'effectue en calculant l'ensemble des intersections entre les polygones puis en éliminant les sommets qui ne se trouvent pas dans tous les autres polygones.

Chaque CCP est calculé en fonction d'une orientation donnée du fauteuil. Ainsi dans un objectif de rapidité de traitement de l'équation (1) il est possible de calculer hors ligne l'ensemble des CCP.

V. QUELQUES RESULTATS

A. Introduction

Afin de visualiser les résultats obtenus nous avons modélisé un appartement de trois pièces dont certains obstacles peuvent être accessibles sur deux niveaux (table, évier) et d'autres sur un seul niveau (armoire, étagères…) (figure 5).

Figure 5 : Appartement de trois pièces ayant servi aux tests

La figure 6 montre les plans en 2D avec en 6.a et 6.b les projections des deux niveaux utilisés. Le fauteuil étant celui de la figure 2 possède une orientation définie par le schéma à droite de chaque plan. Chaque polygone de configuration est calculé avec le plan de coupe au niveau 0 et 1.

Le polygone correspondant au fauteuil est également différent selon le plan de coupe. Il est en gras à droite des différents plans. Le résultat final en 6.c correspond à l'application de l'équation (2) correspondant à l'intersection de 6.a et 6.b. Nous constatons que deux polygones CCP apparaissent.

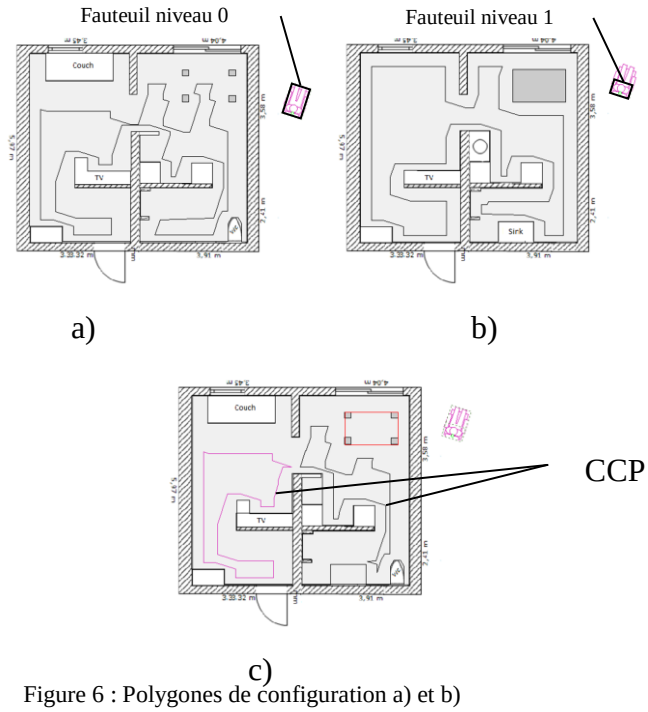


Figure 6 : Polygones de configuration a) et b) obtenu pour une orientation donnée du fauteuil. En c) nous avons les CCP obtenu en réalisant l'intersection des polygones a) et b)

Nous avons implanté l'algorithme dans le logiciel d'animation de scènes Virtools et les environnements ont été modélisés avec 3DStudio Max. La figure 7 montre deux exemples de placement du fauteuil. La définition du point à atteindre est réalisée à l'aide de la souris dans l'environnement en 3D en considérant l'intersection entre le pointeur et un obstacle de l'environnement. Dans l'exemple de la figure 7, aucune orientation n'est privilégié mais on pourrait le faire en imposant que la main soit à l'horizontal par exemple. Les limites articulaires sont définies dans un tableau et correspondent, ici, aux débattements normaux pour les membres supérieurs.

VI. CONCLUSION

Ce papier décrit une méthodologie permettant de caractériser l'accessibilité à la préhension d'un point d'un espace. Ces travaux constituent une extension de ceux développés antérieurement en y ajoutant l'aspect tridimensionnel permettant de calculer l'accessibilité avec la possibilité de placer un fauteuil sous un meuble (table, évier par exemple). Nos descriptions se sont réduites à ne considérer que deux niveaux dans la troisième dimension. Une augmentation du nombre de

niveaux est possible en gardant la même méthodologie. Dans ces travaux nous ne considérons pas l'aspect planification de trajectoire qui met en jeu les collisions entre le bras et l'environnement. Cet aspect correspond à nos travaux futurs.

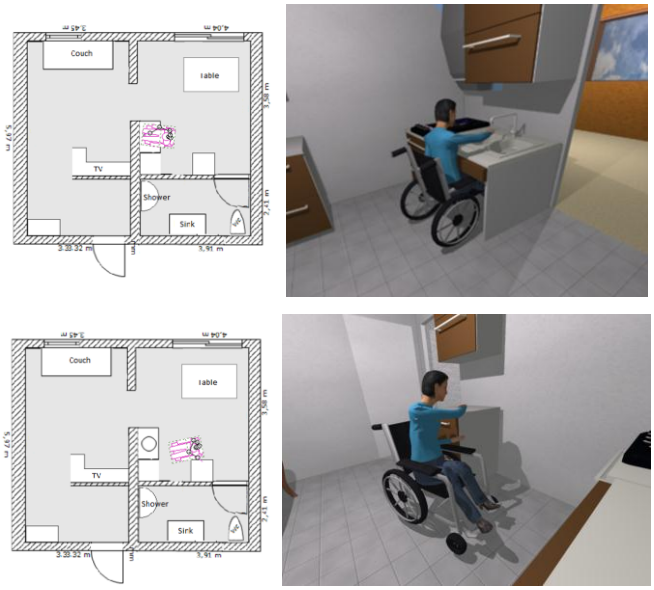


Figure 7 : Visualisation du placement de fauteuil.

VII. REFERENCES

[1] K. Kinsella and D. R. Phillips, "Global Aging: The Challenge of Success", Population Bulletin, Vol 60, n° 1, 2005

[2] W. Armstrong, J. Borg, M. Krizack, A. Lindsley, K.Mines, J. Pearlman, K.Reisinger, S. Sheldon, "Guide pour les services de fauteuils roulants manuels dans les régions à faibles revenus », in french,, World Health Organisation Publications, ISBN 978 92 4 254748 1, 2008

[3] Loi 2005, « La loi n°2005-102 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées ». available on http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000809647&dateTexte=
232, 2003

[4] UK 1995, The Parliament of U.K. « Disability Discrimination Act. 1995 », available on http://www.opsi.gov.uk/acts/acts1995/

[5] Bowbeshuit 2003, « The Netherlands standard of accessibility Building Regulation Act (Bouwbesluit) », Amsterdam, the Netherlands (2003), available on www.wetten.nl

[6] 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).

[7] Europe 2004, « Accessibility: principles and guidelines. Adaptation of buildings in a built environment accessible », Council of Europe Publishing, ISBN 92-871-2259-8, 1993, march 2004

[8] Housing 1988, « Fair Housing Act A federal law »., 1968 and amended in 1988

http://apartments.about.com/od/glossar1/g/fairhousingact.htm

[9] ADA 2002 "American with Disabilities Act (ADA), Accessibility Guidelines for Buildings and Facilities (ADAAG)", as amended through, September 2002

[10] Discrimination Act, The Parliament of the Republic of South Africa, « The Promotion of Equality and the Prevention of Unfair Discrimination Act. 2000 ». Available on www.iwraw-ap.org/resources/pdf/South 20Africa_GE1.pdf.

[11] Discrimination Act, « The Parliament of Australia. Disability Discrimination Act ». 1992. Available on http://www.austlii.edu.au.

[12] J. Kim. Development and Effectiveness of a Virtualized Reality Telerehabilitation System for Accessibility Analysis of Built Environment. PhD thesis, University of Pittsburgh, 2005

[13] A. Puret, P. Gaucher, N. Monmarché and M.Slimane Toward a virual environment for the design, validation and exploitation of an adapted living area. Int. conf AAATE2007, San Sebastian, Spain

[14] J.Yang, "Accessibility Assessment Via Workspace Estimation", Technical Report CSE-2008-01, 2008

[15] Jozef Voros, "Low-cost implementation of distance maps for path planning using matrix quadtrees and octrees", Robotics and Computer Integrated Manufacturing 17 (2001) 447–459

[16] I. Rodriguez, M. Peinado, R. Boulic, D. Meziat, "Bringing the human arm reachable space to a virtual environment for its analysis", Proc. Of the Int. Conf.on Multimedia and Expo, pp 229-

[17] F. Taychouri, E. Monacelli, Y. Hamam., "Analyse d'accessibilité avec prise en compte de la qualité de conduite d'un fauteuil », Sciences et Technologies pour le handicap, in french, Ed. Hermès 2008.

[18] C.S. Han, K.H. Law, J.C. Latombe, .C.Kunz, « A performance-based approach to wheelchair accessible route analysis", Advanced engineering informatics, 16, pp 53-71 (2002)

[19] N. Sakkas, J. Pérez, "Elaborating metrics for the accessibility of buildings", Computers, Environment and Urban Systems, 30 (2006) 661–685

[20] Tolani D., Goswami A., Badler "N. Real-Time Inverse Kinematics Techniques for Anthropomorphic Limbs". Graphical Models, vol. 62, pp. 353-388, 2000.

[21] Kallmann M., "Analytical inverse kinematics with body posture control", Computer animation and virtual worlds, N° 19, 2008, p. 79–91

[22] Paolo Baerlocher P, "Inverse kinematics techniques for the interactive posture control of articulated figures". Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, PhD Thesis, 2001.

[23] 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

[24] R. Muller-Cajar and R. Mukundan. "Triangulation: A new algorithm for Inverse Kinematics",Proc. Image and Vision Computing, New Zealand, pp 181-186, 2007

[25] 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

[26] 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.

[27] A. Pruski, "A unified approach to accessibility for a person in a Wheelchair", Journal of Robotics and Automous Systems, Volume 58, Issue 11, pp 1177-1184, 2010

[28] A. Moussaoui, R. Otmani, A. Pruski, "A comparative study of incremental algorithms for computing the inverse kinematics of redundant articulated systems ", Journal of Automation, Mobile Robotics and Intelligent Systems, vol. 4, no. 3, pp 3-9, 2010

[29] R. Otmani, A. Moussaoui, A. Pruski, "A new approach to indoor accessibility", International Journal of Smart Home, Vol.3, No.4, October, 2009

La conduite automobile à l'aide d'un joystick, évaluation et comparaison à la conduite classique

Francis Dupin
IFSTTAR
Laboratoire sur les intéractions
véhicule - infrastructure - conducteur
14, route de la minière
78000 Versailles-Satory, France
Email : francis.dupin@ifsttar.fr

Eric Monacelli
Laboratoire LISV
10-12 Avenue de l'Europe
78140 Vélizy, Paris, France
Email : eric.monacelli@uvsq.fr

Antoine Vernier
CEN CEREMH
10-12 Avenue de l'Europe
78140 Vélizy, Paris, France

***Résumé*—Plusieurs équipementiers proposent des adaptations du poste de conduite pour permettre à des personnes fortement handicapées (par exemple atteintes de myopathie) de conduire en fauteuil. Il apparaît aussi aujourd'hui des nouvelles solutions basées sur des joysticks pour faciliter la conduite d'une automobile. Si l'offre se diversifie, l'évaluation de la conduite, et donc de l'adéquation de l'équipement au handicap, se révèle difficile. Face à ces innovations il convient d'étudier l'apport.**

Cette étude décrit une évaluation quantitative de la conduite avec un joystick 2 axes qui a été menée sur piste d'essais. Elle décrit l'équipement du véhicule pour la mesure des paramètres de la conduite, les scénarios qui ont été développés pour tester des situations classiques de conduite, puis l'expérimentation menée sur deux populations : personnes handicapées et valides.

I. Introduction

Aujourd'hui face à la demande croissante d'accès à la conduite automobile de nouvelles innovations sont disponibles [1]. Ces innovations concernent les organes de conduite ou des assistances à la mobilité. Elles vont pouvoir favoriser l'accès à la conduite pour de nouveaux conducteurs en situation de handicap. Ces innovations nécessitent cependant une phase d'évaluation afin d'en définir l'apport et l'adéquation avec les besoins. L'évaluation des capacités de conduite de la personne handicapée moteur en conditions réelles est une étape centrale des protocoles mis en place par les centres d'adaptations, pour accompagner l'apprentissage ou le réapprentissage de la conduite [2]. Le protocole commence par une visite médicale au cours de laquelle la personne passe des tests sensori-moteurs. On mesure l'amplitude de ses mouvements, son équilibre, les efforts mobilisables, etc. Ces tests vont permettre de sélectionner les adaptations adéquates. En cas de troubles cognitifs (profil cérébro-lésé), la personne passe un bilan neuro-psychologique. Dans les deux cas elle est ensuite évaluée sur un véhicule adapté. C'est pour cette phase que l'évaluation diffère le plus entre les organismes En effet, elle est dépendante des équipements disponibles, des moyens pour réaliser des adaptations mécaniques et le parcours routier est dépendant du tissu routier avoisinant. Cette phase est considérée comme incontournable. D'une part, les tests isométriques, musculaires et cognitifs sont insuffisants pour prédire le comportement au volant, d'autre part la mise en situation est parfois nécessaire pour que la personne prenne conscience de ses limites. L'évaluation de la conduite dure une heure pour les cas les plus simples, jusqu'à une dizaine d'heures en autant de séances lorsque des troubles cognitifs s'ajoutent aux déficiences motrices.

Plusieurs études ont eu pour objet la prédictibilité des tests, pour limiter le recours aux évaluations sur route. Ainsi [3] a étudié la pertinence de tests visuels pour évaluer les capacités de conduite de personnes ayant subit un accident vasculaire cérébral. Des tests cognitifs peuvent-être mis en œuvre pour réaliser une première identification des personnes qui pourront peut-être conduire [4]. Le simulateur de conduite est un autre moyen pour procéder à une mise en situation, plus simplement que sur un véhicule, en moins de temps et en toute sécurité. Cependant les simulateurs réalistes sont coûteux et les relations avec la conduite réelles sont mal établies. Par exemple le logiciel d'évaluation sur simulateur P-Drive (Performance Analysis of Driving Ability) se révèle limité pour prévoir les capacités de conduite de personnes ayant subi un AVC [5]. De ce fait, ils sont plus destinés à l'apprentissage et à l'entraînement.

Ces évaluations sont celles des personnes plus que des systèmes. Elles ne participent que marginalement à l'amélioration de ceux-ci. Rendre la conduite plus accessible nécessite de mieux comprendre comment on conduit avec une interface de commande adaptée pour en évaluer les limites et envisager des voies d'amélioration. Des méthodes d'évaluation des systèmes d'aides à la conduite avancés (ADAS) sont proposées dans le projet AIDE [6]. Certaines sont suffisamment générales pour être transposées au domaine du handicap. Lors d'une autre étude, la conduite de cinq conducteurs handicapés conduisant leur propre véhicule équipé d'un joystick 2 axes a été comparée à un groupe de contrôle composé de cinq conducteurs valides pour trois scénarios de conduite : freinage

appuyé en ligne droite, freinage en courbe, manœuvre du double changement de voie [7]. A partir de cette étude, des recommandations ont été proposées pour concevoir des systèmes joystick [8]. Cette évaluation de la conduite est l'étude la plus proche de celle que l'on présente ici, avec des différences en ce qui concerne la technologie de joystick, et les scénarios, mais les objectifs se rejoignent : mieux comprendre comment on conduit en fauteuil avec une interface *joystick* 2 axes, en vue d'améliorer les systèmes pour une plus grande accessibilité.

II. Description de l'étude

L'évaluation quantitative de la conduite est réalisée en faisant conduire la personne suivant des scénarios très précis et reproductibles. Les tests sont menés avec les deux interfaces *volant-pédales* et *joystick*. L'analyse de la conduite se fait par comparaison des paramètres de la conduite suivant les groupes de conducteurs et suivant les interfaces.

Cette étude est composée de deux expérimentations, l'une sur une population valide, l'autre sur une population souffrant d'un handicap physique qui justifie la conduite en fauteuil et l'utilisation de commandes déportées (joystick). La difficulté principale de l'étude résulte dans la faiblesse de l'échantillon (quelques conducteurs seulement).

Des scénarios de conduite ont été écrits spécialement pour être déroulés sur piste d'essais. Ils sont destinés à tester des situations classiques de conduite. Les scénarios portent sur les capacités et possibilités motrices. Aucun ne cherche à évaluer les capacités cognitives de la personne.

A. Le véhicule

1) L'équipement pour le handicap: Le véhicule est un monospace Kia modèle Carnival, modifié et équipé par la société Paravan [9]. Elle a procédé à des modifications de structure pour une conduite en fauteuil et elle a isntallé son système de conduite "Spacedrive" qui permet plusieurs configurations (joystick, tirer-pousser, mini-volant).

Cette étude vise à évaluer le joystick 2 axes, un axe pour la commande du volant, l'autre commun à l'accélération et au freinage.

Ces interfaces sont reliées électriquement aux actionneurs qui sont : un moteur ajouté à la colonne de direction pour tourner le volant, des micro-moteurs adapté au pédalier pour pousser les pédales.

FIGURE 1. Le véhicule adapté au handicap, le joystick et les pupitres pour les commandes secondaires

2) L'instrumentation pour les tests: Le véhicule reçoit un équipement conçu par les laboratoires LIVIC et LEMCO (IFSTTAR) pour mesurer les paramètres de la conduite : GPS, position centimétrique par rapport au centre de la voie, accélérations par une centrale inertielle, données issues du bus CAN (angle au volant, actions sur les pédales), caméras (l'une regarde la route, l'autre enregistre la position du conducteur).

Le logiciel *DircoGraph* [10], conçu par le LIVIC sous licence GPL, a été intensivement utilisé pour analyser les courbes et les trajectoires à partir des données brutes (*Fig. 2*).

FIGURE 2. Dircograph : logiciel pour l'analyse des données brutes

B. Les conducteurs

Quatre conducteurs atteints de myopathie ont conduit uniquement avec l'interface *joystick*. Ils constituent la *population handicapée joystick*.

Ils sont recrutés par le CEREMH parmi les personnes auxquelles il dispense des cours d'apprentissage à la conduite avec *joystick*. Les expérimentations ont lieu à la fin de la période d'apprentissage.

Ces conducteurs sont sélectionnés en conformité avec la loi sur la recherche biomédicale (articles L. 11215 à L. 11219 du code de la santé publique). Ils répondent aussi aux critères suivants : personnes atteintes de myopathie sans complication en cours, personnes tétraplégiques de niveau C5C6 d'origine traumatique dont l'état est stabilisé et ne présentant pas de trouble cognitif ni sensoriel.

Une seconde population de conducteurs valides participe à l'expérimentation : une fois en conduisant avec le *joystick* et une seconde fois en conduisant avec interface de commande usuelle (*volant-pédales*). Ils sont recrutés parmi les collaborateurs du projet CARVAL. Ils ont donc une connaissance du projet et pour certains des scénarios. ils ont tous suivi une formation préalable à la conduite avec un *joystick*, sur ce véhicule, validé par un enseignant à la conduite.

Les différentes populations de conducteurs sont résumées dans la *Table I.*

C. Les scénarios de test

Les tests se déroulent sur les pistes d'essais de Satory (Versailles) et nécessitent quatre tours durant lesquels sont déroulés des scénarios de conduite (*Table II*).

Scénario	Tour	Description
Sc.A : Maîtrise de la vitesse	1	Des panneaux en bord de voie indiquent les vitesses maximum. Le conducteur doit s'y conformer.
Sc.I : Obstacle dans la voie	1,2,3,4	Le conducteur doit contourner une voiture arrêtée en pleine voie
Sc.C : Freinage sur feu tricolore	1	Le conducteur doit freiner lorsque le feu passe à l'orange
Sc.L : Rond-Point	1,2,3,4	Le conducteur fait un tour de rond-point
sc.D : Double changement de voie	1,2,3,4	Le conducteur doit changer de voie puis se rabattre
Sc.E1 : Marche arrière dans la voie	1	Le conducteur fait une marche arrière sur une cinquantaine de mètres
Sc.F : Freinage sur stimulus auditif	2	Sur signal sonore, le conducteur doit faire un freinage appuyé
Sc.K : Attention partagée	2	Le conducteur doit décrire des affiches disposées en bord de voie, et qui l'obligent à tourner la tête
Sc.E2 : Marche arrière et changement de voie	2	Le conducteur doit changer de voie au cours de la marche arrière
Sc.T : Tours libres	3,4	Le conducteur fait 2 tours sans contrainte

TABLE II
LES SCÉNARIOS

Indicateur	Description	Variation par rapport à la conduite *volant-pédales* (%)	
		Comparaison 1	Comparaison 3
Scénario A			
ecart-centre	*moyenne de l'écart au centre de la voie* (m)	40*	15
v-moy	*vitesse moyenne* (km/h)	-5*	-20***
v-ang-volant	*moyenne de la vitesse angulaire du volant* $(^\circ/s)$	40***	34
Scénario T			
v-moy	*vitesse moyenne* (km/h)	-11***	-28***
jerk-long	*Nombre de mesures avec un jerk longitudinal* $> 1m/s^3$ *par mètre*	13***	27*
jerk-lat	*Nombre de mesures avec un jerk latéral* $> 1m/s^3$ *par mètre*	11***	37*

$^*: p < 0.05$ $^{**}: p < 0.01$ $^{***}: p < 0.001$

TABLE III
LES INDICATEURS

Groupe de conducteurs	Conduite normale (volant, pédales)	Conduite joystick
valides conduite mixte (7 pers)	x	x
handicapés joystick (4 pers)		x

Comparaison 1 Comparaison 2 Comparaison 3

TABLE I
DÉFINITION DES GROUPES DE CONDUCTEURS ET COMPARAISONS RÉALISÉES

III. PROTOCOLE ET MÉTHODOLOGIE D'ANALYSE

A. Protocole

Le protocole de test est basé sur 3 comparaisons suivantes (*Table I*) :

Comparaison 1: Pour le groupe ***valides conduite mixte***, on compare la conduite *joystick* à la conduite *volant-pédales*.

Comparaison 2: Comparaison des conduites *joystick* entre les groupes ***valides conduite mixte*** et ***handicapés joystick***. Celle-ci n'est pas détaillée dans cette étude, car peu de différences sont significatives.

Comparaison 3: Comparaison de la conduite *volant-pédales* du groupe ***valides conduite mixte*** avec la conduite *joystick* du groupe ***handicapés joystick***.

Pour chaque scénario, nous avons calculé des indicateurs de la conduite qui sont décrits dans la *Table III*.

B. Les tests statistiques

Pour la COMPARAISON 1, on cherche à tester l'égalité des moyennes entre les conducteurs valides conduisant *avec volant-pédales* et les même conducteurs conduisant *avec joystick*. Cependant on ne peut pas utiliser l'ANOVA classique qu'on remplace par une ANOVA pour échantillons appariés car l'hypothèse d'indépendance entre les groupes n'est plus vérifiée.

Pour les comparaisons 2 et 3, - test de l'égalité des moyennes des indicateurs pour les deux groupes indépendants valides versus handicapés - une ANOVA classique convient.

IV. RÉSULTATS ET DISCUSSION

A. Le positionnement dans la voie

L'étude porte sur le positionnement dans la voie au cours du scénario A de maîtrise de la vitesse dans une portion en courbe. Aussi bien pour les conducteurs valides que pour les conducteurs handicapés, l'écart au centre de la voie est plus important en conduite avec *joystick* (*Table III*, indicateur ecart-centre). (On a mesuré pour les conducteurs valides 0,28 m

en moyenne avec *joystick* et 0,20 m avec *volant-pédales*. L'écart-type de l'écart au centre de la voie est en moyenne plus important de 27%, ce qui signifie que la trajectoire est plus fluctuante. Cette variation de l'écart de positionnement ne peut pas s'expliquer par une vitesse plus importante, car au contraire, la conduite au *joystick* est réalisée avec une vitesse plus faible (*Table III*, indicateur v-moy).

B. La vitesse longitudinale

La vitesse longitudinale moyenne s'est avérée plus faible en conduite *joystick*. Ainsi pour le scénario T (tours libres), les conducteurs ont conduit avec *volant-pédales* en moyenne à 58 km/h, et avec *joystick* à 41 km/h pour les conducteurs handicapés et 51 km/h pour les conducteurs valides, soit des variations respectives de -28% et -11% (*Table III* indicateur v-moy)

C. Stabilité de la conduite

Lorsqu'on prend place dans un véhicule conduit avec *joystick*, on ressent les effets d'une conduite moins fluide. Cette impression se retrouve dans les mesures d'accélérations et d'angle au volant.

La vitesse angulaire moyenne du volant semble être un bon indicateur de la stabilité de la conduite. On observe en effet que celle-ci est sensiblement plus importante en conduite avec *joystick*, ainsi que son écart-type. Par exemple pour le scénario A, la vitesse angulaire moyenne du volant est significativement plus élevée de 40% pour les conducteurs valides ayant conduits au *joystick*, plus élevée de 34 % mais cependant non significatif à 5% pour les conducteurs handicapés à cause d'une variabilité élevée de leur conduite (*Table III* indicateur v-ang-volant). L'accélération latérale n'est pas significativement plus importante, ce qui s'explique par la vitesse longitudinale qui est plus faible en conduite avec *joystick*. On remarque cependant une accélération longitudinale moyenne plus élevée de 20% ($p < 0.001$) lorsque les conducteurs valides conduisent au *joystick*.

Le jerk - dérivée de l'accélération - est un indicateur de confort. On le compare à un seuil, en général $1m/s^3$. Lors des derniers tours libres, lors des conduites avec *joystick* par les deux populations valides et handicapées, le temps passé avec un seuil supérieur à cette limite est plus important (*Table III* indicateurs jerk-lat et jerk-long pour le scénario T).

Pour conclure sur la stabilité de la conduite, les mesures montrent qu'en conduite avec *joystick*, le volant subit plus de petites variations très rapides qu'en conduite avec *volant-pédales*. Cela se ressent au niveau du calcul du jerk.

Si le volant est plus sollicité, cela reste sans effet notable sur la trajectoire. La trajectoire est ainsi maîtrisée.

D. Intéractions latéral/longitudinal

Le joystick deux axes permet-il une bonne dissociation des commandes latérales et longitudinales ? Les deux sont en général simultanément sollicitées. Aussi s'intéresser à leur dissociation dans un cas général est difficile. Nous avons souhaité vérifier qu'un freinage fort n'entraîne pas une déviation de la trajectoire, ceci à l'occasion du scénario F de freinage sur stimulus auditif.

On n'observe pas d'écart de trajectoire. Cependant la sollicitation du volant en conduite *joystick* est plus forte. Elle est caractérisée par une vitesse angulaire moyenne augmentée de 160% lorsque les conducteurs valides conduisent, avec cependant une grande variabilité ($p < 0,05$). La différence n'est pas significative pour les conducteurs handicapés.

E. Attention partagée et contrôle de la trajectoire

Le scénario K - attention partagée - a pour objectif d'étudier les conséquences d'une perte d'attention. On oblige le conducteur à fortement tourner la tête pour décrire des affiches accrochées à un mur en bord de voie. On veut vérifier si la rotation de la tête entraîne ou non la main qui guide le *joystick* (*Fig. 3*).

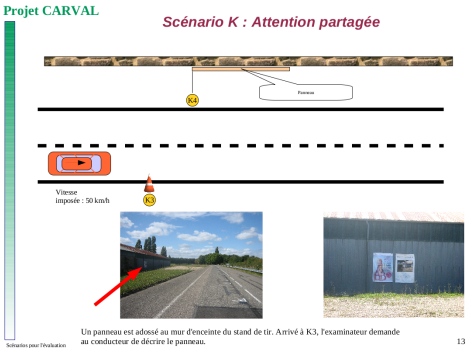


FIGURE 3. Scénario K : Obstacle dans la voie

On remarque que pour plusieurs conducteurs, le déplacement du regard entraîne la main, et donc modifie la trajectoire.

Lors de la conduite avec *volant-pédales*, le fait de tourner la tête a entraîné un déport latéral de 0 à 0,35 m. Pour 4 conducteurs, le déport a eu lieu dans la direction du regard - donc vers la gauche -, et pour 3 autres vers la droite ce qui était inattendu.

Pour la conduite avec *joystick*, on observe également un déport latéral, entre 0,1 et 0,5 m. Six déports ont lieu vers la gauche, et trois vers la droite. On observe une forte dispersion entre les conducteurs lors de la conduite avec *volant-pédales*, qui ne permet pas de conclure à une différence de conduite avec l'interface *joystick*.

V. CONCLUSION

Cet article présente des premiers résultats issus de la comparaison de la conduite avec *joystick* à la conduite du même véhicule avec *volant-pédales* de plusieurs populations : conducteurs handicapés et conducteurs valides.

Nous retrouvons plusieurs particularités identiques de conduite au *joystick* avec les deux populations, cela indique que cette interface induit des différences de conduite. D'ailleurs la COMPARAISON 2 des conduites *joystick* des deux populations offre peu de différences significatives.

Par comparaison à la conduite *volant-pédales*, on ne mesure pas avec *joystick* de différence de temps de réaction. Le respect d'une consigne de vitesse ne pose pas de difficulté particulière et les trajectoires ne sont pas sensiblement différentes.

Au delà des similitudes, on observe une plus grande sollicitation de la direction et que la conduite est plus secouée et globalement moins rapide. Le contrôle de la trajectoire nécessite plus de petites corrections, ce qui explique certainement l'impression communément partagée que l'attention à mobiliser est plus importante, et que conduire avec un *joystick* est plus fatigant. Certainement que des systèmes à retour d'effort, ou un même système relié à des aides à la conduites conçues pour stabiliser à la fois la direction et la vitesse seraient des avancées intéressantes, et permettraient une accessibilité à la conduite et un confort accrus.

VI. Remerciements

Les auteurs remercient l'Association Française contre les Myopathies pour son financement, ainsi que pour leur contribution au projet *CARVAL* : Olivier Rabreau (LISV), Claude Dumas, Florence Maré, Benjamin Malafosse (CEREMH), Jean-Christophe Smal (LEMCO), Cindie Andrieu, Guillaume Saint Pierre, Mickaël Messias (LIVIC).

Références

[1] E.Monacelli, F.Dupin, C.Dumas, et P.Wagstaff, "A review of the current situation and some future developments to aid disabled and senior drivers in france," *IRBM, Ingéniérie et Recherche BioMédicale, BioMedical Engineering and Reserarch*, vol. 30, pp. 234–239, 2009.

[2] F. Dupin, E. Monacelli, et F.Maré, "Centres de réadaptations, auto-écoles en France. les pratiques d'évaluation de la conduite des personnes atteintes d'un handicap," IFSTTAR," Compte-rendu de séminaire. 11 décembre 2008. LIVIC, Versailles, 2008.

[3] B. L. Mazer, "Evaluation and retraining of driving skills in clients with stroke. èvaluation et réentraînement des habiletés à la conduite automobile de clients ayant subi un accident vasculaire cérébral," Thèse de doctorat, McGill university, Montreal, Quebec, Canada, 2000.

[4] F. Nouri, D. Tinson, et N. Lincoln, "Cognitive ability and driving after stroke," *International Disability Studies*, vol. 9, pp. 110–115, 1987, http ://elsevier.com/locate/aap.

[5] A.-H. Patomella et A. Kottorp, "An evaluation of driving ability in a simulator : A good predictor of driving ability after stroke ?" in *Proceedings of the third international driving symposium of human factors in driver assessment, training and vehicle design*, 2005, pp. 104–110.

[6] "Aide project, public deliverable d2.2.5 driving performance assessment methods and metrics," http ://www.aide-eu.org/pdf/sp2_deliv_new/aide_d2_2_5.pdf, 2005.

[7] J. Östlund et B. Peters, "Manoeuvrability characteristics of cars operated by joysticks. A manoeuvring test," VTI, Swedish National Road and Transport Research Institute, Rap. Tech, 1999.

[8] J. Östlund, "Joystick-controlled cars for drivers with sever disabilities," VTI, Swedish National Road and Transport Research Institute, Rap. Tech, 1999.

[9] "Paravan GmbH." [En ligne]. Disponible à : http ://www.paravan.de

[10] F. Dupin, "Dircograph," 2011. [En ligne]. Disponible à : http ://www.inrets.fr/linstitut/unites-de-recherche-unites-de-service/livic/logiciels/dircograph.html

Robotique ambiante pour le maintien à domicile de personne en perte d'autonomie

Antonio Andriatrimoson, Nadia Abchiche, Simon Galerne, Étienne Colle
Laboratoire IBISC, équipe HANDS – Université d'Évry Val d'Essonne
prenom.nom@ibisc.univ-ervy.fr

Résumé : Ce travail se situe dans le cadre du projet ANR TecSan QuoVADis dont l'objectif sociétal est le maintien de la personne à domicile. Le service auquel le robot participe est celui de télévigilance qui assure la surveillance de la sécurité de la personne (détection de chute …). En cas d'alarme, le robot s'active pour retrouver la personne et établir un contact audiovisuel avec l'opérateur distant de télévigilance. Celui-ci pourra ainsi lever le doute et adopter la réponse appropriée.

Le principe de la robotique ambiante est que le robot fait partie de l'environnement ambiant et à ce titre, peut utiliser certains objets communicants (capteurs, actionneur …) et services disponibles, pour réaliser un déplacement autonome et fiable. Il faut noter que les services que le robot peut rendre à l'utilisateur sont directement liés à une capacité de mobilité efficace. Nous proposons une architecture informatique permettant la coopération entre le robot et les objets communicants présents dans l'environnement tels que les capteurs ou les actionneurs. Une des difficultés est que le robot évolue dans un environnement encombré et non prédictible. Il est donc nécessaire de disposer de mécanismes d'adaptation face à des situations diverses voire imprévues afin que le robot réussisse à se déplacer dans l'habitat. Il est nécessaire également de tenir compte de deux contraintes, le *degré d'urgence du service* et le *degré de gêne* occasionnés par l'intrusion d'un robot capable d'agir et de percevoir dans l'habitat de la personne.

Cet article présente d'une part, la structure générale de l'architecture qui permet une coopération entre le robot et l'environnement ambiant et d'autre part, les principes d'adaptation qui permettent au système de répondre à des situations variées voire non prévues par le concepteur.

Mots clés : robotique ambiante, objets communicants, robot, système multiagent, architecture de coopération, adaptation, coalitions.

I. INTRODUCTION

Ce travail se situe dans le cadre du projet ANR TecSan QuoVADis [12] dont l'objectif sociétal est le maintien de la personne à domicile. Ce sont soit des personnes âgées, soit des personnes présentant des handicaps spécifiques. Le service auquel le robot participe est celui de la télévigilance qui assure la surveillance de la sécurité de la personne (détection de chute …) Suivant le scénario décrit suivant. Un signal émis depuis le domicile de Mme Dubois parvient soudain au centre de téléalarme. L'opérateur se connecte aussitôt aux données correspondantes qui lui sont accessibles, et constate que le système détecte bel et bien une chute (capteur de mouvement, analyseur d'image ou détecteur de chute porté par la personne). Pour conforter ce diagnostic, le rapport d'activité de Mme Dubois révèle un brusque arrêt de toute activité dans l'habitat. Par conséquent, l'opérateur prend la décision de se mettre en liaison avec Mme Dubois : En cas d'alarme, le robot s'active pour retrouver la personne et établir un contact audiovisuel avec l'opérateur distant de télévigilance. Celui-ci pourra ainsi lever le doute et adopter la réponse appropriée. Cet article décrit l'architecture permettant à un robot mobile de combiner ses fonctions propres d'autonomie avec des objets communicants qu'on peut trouver dans un habitat pour personne âgée et/ou à mobilité réduite. La première partie décrit l'architecture globale de l'ensemble qui comprend plusieurs composants dont le SMA qui prend en charge de manière adaptative le caractère dynamique et hétérogène de l'environnement ambiant. Un objet communicant de l'environnement est encapsulé par un agent appelé Agent Ambiant. La deuxième partie de ce papier décrit la structure de ce SMA et le protocole d'interaction des agents basé sur le principe de coalition. Les coalitions d'agents assurent une réponse à un effet souhaité, demandé par le robot dont notamment sa localisation. La localisation du robot, s'appuie sur un principe de multiangulation appliquée aux différentes mesures acquises après qu'une coalition d'agents soit lauréate. La dernière partie présente différents résultats obtenus par cette architecture de coopération. Les résultats portent sur la réponse de l'architecture et du mécanisme de coalition à une demande de localisation du

robot. L'évaluation a été réalisée avec un robot réel dans un environnement communicant réel.

II. ARCHITECTURE DE COOPERATION ROBOT-ENVIRONNEMENT

L'objectif de l'architecture de coopération robot-environnement est d'assurer la prise en compte des différentes informations potentielles que les objets communicants pourraient fournir et que le robot puisse utiliser dans ses tâches. La figure Fig.1 représente la structure globale de l'architecture informatique pour la coopération robot-environnement. L'environnement ambiant est constitué des objets communicants et du robot. La base de connaissance représente la modélisation des informations persistantes de l'ensemble du système comme l'habitat et les objets communicants.

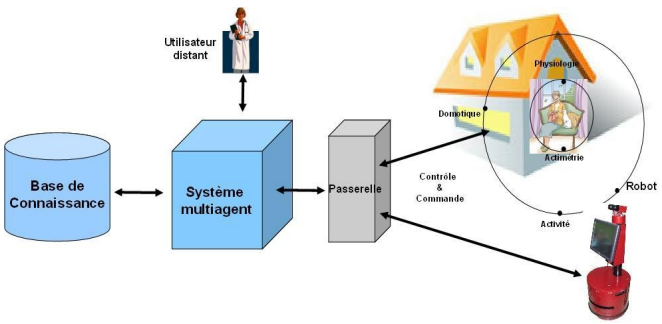


Fig.1 : Architecture générale

Le système SMA constitue la partie décisionnelle de l'architecture. Il perçoit et agit sur l'environnement ambiant au travers de la passerelle. Cette dernière a pour rôle principal de gérer l'hétérogénéité des réseaux et des objets communicants. Pour prendre ses décisions, le SMA s'appuie sur une base de connaissance, implantée sous la forme d'une ontologie. L'utilisateur a un double rôle : il peut émettre une demande d'un effet souhaité ou bien répondre à une sollicitation du SMA pour valider un résultat.

L'ontologie regroupe toutes les informations persistantes qui peuvent être utiles au SMA pour modéliser et exploiter les ressources de l'environnement ambiant et réaliser les services demandés. Quatre catégories d'informations liées au domaine d'application sont retenues : la catégorie *Habitat* pour définir la structure de l'environnement, la catégorie *Objet communicant* qui détaille les caractéristiques et les conditions d'utilisation des objets communicants de l'environnement ambiant, la catégorie *Utilisateur* qui décrit les profils de tous les utilisateurs en interaction potentielle avec le système, et enfin la catégorie *Tâche* qui regroupe les tâches et services que le système est susceptible de réaliser. Ces catégories d'informations structurent les concepts de l'ontologie (Fig.2).

En outre, le système, pour répondre à une demande de service, a besoin d'établir des liens entre membres d'une même catégorie ; telle que par exemple, une relation topologique entre deux pièces de l'habitat. Des liens sont également nécessaires entre des membres de catégories différentes. Par exemple, pour exploiter une information fournie par un objet communicant, le système doit le localiser dans l'habitat.

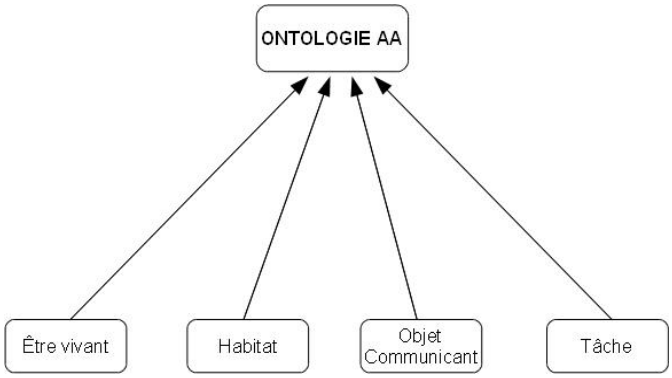


Fig.2 : Ontologie

Ci-dessous sont décrits plus en détail deux des quatre concepts de l'ontologie.

A. *Le concept Objet Communicant*

Le concept objet communicant réunit l'ensemble des capteurs et des actionneurs qui appartiennent à l'habitat de la personne. Une première propriété ontologique que nous définissons par *Usage* est utilisée au niveau des agents pour déterminer s'ils peuvent participer à l'obtention d'un effet demandé. Les caractéristiques des objets communicants sont précisées par l'ensemble de propriétés ontologiques *Attributs*. Cette connaissance est nécessaire à l'agent pour exploiter correctement cet objet. Enfin, une propriété de type *Relation* permet d'établir des liens avec les autres concepts de l'ontologie. Par exemple, pour localiser les capteurs fixes de l'environnement, nous avons établi une relation d'appartenance entre chaque capteur et un élément de l'habitat.

B. *Le concept Habitat*

Le concept Habitat est un modèle de l'environnement simple de type topologique, pouvant être enrichi par des propriétés ontologiques de type *Attribut*. C'est un modèle

qui est capable d'accepter une complexité croissante selon les besoins. Le modèle topologique de base donne les relations entre les pièces, les murs et des éléments caractéristiques comme les portes. La granularité peut être augmentée en déterminant des zones à l'intérieur des pièces à partir de la position des capteurs ou des marqueurs placés dans l'environnement. Si nécessaire et si l'information est disponible, on peut ajouter des propriétés ontologiques de type Attributs géométriques (position, orientation) à certains individus du modèle.

III. COALITIONS D'AGENTS POUR LA COOPÉRATION ROBOT-ENVIRONNEMENT

Le SMA est le module de traitement de l'architecture de coopération robot-environnement. Il est constitué de plusieurs agents hybrides. Chaque agent ambiant encapsule un objet communicant tel qu'un capteur ou un actionneur. La figure Fig.3 représente la structure interne d'un agent ambiant.

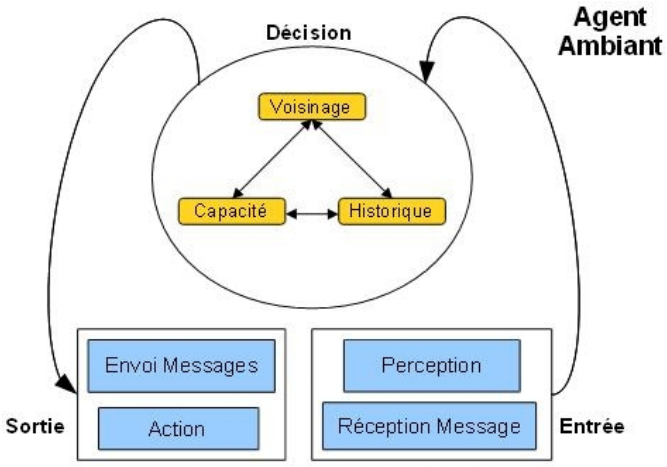


Fig.3 : Structure interne d'un Agent Ambiant

Un Agent Ambiant est constitué de trois principaux composants qui sont l'Entrée, la Décision et la Sortie. Le module Décision assure son adaptativité et sa réactivité. Ce module est composé de trois paramètres qui sont le *Voisinage*, l'*Historique* et la *Capacité*. Le voisinage définit la liste des agents qui sont voisins immédiats d'un agent à un instant donné. On appelle voisinage, tous les agents qui, à la réception d'un effet souhaité, se trouvent à une certaine distance proche de l'agent. La proximité est définie par l'appartenance à une même pièce.

A. Protocole de formations de coalitions

Dans la littérature, il existe principalement quatre types de protocoles de formation de coalitions.

- L'approche incrémentale [1], [2], [3], [4] qui consiste à former des coalitions au fur et à mesure que l'objectif recherché n'est pas atteint.
- L'approche par référence [5] dont le principe, contrairement aux approches incrémentales, implémente des coalitions de taille maximale suivant la compétence des agents puis dans un second temps, optimise la dimension des coalitions par le retrait des agents inutiles.
- L'approche aléatoire [6], [7] vise à former de façon aléatoire les coalitions d'agents pour ensuite fusionner celles qui sont inacceptables.
- L'approche adaptative [8], [9], [10] dont le principe consiste pour un agent à entamer un processus de génération de coalitions avec son voisinage en fonction d'un historique des coalitions qui ont été acceptées auparavant.

Le protocole de formation de coalitions présenté ici, adopte le principe de l'approche adaptative. En effet, les agents ambiants se regroupent en coalitions afin de répondre à un *effet* souhaité en se basant sur le module de décision. Le SMA lance la recherche d'une solution lorsqu'une requête pour obtenir un effet particulier est formulée, l'effet peut être par exemple la recherche d'éclairage d'une zone ou la localisation d'un robot. Le SMA se configure de sorte à fournir une solution en fonction des objets communicants disponibles en recherchant la meilleure solution au sens des critères retenus. Notons qu'il ne s'agit pas de rechercher une solution optimale mais une solution qui s'en rapproche. L'adaptation au contexte est inhérente à la modélisation multi-agent, renforcée par des mécanismes de formation de coalitions et de négociation.

Dans le processus de formation de coalitions, un agent peut être initiateur ou candidat. Tout agent dont la capacité peut répondre partiellement à l'effet souhaité peut être un agent initiateur d'une coalition. Il est alors à l'origine des échanges des messages avec les autres agents, membres potentiels de la coalition, appelés agents candidats. Le protocole est basé sur des échanges de messages entre l'agent initiateur et les agents candidats. Chaque agent initiateur informe les autres agents de la formation en cours d'une coalition. Quand un agent candidat propose de participer à une coalition, l'agent initiateur peut accepter, ou refuser, en fonction de l'apport de cet agent à l'effet souhaité. Dès que la capacité globale de la coalition est proche de l'effet souhaité, l'agent initiateur se met en attente de la phase de négociation. Les algorithmes suivants présentent respectivement la formation de coalitions initiée par un agent Initiateur et le traitement d'une requête de coalitions par un agent Candidat.

Soit :
c_i , $1 < i < n$: capacité d'un agent d'indice i,
n : nombre d'agents
C_{coal} : la capacité d'une coalition. La notion capacité d'une coalition est identique à celle de l'agent mais se réfère à la "somme" des capacités de tous les agents qui forment une coalition.
InitCoal : Demande de participation à une coalition
C^n_p : Nombre de coalition maximale qu'un initiateur peut former (nombre de combinaisons possibles avec :
n : Nombre de voisins d'un agent
p : Nombre d'agents dans la coalition à former)

Formation de coalitions par un Agent Initiateur

pour tout effet souhaité σ **faire**
si $c_i <$ σ
alors $C_{coal} = c_i$
finsi
pour $i = 0$ à $i \leq C^n_p$ **faire**
tantque $C_{coal} <$ σ **faire**
Envoi InitCoal aux voisins
Attendre réponse
$C_{coal} = C_{coal} + c_i$
fin tantque
fin pour
fin pour

Traitement d'une requête de coalition d'un agent

pour tout Message InitCoal **faire**
si c_i tend vers σ **alors**
Envoi AcceptCoal à l'initiateur
sinon
Envoi RefuseCoal
finsi
fin pour

Capacité d'un agent ambiant
La capacité d'un agent ambiant est l'aptitude qui légitime l'agent à répondre à l'*effet* souhaité. C'est principalement l'attribut *Usage* de l'objet communicant encapsulé par l'agent qui précise cette aptitude. Plusieurs critères sont utilisés pour calculer cette capacité. Pour un effet souhaité *Localisation*, les critères qui moduleront les capacités de chaque agent sont : la précision de mesure du capteur qu'il encapsule et les mesures récentes qui ont été perçues par l'agent.
A part ces critères intrinsèques, un autre critère entre aussi en jeu dans la formation de coalitions qui est le voisinage. En effet, afin d'assurer une réponse rapide à un effet souhaité, un agent initie une coalition avec ses plus proches voisins. Les capteurs qui entreront ainsi en jeu pour répondre à un effet souhaité seront des capteurs qui se trouveront dans une même pièce par exemple.

Facteurs d'influence
A l'issue de la formation de coalitions qui seront toutes des réponses potentielles à l'effet souhaité. Les initiateurs vont négocier deux à deux afin de déterminer la meilleure coalition apte à atteindre l'effet souhaité.
A cette étape de négociation il est possible qu'aucune coalition n'ait pu être formée. Dans ce cas, d'autres critères appelés *Facteurs d'influence* entrent en jeu. Il existe deux facteurs d'influence : le degré d'intrusion et le degré d'urgence. Le système d'assistance à domicile doit limiter autant que possible la gêne occasionnée à la personne, toutefois modulé par le degré d'urgence de la situation. Par exemple, suite à une chute grave confirmée, il faut que le système puisse répondre à un effet souhaité le plus rapidement possible en utilisant tous les moyens disponibles de l'environnement ambiant.

Prise en compte du niveau d'intrusion
Le niveau d'intrusion a ainsi pour objectif de minimiser la gêne occasionnée sur le patient par les objets communicants et le robot. Ce paramètre permet de moduler les actions des capteurs ou des actionneurs de l'environnement qui sont gérés par les agents. Ainsi, le système fonctionne initialement avec un niveau d'intrusion 0, ce niveau minimal est le niveau de fonctionnement de base des objets communicants. Si au bout d'un temps donné (timeout), le SMA n'a pas réussi à former une coalition pour obtenir un effet souhaité. Le niveau d'intrusion augmente d'un niveau. Ce niveau d'intrusion à 1 permet de faire mouvoir les objets communicants qui peuvent le faire. Par exemple, la caméra mobile du robot. L'augmentation de ce niveau d'intrusion relance le processus de formation de coalitions avec de nouvelles. Enfin, le niveau d'intrusion maximal qui est le niveau 2, permet de déplacer le robot dans l'habitat du patient. De nouveau, le processus de formation de coalitions est relancé.

B. Évaluations du protocole de formations de coalitions

Afin de valider le protocole de coopération d'agents, une comparaison à un autre protocole connu qui est le Contract Net a été effectuée. Le protocole Réseau Contractuel (Contract Net en anglais) a été la première approche utilisée dans les SMA pour résoudre les problèmes d'allocation de tâches. Proposé par Smith en 1980 [11], il est basé sur une métaphore organisationnelle, c'est à dire que les agents coordonnent

leur travail en se basant sur l'établissement de contrats. Dans ce protocole on distingue deux types d'agents, un agent gestionnaire et un agent contractant. L'agent qui doit exécuter une tâche est le gestionnaire. Il décompose chaque tâche en plusieurs sous tâches possibles, puis il annonce chaque sous tâche à un réseau d'agents qui sont les contractants, en envoyant une proposition. Les agents contractants qui ont les ressources appropriées pour accomplir la tâche répondent au gestionnaire en lui envoyant leur soumission avec leur capacité à résoudre le problème. Le gestionnaire analyse toutes les soumissions reçues puis en fonction du résultat de cette analyse attribue la tâche au meilleur contractant. Les deux protocoles ont été testés sur différents critères. Les évaluations ont été effectuées sur un système d'agents dont la cardinalité varie. Les résultats sont déclinés en trois catégories:

- **le nombre de coalitions formées** pour un initiateur avec une cardinalité supérieure ou égale à 2;
- **la comparaison du temps de réponse** de chaque protocole, ;
- **le nombre de messages échangés** lors de la formation de coalitions.

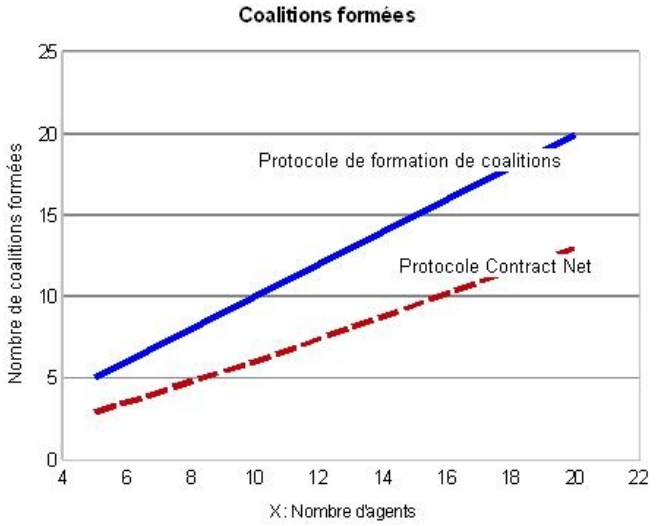


Fig.4 : Nombre de coalitions formées par rapport aux agents dans l'environnement

La comparaison du nombre de coalitions formées a donné le résultat de la figure Fig.4. La stratégie privilégiée dans notre approche est d'obtenir un maximum de coalitions répondant aux critères de sélection qui sont fixées.
L'objectif est de disposer de plusieurs solutions pour répondre à la requête afin d'augmenter les chances de garantir un résultat. Le nombre de coalitions est toujours égal au nombre d'initiateur, par exemple pour cinq agents dans l'environnement, on obtiendra cinq coalitions formées.
On constate ici que sur le nombre de coalitions, le protocole Contract Net est moins performant.
La comparaison du temps de réponse de chaque protocole a donné le résultat de la figure Fig.5.

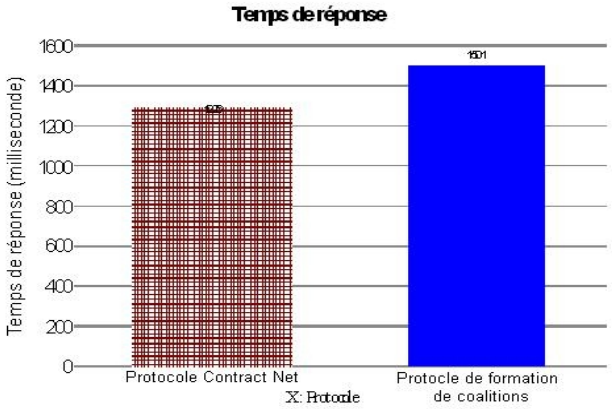


Fig.5 : Temps de réponse

Le fait que le nombre de coalitions qui peuvent se former est inférieur aux nombres d'initiateurs a un effet direct sur le temps de réponse. Il impacte aussi le nombre de messages échangés représenté par la figure Fig.6.

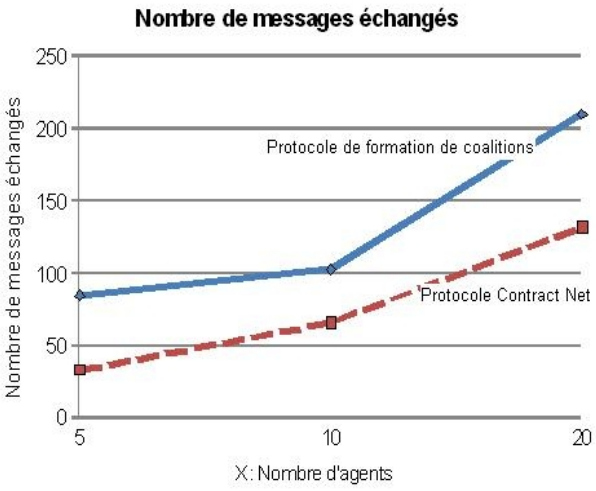


Fig.6 : Nombre de messages échangés

La courbe du nombre de messages échangés de notre protocole suit la même allure que celle du Contract Net. Par contre, notre protocole accuse un nombre plus élevé de messages échangés du fait de la stratégie des agents qui continuent toujours de coopérer jusqu'à l'obtention d'un résultat pouvant répondre à l'effet souhaité. Mais aussi parce que contrairement au protocole Contract Net, pour éviter que le système ne se bloque, la stratégie de former d'abord des coalitions minimales dont la cardinalité s'accroît progressivement en fonction de la solution recherchée augmente sensiblement le nombre de messages échangés.

En termes de performances des mesures et d'informations obtenues, la comparaison du protocole au protocole Contract Net, les résultats montrent que les courbes associées à notre système suivent la même allure qu'avec un protocole à base de réseaux contractuels, en termes de nombre de messages échangés et de temps de réponse. Toutefois, notre système est plus gourmand en temps. Cela s'explique par le fait qu'il continue de se réorganiser jusqu'à trouver une solution (même dégradée), alors qu'avec les réseaux contractuels, le système peut échouer et donc, peut ne pas proposer de solution.

IV. CONCLUSION

Du point de vue de l'IAD (Intelligence Artificielle Distribuée), l'architecture de coopération robot-environnement proposée est constituée d'un SMA et de son environnement. L'environnement est constitué d'une part, de l'environnement ambiant, au sens de l'intelligence ambiante, qui regroupe l'environnement physique contenant des objets communicants et un, voire plusieurs robots et d'autre part, une passerelle et une base de connaissance. La passerelle assure l'échange des données volatiles entre le SMA et l'environnement ambiant. La base ontologique de connaissance regroupe les données persistantes. Pour répondre à la problématique de l'adaptation en fonction du contexte et du respect du niveau de gêne de l'utilisateur, la solution proposée est basée sur un mécanisme de formation de coalitions d'agents ambiants. Ces coalitions se constituent pour répondre à un besoin d'obtention d'un effet particulier dans le système (effet souhaité). Chaque objet de l'environnement ambiant est encapsulé dans un agent ambiant. Rappelons que les objets embarqués sur le robot sont pris en compte de la même manière. Le protocole de Coopération Robot-Environnement devient alors un protocole de coopération entre les différents agents composant le SMA. L'un des intérêts des protocoles basés sur la formation de coalitions réside dans la souplesse avec laquelle les coalitions se forment. Ces dernières peuvent se défaire dynamiquement et se réorganiser avec des règles définies localement aux agents. L'obligation de résultat et le respect d'un niveau d'intrusion en fonction de l'urgence de la situation, sont les critères les plus importants considérés au niveau des règles de constitution des coalitions. Ils sont aussi employés lors de la réorganisation des agents pour la recherche d'un effet souhaité. Le critère d'obligation de résultat est employé en priorité, tandis que le niveau d'intrusion n'est pris en compte (augmenté) que s'il est nécessaire d'acquérir de nouvelles données et donc d'actionner des capteurs (caméra par exemple) susceptible de provoquer une gêne pour la personne. Cette architecture et les mécanismes d'adaptation sont en cours d'évaluation en situation réelle. L'effet souhaité est la localisation du robot dans l'habitat. Cette fonction est primordiale pour exploiter au mieux la mobilité du robot. La mobilité est l'atout principal du robot dans les services à la personne qu'il peut rendre.

V. BIBLIOGRAPHIE

[1] S. Abdallah and V. Lesser. Organization-based cooperative coalition formation. In *IEEE IAT*, 2004.

[2] C. Ortiz and T. Rauenbusch. Dynamic negotiation. In AAAI Workshop on Planning with and for Multiagent Systems, 2002.

[3] O. Shehory and S. Kraus. Methods for task allocation via agent coalition formation. *Artificial Intelligence*, Vol. 101(1-2) :165–200, 1998.

[4] O. Shehory and S. Kraus. Feasible formation of coalitions among autonomous agents in non-superadditive environments. *Computational Intelligence*, Vol. 15(3) : 218–251, 1999.

[5] S. Kraus, O. Shehory, and G. Taase. Coalition formation with uncertain heterogeneous information. In *2nd AAMAS*, pages 1–8, 2003.

[6] T. Scully, M. Madden, and G. Lyons. Coalition calculation in a dynamic agent environment. In *the 21st ICML*, 2004.

[7] S. Sen and P. Dutta. Searching for the optimal coalition structure. In *the 3rd CEECMAS*, pages 286–292, 2000.

[8] L.-K. Soh and C. Tsatsoulis. Reflective negotiating agents for real-time multisensor target tracking. In *IJCAI'01*, 2001.

[9] L.-K. Soh and C. Tsatsoulis. Allocation algorithms in dynamic negotiationbased coalition formation. In AAMAS02 Workshop 7 "Teamwork and coalition formation", pages 16–23, 2002.

[10] L.-K. Soh and C. Tsatsoulis. Utility-based multiagent coalition formation with incomplete information and time constraints. In *IEEE SMC*, 2003.

[11] R. Smith. The contract net protocol : high-level communication and control in a distributed problem solver. In *IEEE Transactions on computers*, pages 1104–1113, 1980.

[12] http://quovadis.ibisc.univ-evry.fr/

Session 7

Posters et démonstrations

Présidents de session : Alain Pruski, Pierre Gaucher

Modélisation de la Résolution d'Équations Linéaires pour Concevoir une Interface Multimodale

Silvia Fajardo Flores
EA 4004 – CHArt-THIM
Université Paris 8, France
Email : silvia.fajardo-flores@etud.univ-paris8.fr

Dominique Archambault
EA 4004 – CHArt-THIM
Université Paris 8, France
Email : dominique.archambault@univ-paris8.fr

***Résumé*—Cet article s'inscrit dans le domaine de l'interaction homme-machine dans le contexte de l'accès aux mathématiques. Dans l'environnement scolaire, les étudiants non-voyants qui commencent à apprendre l'algèbre ont besoin de travailler, de collaborer et de communiquer avec leurs camarades de classe. Cette interaction n'est pas toujours facile puisqu'ils utilisent des modalités de représentation des contenus différentes. L'ordinateur peut faciliter l'interaction en permettant l'accès multimodal dans une interface pour faire des mathématiques. Suite à la conduction d'expériences avec des étudiants voyants et non-voyants, nous présentons dans cet article la modélisation des actions que les étudiants ont besoin de faire en résolvant des équations linéaires. À partir de ce modèle, nous présentons une proposition pour mettre ces actions en options dans une interface multimodale. Enfin, nous discutons les avantages et les limitations d'implémentation.**

I. Introduction

L'accès des étudiants non-voyants aux études de mathématiques et des sciences en général reste un challenge aussi bien pour les éducateurs que pour les chercheurs. Les difficultés d'accès sont diverses, elles concernent la présentation et la communication de contenus, et la facilitation pour faire des calculs essentiels [1], [2]. Dans le contexte scolaire, les étudiants qui commencent à apprendre l'algèbre ont besoin de noter les exercices, comprendre les opérations, principes et méthodes de résolution, de communiquer avec leur professeur, et de collaborer avec leurs camarades de classe. Cette interaction devient compliquée entre étudiants voyants et non-voyants, puisqu'ils utilisent des modalités de représentation de contenus différentes. L'ordinateur peut faciliter l'interaction en permettant l'accès multimodal dans une application logicielle pour faire des mathématiques.

Dans une expérience précédente [3], nous avons identifié les actions des utilisateurs voyants et non-voyants en résolvant des équations linéaires. Dans le présent article nous présentons la modélisation de ces actions et nous proposons les interactions pour leur mise en fonction dans une interface synchronisée.

II. Logiciels de Support pour Faire des Mathématiques

L'accès aux contenus mathématiques pour l'apprentissage a été abordé par quelques projets de recherche et développement. Le *Math Genie* [4], [5] est un logiciel de navigation d'expressions qui utilise la sortie vocale, en permettant aux utilisateurs d'étendre chaque terme en les branches qui le composent. *Lambda* [6] permet d'écrire les expressions en utilisant une notation linéaire propriétaire ; ce logiciel utilise la sortie vocale du lecteur d'écran et un code braille à 8 points. La manipulation dans *Lambda* consiste en éditer la notation mathématique propriétaire de façon similaire à l'édition de texte littéraire. D'un autre côté, les prototypes *MaWEn* [2], [7] utilisent une sortie synchronisée visuelle et braille multicode, en permettant aux utilisateurs voyants et non-voyants d'indiquer le terme ou sous expression courante ; *MaWEn* offre aussi la possibilité d'étendre et replier les sous-expressions. En ce qui concerne le travail avec les expressions au-delà de la lecture, *MaWEn* offre des assistants de manipulation et de simplification [1], [8]. Néanmoins, bien qu'accessibles, les possibilités de manipulation de ces logiciels sont limitées. D'un autre côté, il existe des logiciels tels que *APLUSIX* [9], *PIXIE* [10] et *VP Algebra*, qui permettent de travailler avec les expressions algébriques, mais qui ne sont pas accessibles aux utilisateurs non-voyants. Un troisième type de logiciel pour faire des mathématiques est les *Computer Algebra Systems (CAS)* tels que *MuPAD*, *Sage, Axiom* et *Mathematica* ; ces logiciels fonctionnent comme des calculatrices symboliques qui sont utilisés surtout pour accélérer les calculs, mais ils ne sont pas recommandés pour l'apprentissage puisqu'ils peuvent faire obstacle au développement du symbolisme algébrique [11], [12]. Il est admis que les interactions homme-machine dans les logiciels pour apprendre mathématiques peuvent affecter positivement ou négativement la compréhension conceptuelle des étudiants [13], [14].

III. Compréhension de la Résolution d'Équations Linéaires

Il est reconnu que la résolution d'équations linéaires peut être facilement identifié et caractérisée [15]. L'analyse des stratégies de résolution dans les expériences menées par [16] nous permet d'observer les actions suivies par les étudiants ayant appris les notions d'algèbre. Les actions suivies par les participants dans l'étude de [16] ont été organisées en trois étapes :

– *Attraction.* L'organisation d'occurrences de l'inconnue de telle façon qu'elles puissent être simplifiés ultérieure-

ment.
e.g. $3x + 1 = x + 2 \rightsquigarrow 3x - x = 2 - 1$
- *Collection.* La simplification de l'équation en additionnant les termes semblables.
e.g. $3x - x = 2 - 1 \rightsquigarrow 2x = 1$
- *Isolement.* L'enlèvement des termes qui entourent l'inconnue, dans le but de trouver sa valeur.
e.g. $2x = 1 \rightsquigarrow x = 1/2$

Les résultats ont montré que l'ordre des étapes variait en fonction de la stratégie suivie par le participant, et que le nombre de répétitions dépendait de son degré d'expertise. Ces résultats nous ont aidé à comprendre la résolution dans le contexte écrit, parmi des participants voyants.

D'un autre côté, notre expérience précédente [3] nous a permis d'observer les actions des étudiants voyants et non-voyants, dans le but de comparer leurs besoins et de chercher les possibles différences entre leurs intentions. Les exercices compris dans notre expérience impliquaient les tâches de simplification des termes semblables, la multiplication de monômes, binômes et polynômes, et la résolution d'une équation linéaire. Ces tâches ont été identifiées en [17] comme essentielles après une analyse de textes scolaires. Les participants ont réalisé les exercices de façon verbale, avec l'aide d'un observateur qui a noté le déroulement. Les résultats de notre expérience nous ont permis d'observer que les actions demandés aussi bien par des participants voyants que les non-voyants son similaires. Nous n'avons pas trouve de différences importantes sur la capacité de mémorisation entre participants voyants et non-voyants ; tous les participants ont trouvé difficile de retenir termes et de maintenir un contrôle adéquat sur l'ordre des distributions. Il est proposé que la résolution d'équations nécessite l'exécution systématique des actions en dépendant de la stratégie suivie, indépendamment de la capacité visuelle. Nous avons trouvé que la facilitation d'accès direct aux termes des équations et la minimisation de la charge mentale sont des caractéristiques fondamentales à prendre en compte dans notre interface.

IV. Modélisation des Actions

Les actions demandés par les participants de notre expérience peuvent être catégorisées en étapes. Ces étapes représentent les actions poursuivies par les participants ; elles peuvent être effectués plusieurs fois et dans un ordre différent, selon leur préférence ou habileté.

A. Vérification

Il s'agit de l'analyse de l'état de l'équation pendant toute la démarche de la résolution, soit au début pour comprendre la structure de l'équation et préparer la stratégie de solution, soit après avoir réalisé une des étapes pour vérifier le résultat partiel, ou bien pour obtenir d'autres informations sur l'équation. La vérification peut se réaliser aussi bien sur la ligne courant que sur des lignes précédentes.

B. Simplification : Attraction et Collection

L'étape la plus essentielle et fréquente est la simplification. Dans notre contexte, simplifier consiste en organiser et additionner les termes semblables, soient occurrences de l'inconnue, soient termes indépendants. Dans le cadre de l'analyse de [16], la simplification correspond aux phases d'*Attraction* et *Collection*. L'étape d'*Attraction* peut être effectuée en réalisant les actions : écrire, appliquer une opération aux deux membres de l'équation (parfois demandé par les participants comme « ajouter un terme des deux côtés »), ou bien par transposer termes au membre contraire et changer ses signes. La *Collection* se réalise en effectuant des actions parmi les suivantes : Additionner les termes semblables, écrire, éliminer.

C. Distribution

En fonction de la complexité de l'équation, mais toujours dans les exercices de notre expérience, il peut être nécessaire de faire des multiplications entre monômes, binômes et polynômes. Cette étape met en évidence les limitations de la mémoire humaine, puisque, comme il est difficile de retenir les termes de référence, il est nécessaire de les chercher constamment. En utilisant la vue, cet action est automatique puisqu'on peut regarder directement les termes dans l'expression ; sans la vue c'est n'est pas si évident, parce qu'il faut se déplacer entre la ligne initiale pour obtenir les facteurs et la ligne du résultat pour les écrire. Les actions requises pour distribuer sont *multiplier* et *écrire*. De façon générale, nous pouvons considérer qu'à la suite d'une distribution, l'utilisateur effectuera plus probablement une simplification.

D. Isolement

L'objectif de cette étape est de se débarrasser des termes qui entourent l'inconnue, pour arriver à trouver sa valeur. De façon pareille que l'*Attraction*, l'isolement peut être effectué en deux manières : en appliquant une opération aux deux membres de l'équation, ou bien en transposant les termes à l'autre membre et changeant ses signes.

Il faut noter que quelques actions correspondent à plus d'une catégorie, selon la stratégie suivi par l'étudiant. Par exemple, l'action de transposer un terme au membre contraire peut se faire au début dans une phase d'attraction pour organiser et puis simplifier l'équation, ou bien dans une étape finale d'isolement pour déplacer les termes qui entourent l'inconnue. Dans tous les cas, ce sont les actions individuelles qui sont prises en compte pour les transformer en interactions dans l'interface.

Nous présentons maintenant deux exemples de résolution (Tables I et II) suivis par des participants de notre expérience précédente [3]. L'équation d'exemple a été prise de [16], parce qu'il s'agit d'une équation complexe dont la compréhension verbale pourrait représenter un problème. Notez que la stratégie de résolution des deux participants est différente, mais les actions sont similaires.

L'étape de *Vérification* n'est pas toujours indiquée explicitement dans la table, mais elle s'est effectué après chaque action sous la forme de vérification du résultat partiel.

Tableau I
STRATÉGIE DE RÉSOLUTION 1.

Équation	Étapes/Actions
$x + 2(x + 2(x + 2)) = x + 2$	**Attraction** Transposee x, $+2$ Changer signe
$-x - 2 + x + 2(x + 2(x + 2)) = 0$	**Distribution** Multiplier $2(x + 2)$
$-x - 2 + x + 2(x + 2x + 4) = 0$	**Collection** Additionner termes semblables (en parenthèses)
$-x - 2 + x + 2(3x + 4) = 0$	**Distribution** Multiplier $2(3x + 4)$
$-x - 2 + x + 6x + 8 = 0$	**Vérification** Rechercher termes semblables en x **Collection** Additionner termes semblables
$-2 + 6x + 8 = 0$	**Vérification** Rechercher termes indépendants **Simplification arithmétique** Additionner termes semblables
$6x + 6 = 0$	**Isolement** Transposer 6 Changer signe
$6x = -6$	Diviser par 6
$x = -1$	

Tableau II
STRATÉGIE DE RÉSOLUTION 2.

Équation	Étapes/Actions
$x + 2(x + 2(x + 2)) = x + 2$	**Attraction** Ajouter $-x$ aux deux membres
$-x + x + 2(x + 2(x + 2)) = x + 2 - x$	**Collection** Éliminer occurrences d'x
$2(x + 2(x + 2)) = 2$	**Isolement** Diviser par 2
$x + 2(x + 2) = 1$	**Attraction** Transposer x Changer signe
$2(x + 2) = 1 - x$	**Distribution** Multiplier $2(x + 2)$
$2x + 4 = 1 - x$	**Attraction** Ajouter x aux deux membres
$x + 2x + 4 = 1 - x + x$	**Collection** Additionner termes semblables (membre de gauche)
$3x + 4 = 1 - x + x$	Additionner termes semblables (membre de droite)
$3x + 4 = 1$	**Isolement** Ajouter -4 aux deux membres
$-4 + 3x + 4 = 1 - 4$	**Simplification** **arithmétique** Additionner termes semblables
$3x = -3$	**Isolement** Diviser par 3
$x = -1$	

V. INTERACTIONS DANS L'INTERFACE

Les interactions prises en compte pour implémenter dans notre interface ont pour objectif la facilitation de tâches couramment utilisées pour l'apprentissage de l'algèbre essentielle. Nous avons essayé de maintenir le degré d'automatisation au plus bas possible, en permettant que l'utilisateur manipule directement les équations et produise les résultats. Par conséquent, les options d'interaction sont destinées à faciliter l'accès direct aux termes de l'équation et à minimiser la charge mentale des utilisateurs. Quelques interactions avaient été déjà considérées par d'autres travails, parmi lesquels : Navigation dans la formule [1], [2], [4], minimisation d'erreurs provoqués par les limitations de mémoire et localisation de positions spécifiques [8].

Notre proposition considère importante de permettre l'erreur inhérente à l'apprentissage, donc il est prévu que les utilisateurs puissent commettre les erreurs suivantes :

– Arithmétique. Comme résultat de multiplier, diviser ou d'additionner mentalement les coefficients ou exposants.
– Exécution. Comme résultat d'appliquer une opération incorrecte, ou de sélectionner des termes d'exposant différent pour les additionner.
– Signe. Comme résultat d'une opération arithmétique, ou bien en transposant un terme au terme contraire.

D'un autre côté, il existe des erreurs qui doivent être notifiées à l'utilisateur, comme l'erreur de syntaxe d'écriture des équations.

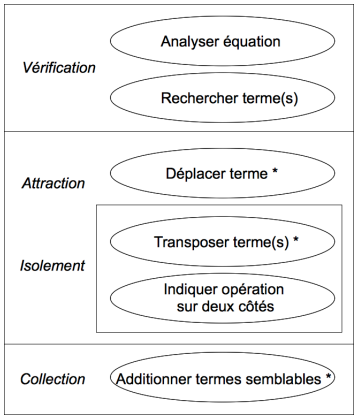


FIGURE 1. Diagramme de Cas d'Utilisation : Étapes

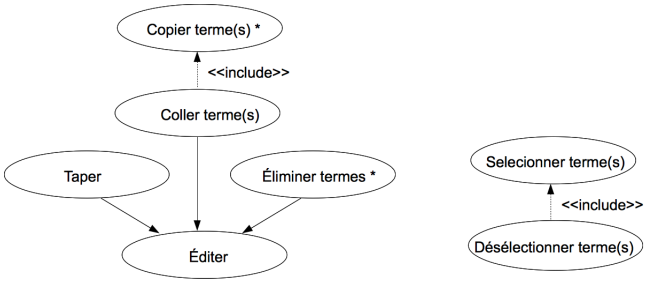


FIGURE 2. Diagramme de Cas d'Utilisation : Édition

A. Diagrammes de Cas d'Utilisation

Suite à l'organisation des actions en étapes, nous les avons représentés en cas d'utilisation (Figure 1). Tous les cas sauf l'étape de *Vérification* ont besoin de l'écriture de termes. Les diagrammes de la Figure 2 affichent les options possibles pour effectuer l'édition. Les cas d'utilisation ayant un astérisque (*) requirent d'une sélection précédente de termes.

B. Options d'Interaction

La totalité des cas d'utilisation peut être mise en opération dans l'interface sous la forme d'interactions pour l'édition et navigation. En permettant l'édition, l'utilisateur pourra achever les étapes d'*Attraction, Collection* et *Isolement*. L'édition, à son tour, implique la navigation dans l'équation pour achever la *Vérification* requise avant et après toute action.

1) Édition : Écriture et Sélection: Les utilisateurs pourront écrire, éliminer et modifier les termes. Pour l'écriture d'équations, on mettra à disposition de l'utilisateur des lettres, numéros, opérateurs (+,-,*,/), parenthèses, et les flèches *Up* et

Down pour indiquer respectivement le début et la fin d'un exposant. Par exemple, pour écrire « $4x^3 + 5$ » on devra taper « 4 », « x », flèche *Up* , « 3 », flèche *Down* , « $+$ », « 5 ». La frappe de chaque caractère aura une sortie visuelle et auditive.

L'édition permettra également d'éliminer, de copier et de coller termes et opérateurs, précédée par une sélection de termes.

Une fois indiquée, la sélection sera persistante même en changeant la position du curseur, jusqu'à l'indication explicite d'une désélection.

2) Navigation: L'utilisateur pourra naviguer dans l'équation : 1) par terme ou opérateur, 2) par élément dans le terme actif (terme indépendant, inconnue, exposant, coefficient, opérateur), et 3) par ligne. Le défaut sera par terme ou opérateur.

Pour faciliter la navigation d'une ligne à l'autre, nous proposons de garder la position du curseur du dernier terme visité dans chaque ligne, de telle façon qu'en revenant, on retourne à la position antérieure.

Pour minimiser les allers et retours entre lignes, nous considérons la possibilité d'alterner la position du curseur, de la ligne active à la liste de termes sélectionnés. Cet interaction sera possible grâce à la persistance de la sélection.

3) Interactions auxiliaires : Commandes: Les interactions auxiliaires permettront à l'utilisateur de minimiser le nombre de frappes au clavier en effectuant une action, offrant la possibilité d'accélérer la démarche sans changer la nature de la tâche. Ces interactions auxiliaires sont ciblés aussi bien aux utilisateurs voyants que aux non-voyants. Par exemple, la transposition d'un terme d'un membre à l'autre pourra être faite manuellement en le copiant et l'éliminant, et puis le collant ou écrivant dans l'autre membre. Une interaction auxiliaire permettrait de passer automatiquement ledit terme d'un membre à l'autre en utilisant une commande suite à sa sélection. La simplification dans une équation de plusieurs termes pourrait être accélérée considérablement en facilitant la recherche et la sélection des termes semblables en utilisant des options auxiliaires, et même la localisation des termes spécifiques pourrait être accélérée sans avoir besoin de parcourir l'équation entière. Bien que les utilisateurs voyants n'auront pas besoin de parcourir l'équation pour certaines actions comme rechercher des termes semblables, ils pourront également utiliser les interactions auxiliaires pour accélérer la sélection des termes pour les additionner ou copier ultérieurement.

Les interactions auxiliaires seront las suivantes :

- Rechercher terme : Commande *Rechercher terme*. Aller directement à l'emplacement d'un certain terme. Le résultat o résultats seront surlignés, et la position du curseur sera actualisé au premier résultat.
- Rechercher termes semblables : Commande *Rechercher termes en [x^3, x^2, x, indépendant]*. L'utilisateur pourra choisir d'une liste d'options contenant l'inconnu en ses différents exposants, incluant les termes indépendants ou en x^0. Cette commande a été conçue pour faciliter l'identification des termes semblables, et de suivre de façon organisée la simplification des équations de nombreux termes. La commande s'effectuera dans le membre actif en prenant compte les termes tels qu'ils sont affichés dans l'équation et pas leur sémantique. Par exemple, la recherche de termes en x^2 ne produira pas « $x * x$ » ni le terme dans « $(x + 2)^2$ » comme résultats.
  Les termes trouvés seront marqués comme sélectionnés, et l'utilisateur pourra naviguer entre eux. Il faut noter que cette commande implique aller à la ligne précédente et revenir sur la ligne de résultat pour écrire. Néanmoins, en revenant sur la ligne de résultat, le curseur reviendra aussi à la position antérieure.
- Transposer terme(s) : Commande *Transposer*, précédée par une sélection de terme(s).
- Indiquer opération sur deux côtés : Commandes *Additionner/Diviser terme dans deux côtés*.
- Additionner termes semblables : Commande *Additionner coefficients*, précédée par une sélection des termes.

Toutes les commandes seront exécutées en appuyant une combinaison de touches, ou bien en les choisissant d'un menu.

4) Sortie bimodale d'Information: Les modalités de sortie d'information visuelle et auditive seront synchronisées. Par exemple, en écrivant un caractère, ledit caractère s'affichera sur l'écran en même temps que son équivalent en audio ; en sélectionnant un terme, ledit terme s'affichera surligné visuellement, pendant que la sélection sera indiqué auditivement aussi bien au moment de la sélection qu'à chaque fois que le terme soit actif dans la navigation.

VI. Possibilités et Limitations d'Implémentation

La liberté de navigation, d'écriture, de manipulation, et même la considération d'erreurs prévues dans notre proposition impliquent un haut degré de difficulté d'implémentation. Les équations mathématiques, contrairement aux textes littéraires, sont bidimensionnelles, donc leur représentation fidèle dans l'interface implique l'utilisation des langages de balisage. Ces langages, comme MathML de contenu, de présentation, et OpenMath, permettent l'affichage de contenus mathématiques sur l'écran, mais ils ne rendent pas les contenus éditables ; par conséquent, leur navigation, traitement et édition ne sont pas directs. Nous avons choisi la représentation en MathML de présentation, ayant une correspondance plus directe avec la lecture et écriture humaines de la notation mathématique. Par ailleurs, les contenus générés seront susceptibles d'être utilisés dans d'autres logiciels de manipulation qui utilisent MathML de présentation.

D'un autre côté, l'écriture dynamique de termes prévue dans notre proposition nécessite une sortie visuelle et auditive immédiate. À l'intérieur du système, toute nouvelle frappe ou modification de l'équation impliquera une conversion automatique en MathML de présentation.

La sortie auditive comme feed-back des interactions est critique pour l'accès des utilisateurs non-voyants. À ce propos, nous avons considéré deux alternatives : 1) la synchronisation de la sortie avec le lecteur d'écran de l'utilisateur, ou bien, 2) l'utilisation d'une lecteur à l'intérieur de notre interface. La

première option permettrait d'éviter l'interférence entre l'audio du lecteur d'écran de l'utilisateur et celui de notre logiciel, mais la variété de lecteurs d'écran rend difficile d'assurer la lecture correcte des éléments de notre interface. Par contre, bien que la deuxième option permet un environnement plus contrôlé, elle implique une implémentation plus complexe.

VII. Conclusion

En nous basant sur un analyse précédente où nous avons identifié les actions des utilisateurs voyants et non-voyants en résolvant des équations linéaires [3], nous avons présenté la modélisation de ces actions et nous avons proposé les interactions pour leur mise en fonction dans une interface synchronisée. Notre proposition est focalisée principalement sur la facilitation de l'accès direct aux termes de l'équation, et la minimisation de la charge mentale des utilisateurs. Ayant considéré les alternatives d'interaction, leur implémentation dans un prototype nous permettra d'évaluer notre proposition du point de vue des étudiants et de professeurs.

Une fois développée, nous espérons que notre interface facilitera la communication et la collaboration entre utilisateurs voyants et non-voyants, de tel façon qu'elle contribuera à la compréhension des notions algébriques au sein d'un environnement scolaire.

Références

[1] K. Miesenberger, "Doing mathematics," http ://www.ascience-thematic.net/en/conferences/paris/Miesenberger, 2008.

[2] D. Archambault, "Non visual access to mathematical contents : State of the art and prospective," in *Proceedings of the WEIMS Conference 2009 (The Workshop on E-Inclusion in Mathematics and Science)*, 2009, pp. 43–52.

[3] S. Fajardo Flores and D. Archambault, "Understanding algebraic manipulation : Analysis of the actions of sighted and non-sighted students," in *The International Workshop on Digitization and E-Inclusion in Mathematics and Science 2012 (DEIMS12)*, K. Yamaguchi and M. Suzuki, Eds., 2012.

[4] D. Gillan, P. Barraza, A. Karshmer, and S. Pazuchanics, "Cognitive analysis of equation reading : Application to the development of the math genie," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2004, pp. 630–637.

[5] A. Karshmer, C. Bledsoe, and P. Stanley, "The architecture of a comprehensive equation browser for the print impaired," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2004, pp. 614–619.

[6] W. Schweikhardt, C. Bernareggi, N. Jessel, B. Encelle, and M. Gut, "Lambda : a european system to access mathematics with braille and audio synthesis," in *Proc. ICCHP 2006 (10th International Conference on Computers Helping People with Special Needs)*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and A. Karshmer, Eds. Springer, 2006, pp. 1223–1230.

[7] D. Archambault, B. Stöger, M. Batusic, C. Fahrengruber, and K. Miesenberger, "A software model to support collaborative mathematical work between braille and sighted users," in *Ninth International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS 07)*, 2007.

[8] B. Stöger, K. Miesenberger, and M. Batusic, "Mathematical working environment for the blind : Motivation and basic ideas," in *Computers Helping People with Special Needs*, K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger, Eds. Berlin : Springer-Verlag, 2004, pp. 656–663.

[9] J. F. Nicaud, "A general model of algebraic problem solving for the design of interactive learning environments," in *Mathematical Problem Solving and New Information Technologies*, ser. NATO ASI Series, J. e. a. Ponte, Ed. Springer Berlin Heidelberg, 1992, vol. 89, pp. 267–285.

[10] D. H. Sleeman, "Inferring (mal) rules from pupils' protocols," in *Proceedings of the European Conference on Artificial Intelligence*, 1982, pp. 160–164.

[11] M. Artigue, "Learning mathematics in a cas environment : The genesis of a reflection about instrumentation and the dialectics between technical and conceptual work," *International Journal of Computers for Mathematical Learning*, vol. 7, pp. 245–274, 2002.

[12] J. Monaghan, "Computer algebra, instrumentation and the anthropological approach," *International Journal for Technology in Mathematics Education*, vol. 14, no. 2, pp. 63–72, 2007.

[13] N. Balacheff, "Artificial intelligence and mathematics education : Expectations and questions," in *Proceedings of the 14th Biennal of the AAMT*, T. Herrington, Ed., 1993, pp. 1–24.

[14] P. Drijvers and K. Gravemeijer, "Computer algebra as an instrument : Examples of algebraic schemes," in *The Didactical Challenge of Symbolic Calculators : Turning a Computational Device Into a Mathematical Instrument*, D. Guin, K. Ruthven, and L. Trouche, Eds. Springer, 2005.

[15] J. Anderson, "Human symbol manipulation within an integrated cognitive architecture," *Cognitive Science*, vol. 29, pp. 313–341, 2005.

[16] L. Carry, C. Lewis, and J. Bernard, "Psychology of equation solving : An information processing study," The University of Texas at Austin, Tech. Rep., 1979.

[17] B. Stöger, M. Batusic, K. Miesenberger, and P. Haindl, "Supporting blind students in navigation and manipulation of mathematical expressions : Basic requirements and strategies," in *Miesenberger, K. and Klaus, J. and Zagler, W. and Karshmer, A.*, C. H. P. with Special Needs, Ed. Berlin : Springer-Verlag, 2006, pp. 1235–1242.

Handicohésion, un serious game pour le recrutement ou le maintien dans l'emploi des personnes handicapées: sensibilisation, préformation et prévention pour les fonctions RH

Gérard Uzan[1], Elka Parvanova[2], Mathias Dépretz[3], Cécile Béasche[3], Christophe Da Silva[4], Pierre Hamant[1]
[1]Laboratoire THIM, [2]Université Paris 8 – 2, rue de la liberté - 93526 Saint-Denis cedex (France)
{gerard.uzan, elka.parvanova}@univ-paris8.fr, phamant@gmail.com
[3]Olivier Finet Consultants (OFC) – 7, allée Lakanal | Techno Parc II - 59650 Villeneuve d'Ascq (France)
[4]3DDUO – La Plaine Image L'imaginarium / Bureaux 204-205 99A Bld Descat - 59200 Tourcoing (France)
cdasilva@3dduo.com

Résumé : Le recrutement des personnes handicapées ou le maintien dans l'emploi impliquent de nombreux acteurs de l'organisme recruteur (y compris les personnes handicapées) qui portent tous des représentations, des contraintes et des convictions sur leurs organisations, leurs fonctions, leurs services, leurs objectifs, ..., les handicaps ou certains d'entre eux, des considérations morales, économiques, juridiques, ... , une attention aux conditions de travail ou aux procédures, ou encore des attitudes relationnelles, qui impactent les recrutements ou maintien, leur réussite et leur pérennité, …, ou enfin sur les technologies liées aux " métiers " ou adaptatives.

Nous avons donc élaboré un serious game de sensibilisation-préformation-prévention "Handicohésion." De catégorie "aventure," et de type "point and click" accessible, il s'appuie sur une approche "par cas" (scènes d'actions) doublée d'une approche "systémique" dans lesquelles les comportements des personnages sont différents selon des paramètres propres d'états ou d'actions, ou encore de contextes de situations, pour une même scène rejouée.

Sur la base de documents et entretiens réalisés auprès des acteurs de quelques grandes entreprises françaises, du retour d'expériences de personnes handicapées et de travaux antérieurs, nous avons décrit des profils de situations et d'attitudes.

Après avoir ainsi identifiées et catégorisées des situations types, selon leur potentialité de succès, ou, en l'absence d'actions correctrices appropriées, d'échecs, nous avons alors sélectionné et enrichis un ensemble de situations critiques mettant en relief, d'une part, un ensemble de comportements du plus appropriés au plus inappropriés ou porteurs de risque pour la viabilité du recrutement, et d'autre part, les principales questions ou difficultés habituellement rencontrées dans le processus d'insertion professionnelle ou de maintien dans l'emploi.

Dans le jeu, le personnage joueur (PJ) sera confronté à des scènes impliquant des travailleurs handicapés, parmi lesquelles des indices portés par les conditions de travail, les actions ou attitudes des autres personnages, ou encore des évènements aléatoires extérieurs solliciteront son attention et nécessiteront ou non une intervention correctrice ou régulatrice à choisir parmi plusieurs sur un nuancier reproduisant les comportements types préalablement identifiés, et dont l'impact positif, neutre ou négatif n'apparait pas immédiatement. Nous avons prédéfini quatre personnages joueurs travailleurs handicapés (TH) parmi trente personnages (médecins du travail, autres collègues, ...) : DRH-référent handicap (RH), manager, collègue du TH. Chaque personnage porte une configuration d'états psychologiques et de fatigue qui module ou modifie les comportements. Les lieux (rue et parvis, hall d'entrée, bureau, atelier, cantine, ...) et la distribution horaire associée sont intégrés. "La bible du jeu" décrit les lieux, les situations, les actions et les dialogues, les évènements, les personnages, leurs paramètres de comportement psychologique et les règles d'évolution de ces paramètres (partiellement aléatoires et partiellement dépendantes des scènes jouées), et enfin les règles de scoring individualisé permettant reprise et nouveau jeu par *n* même joueur. Nous avons distingué deux objectifs selon que le joueur est travailleur handicapé

ou non. Dans le premier cas, il doit dénoué des situations; dans le second, il doit arbitrer et répondre dans son intérêt aux questions qui se posent à lui sur son statut, son travail, son autonomie, son évolution professionnelle, où les "points de vue" ainsi décalés créent un "fort intérieur" propice à la sensibilisation et la prévention (le joueur n'est plus le héro qui résous, mais qui doute).

Mots clés : serious game, aventure, recrutement, travailleur handicapés, référent handicap, ressources humaines.

I. RECRUTEMENT DES TRAVAILLEURS HANDICAPES : CONTEXTE D'EMPLOI, DES ORGANISATIONS ET DES SITUATIONS INDIVIDUELLES

Le recrutement des travailleurs handicapées (TH) ou le maintien dans l'emploi est cycliquement au centre d'un travail législatif et règlementaire (lois de 1975, 1987, 1995 et 2005) [1]. Prenant acte du changement de regard porté sur le handicap à travers la substitution par l'OMS de la classification internationale du Handicap de 1980 sur le modèle de Wood, dite DIH (Déficience-Incapacité-Handicap), dans laquelle le handicap est uniquement porté par la personne, par la classification de 2001 fondée sur le modèle de Fougeyrollasse, dite CIF (Classification Internationale du Fonctionnement du Handicap et de la santé), dans laquelle le handicap résulte d'une inadéquation entre les caractéristiques d'un individu, son activité et le contexte-environnement de cette activité [2][3]. Ce changement de perspective qui répartie les origines, causes et charge de compensation entre multiples acteurs de la vie professionnelle et sociale (établissements publics, collectivités territoriales, entreprises) tend à modifier les représentations, comportements et actions d'inclusion : accessibilité des sites et des équipements, obligations d'emplois (incluant recrutement, déclaration des "invisibles", maintien dans l'emploi) avec sanctions financières à proportion de non respect, modalités adaptées de recrutement (conditions et contrats spécifiques).

Orienté sur la sensibilisation, les changements d'attitudes et l'adoption de "bonnes" attitudes, la connaissance de procédures (le droit) et de processus (les faits) par rapport à un "extérieur à soi", Handicohésion ne portent pas sur les compétences métiers ou sur les comportements de travail avec des objectifs de (re)motivation ou de correction comportementale vis-à-vis du travail effectué [4], mais constitue sur des fondements psycho-sociaux dans un cadre juridique et de santé, une sensibilisation-prévention. Son utilité a été établie sur la base du contexte d'emploi des THs et de la diversité casuelle (favorable ou défavorable) des situations de recrutement ou de maintien dans l'emploi :

A. Le contexte d'emploi des THs

- l'obligation d'emploi de travailleurs handicapés par rapport à l'effectif total équivalent temps plein: 6% des effectifs équivalent temps plein, pas d'obligation sur la nature des contrats de travail;
- la situation d'emploi des travailleurs handicapés THs: fonction publique: 4,4 % dont: état 4,1%, fonction hospitalière 4,7%, fonction territoriale 4,6% ; Entreprises et organismes privés sujets à l'OETH: 2,4%
- 28% des entreprises ou organismes privés cotisants n'emploient aucun TH, et 7% soumis à l'OETH sont dispensés de contribution par accords ;
- la structure des emplois par type de contrats montre un recours important à l'activité temporaire : intérimaire 35 % contre 4 l'année d'avant, cdd 12 % contre 3 % l'année d'avant. Les emplois à temps partiel représentaient 40 % des contrats ;
- une structure des emplois déséquilibrée où les ouvriers représentent 54 % des THs contre 33 % sur l'ensemble des salariés (données 2007, DARES 2009) [5].

B. Diversité des situations de recrutement, maintien et pérennisation : processus, comportements

À travers des conventions spécifiques Agefiph-entreprise (sur 3 ans), les grandes entreprises, associations ou organisations ont élaboré des plans de recrutement et de sensibilisation interne associés. Au delà de l'impact de la diversité de leur formation sur leurs démarches (juriste, gestionnaire, spécialiste en communication, psychologue ou ingénieur RH), les référents "handicap", parfois également référents "diversité" ou "senior" sont confrontés à une grande variabilité casuelle des facteurs et des dynamiques favorables ou défavorables à l'accueil, l'accompagnement et la pérennisation dans les recrutement des THs. Une large part des potentialités ou difficultés (voire rejets) sont liées aux comportements et aux compréhensions dynamiques des situations concrètes par les acteurs aux trois niveaux :

* institutionnel (Agefiph ou Fiphfp, établissement recruteur-employeur -états-collectivités territoriales-établissements publics, entreprises, associations-, organismes publics ou associatifs d'accompagnement ou de placement) ;
* organisationnel (poste et organisation collective du travail, vie professionnelle quotidienne, état et évolution du contexte technologique "métier" et "d'adaptation", ...) ;

* comportement des personnels (TH, DRH/ARH, encadrant-manager, collègues de travail en proximité d'équipes ou de site, médecin du travail et personnel sanitaire ou social, ...) ;

À ce troisième niveau, à travers des entretiens préalables réalisés auprès de DRH/ARH, le constat prédominant dans les actions entreprises est que le succès ou l'échec d'une action ne tient pas aux seuls empathie, volontarismes ou réticences mais à un processus dynamique, parfois complexe, dans lequel les facteurs déterminants n'apparaissent pas au premier abord ou au premier plan des situations.

Sous cet angle, le serious game apparait comme un bon outil candidat pour la sensibilisation et la formation.

II. LE SERIOUS GAME ET SON PORTAIL

Dans sa structure globale, Handicohésion est constitué d'une plateforme web regroupant trois éléments : 1) un ensemble de services relatifs à la sensibilisation et la formation; 2) le serious game à destination des personnels d'entreprises et organismes acteurs du recrutement et du maintien dans l'emploi de travailleurs handicapés ; 3) un second jeu de sensibilisation ouvert à tous. Bien que le projet ait porté sur l'ensemble, nous centrerons notre propos sur le serious game, élément principal du projet.

C'est un serious game de sensibilisation et prévention-préformation, mais pas de formation (sans valeur docimologique, les scores ne constituent pas une évaluation d'apprentissage de connaissances ou règles opératives).

III. SCENARIOS TYPES ET CONCEPTION DU JEU

A travers des archétypes de comportements et de situations, nous avons défini 11 composantes principales réparties en 5 objectifs et 6 "postures comportementales" coté employeurs, et 8 composantes principales réparties en 3 objectifs et 5 "postures comportementales" coté TH, les composantes d'un employeur pouvant être réparties en 4 grandes catégories d'acteurs individuels de l'entreprise (DRH, encadrement-manager, collègues et TH). D'autres acteurs interviennent comme contexte humain professionnel (médecin du travail, personnes extérieurs -clients-fournisseurs, livreurs, pompiers). En plus de la diversité impactante des handicaps (visibles/invisibles, permanents/temporaires, sources de douleurs ou de risques... ou non, requérant ou non des tiers tels que des assistants ou infirmières, ...), ont été également introduits des facteurs contextuels (technologiques, organisationnels, contingences psycho-sociales). De façon non exhaustive mais représentative de notre typologie, nous l'avons illustré grâce à l'élaboration et la description de 60 situations (cas constituant la base de scènes potentielles du jeu.) Nous les avons distribuées ainsi :

- 3 cas pour le scénario aléatoire ;
- 18 cas pour le scénario collaborateur ;
- 13 cas pour le scénario TH ;
- 11 cas pour le scénario manager ;
- 15 cas pour le scénario DRH.

Parmi ces 60 cas, nous avons retenu et parfois fusionné les plus représentatifs des comportements qui de façon rapide ou lente peuvent aboutir à des situations difficiles ou au contraire, stables et sereines (soient 22 cas en tout). Nous avons pu définir des cas communs aux situations de DRH, manager, collaborateur. Ce sont des cas pour lesquels les statuts peuvent impacter fortement les formes d'interactions tels que les contenus des dialogues mais peu la logique de résolution de situation, alors plus dépendante de facteurs contextuels (par exemple, une situation dans laquelle un salarié équipé d'un pacemaker a un malaise en salle de pause). D'autres cas, au contraire, tiennent compte du statut du joueur (DRH, manager, collaborateur) et à fortiori, lorsque le personnage joueur est le travailleur handicapé, sa mission est alors différente. Il n'a plus un rôle de réparation, de correction, de prévention, de distanciation ou d'initiative maitrisée mais il doit répondre aux questions du « fort intérieur » du travailleur handicapé sur un thème qui fait débat: la reconnaissance de la qualité de travailleur handicapé (RQTH). Ce dernier est alors à la fois confronté a d'autres situations d'autres travailleurs handicapés (autres handicaps, autres postes de travail, autres statuts), et à la fois à d'autres points de vues diversifiés.

Les lieux s'étendent des abords de bâtiments (y compris l'arrêt de bus) jusqu'aux différents sites de vie professionnelle d'un établissement important (accueil, ateliers, salles de bureau, restaurant d'entreprise, …).

Les horaires (la durée des scénarios) s'étalent sur des créneaux de la journée de travail (de 9h à 18h).

A chaque fois qu'un joueur rejoue un cas, des éléments aléatoires de contexte ou des jauges de personnage, ainsi que la prise en compte de celles-ci dans l'enchaînement des scènes, modifient les propositions de jeu et les comportements des personnages non joueurs. Cela permet d'accroître la diversité des interactions et des comportements possibles et a permis la fusion de plusieurs cas initiaux en un seul (l'important étant ici, la variabilité des comportements alternatifs plus que simplement la diversité de contextes).

La sensibilisation ne se limite pas au scoring mais des explications complémentaires sont intégrées à travers un personnage - « bonne fée ». Nous n'avons pas hésité à

mêler tous les comportements identifiés indépendamment de leur impact, qu'il soit négatif (produire, accroitre ou négliger intentionnellement ou non un risque de souffrance-conflits-décrochage professionnel) ou positif (produire, accroitre ou maintenir une intégration individuelle dans une cohésion collective ou contrarier un processus de "décrochage"). Il s'agit d'autant plus d'interaction ou de décision situées où les comportements des personnages non-joueurs et les facteurs de contexte nuancent, et parfois inversent, l'impact d'un choix : ce qui peut apparaître *ici* comme un comportement approprié, peut *là* devenir inapproprié.

IV. CARACTÉRISTIQUES ET MÉCANIQUE DU JEU

Le but du jeu est de vivre une journée type au sein d'une entreprise dans la peau d'un personnage. Selon que le joueur ait choisi « Julie, la collaboratrice », « Stéphane, le manager », « Isabelle, la DRH », ou « Thierry, le TH », il découvrira sur son bureau une lettre de mission, qui dans le premier cas, inscrira sa journée dans une activité d'amélioration ou de réparation par rapport à des situations de handicap dans l'entreprise, et dans le second cas, l'incitera à s'interroger sur l'impact de la qualité de Travailleur Handicapé et de sa Reconnaissance.

Chaque personnage est soumis à des mises en situations liées à l'handicap qu'il va devoir gérer au mieux pour finir sa journée de travail.

Ces mises en situations afin d'être solutionnées font appel à des cas d'entreprises plus ou moins fréquents, ainsi qu'à la logique et la réflexion du joueur.

D'une durée de jeu comprise entre 20 et 30 minutes, le jeu se termine à la fin du scénario prévu pour un personnage.

Le jeu se déroule dans un univers contemporain au sein d'une entreprise du secteur des énergies et du développement durable

Cette entreprise à l'avantage de compter plusieurs unités bien identifiables et différenciées : Commerce, service, fabrication. Différents types de lieux sont alors accessibles aux personnages, comme les bureaux, toilettes, couloirs, escaliers, hall d'accueil, salles de réunion, cafétéria, ateliers, bureaux de l'atelier, infirmerie, et différents services (administration, comptabilité, direction).

Le style graphique permet la théâtralisation des scènes à la fois réaliste et colorée, afin que l'aspect ludique du jeu vidéo s'accorde au message sérieux à faire passer.

Chaque personnage donne lieu à un scénario différent dans la même entreprise. Il pourra et devra prendre des choix, des décisions, des initiatives. Selon les scénarios de jeu choisis, il aura à croiser, dialoguer avec, ou encore observer des personnages non-joueurs (Médecin du travail, Responsable informatique, Hôtesse d'accueil, Collaborateur d'autres services, Directeur du service, Employés déclarés RQTH, Ouvriers de l'atelier, Conseillers téléphoniques).

Suivant trois "jauges personnelles", tous les personnages (PJ et PNJ) ont leurs comportements modifiés en fonction de leurs états de fatigue, de stress ou d'humeurs intro ou extraverties. Après avoir choisi son personnage joueur parmi les 4 proposés, le joueur se voit attribuer aléatoirement des caractéristiques de personnage via les trois jauges :

La première représente la fatigue du personnage et son énergie. C'est sa faculté à réussir certaines actions qui demandent énergie ou attention.

La seconde représente le niveau de stress du personnage dans son environnement de travail. Provenant de plusieurs facteurs, le stress peut affecter et perturber le personnage.

La troisième représente le niveau de sociabilité/isolement relationnel hic et nunc du personnage, sa disposition à être sociable et à communiquer avec son entourage.

Au plan de la jouabilité, l'étendue des situations s'en trouve largement accrue, surtout sous l'angle de la rejouabilité: chaque scène pouvant prendre des "tournures" très différentes.

Pour les mécaniques de jeu nous aurions pu envisager la vidéo, tel que le fait (*SecretCam*, http://www.seriousgamesecretcam.fr/index.php) [6], ou un environnement 3D, tel qu'il est mise en œuvre dans [7]. Nous avons préféré une solution qui permet surtout la plus large plasticité casuale (des scénarios), et comportementale (des personnages) [8][9].

Le jeu est un jeu d'aventure qui exploite des mécaniques simples et intuitives de Point & Click (Pointer et Cliquer) comme mécaniques principales. Le joueur utilise la souris pour pointer un élément interactif du jeu, puis utilise le bouton gauche de la souris pour interagir avec cet élément. Dans un usage difficile ou impossible de la souris, l'accessibilité est obtenu par une utilisation toujours parallèlement possible des touches de tabulation (exploration des éléments), de flèches (exploration et énonciation/description des interactions) et "retour" (décision d'action).

Les mécaniques secondaires qui constituent les interactions avec les éléments interactifs, sont "Regarder", "Parler" et "Utiliser":

Chacune de ses actions est réalisable sur n'importe quel élément interactif du jeu, et entraîne en réponse des actions différentes : Dialogues entre personnages, Objets

dans l'inventaire, Association d'objets, Dialogues descriptifs.

"Regarder" permet au personnage joueur de regarder l'élément interactif sélectionné dont le descriptif est affiché dans une fenêtre dédiée (exemple de la vue du plan d'évacuation de l'entreprise). "Parler" permet de communiquer avec d'autres personnages non-joueurs, les textes et choix des dialogues étant affichés dans une fenêtre dédiée. Les choix de dialogues constituent un nuancier dont le nombre de propositions (entre 5 et 11) et le degré de réalisme, doivent éviter toutes suggestions négatives, neutres ou positives des comportements représentés. "Utiliser" permet d'utiliser un élément interactif, entraînant une action déterminée dans le scénario.

V. INTERFACE

L'interface comporte les éléments suivants :

- Une indication de progression située en haut à droite, qui permet de connaître le nombre de missions du scénario ;
- Un emplacement dédié aux dialogues entre les personnages, en bas au centre ;
- Une icône d'accès au menu du jeu (Quitter le jeu, Paramètres du jeu, Retour en jeu etc.) ;
- Pointeur avec 2 états : un état de base (flèche) et un état lorsque le pointeur est sur un élément interactif (main + surbrillance des éléments interactifs).

Pour ne pas entrainer le rejet du jeu par un joueur effectuant des choix inadéquats, et soutenir sa réflexion sur la qualité de ses choix et décisions, le scoring est dans une situation quasi permanente d'incrémentation. La vitesse et l'efficacité d'incrémentation témoigne du caractère adéquat des décisions du joueur. Le score s'actualise en temps réel.

Il n'existe pas réellement de victoire et de défaite. En effet le joueur ne peut pas perdre la partie. Par contre il termine le jeu avec un certain score de réussite. Son objectif est d'obtenir le score le plus haut possible.

Le jeu nécessite que l'on soit connecté en tant qu'abonné à la plateforme THWeb. Cet abonnement se fait via un formulaire de création de compte avec les champs : Identifiant, mot de passe, adresse email. Les chargements sont en temps réels grâce à la technologie VRML/X3D au lancement et au fil des scénarios du jeu.

Le jeu utilise une vue fixe positionnée selon le décor choisi. Nous voyons donc le personnage qui bouge dans ce décor, sans que le décor ne bouge, lorsque celui-ci est grand, il peut y avoir scrolling horizontal ou vertical.

Des bruitages sont présents dans les différentes scènes. Le jeu comporte les fonctions habituelles de pause, aide, sauvegarde de position et de scoring, divers mémoires de scores personnels ou maximum, rejouer ...).

VI. TECHNOLOGIE LOGICIELLE

La technologie utilisée est un moteur de jeu en JAVA nommé Melting Bot, développé spécialement pour ce jeu et pour les futurs jeux de type aventure sur d'autres thématiques. Il est composé d'un :

- éditeur de personnage ;
- éditeur de dialogue ;
- éditeur de scène ;
- éditeur d'images et d'interfaces.

Ce moteur permet de plus de :

- Simuler des comportements via un système de caractéristiques ;
- Sauvegarder la progression du joueur ;
- Créer un système avancé de dialogues et d'évènements ;
- Animer des objets et des personnages ;
- Personnaliser le jeu à son image.

Le jeu est exploitable en local après installation sur machine (PC, Mac).

Les exigences technologiques sont modestes pour une des conditions d'utilisation optimales (Processeur : 2GHz, Mémoire RAM de 1 Go, Cartes graphique et son intégrées à la carte mère, - Système d'exploitation : Windows XP, Vista, Windows 7, Mac Os X.5 et suivants, - Connexion Internet : ADSL).

La conception du jeu intègre et prévoit ses évolutions :

- Ajouts de personnages avatars lors du choix des personnages ;
- Ajouts de lieux externes aux scénarios existants ;
- Ajouts de scènes externes aux scénarios existants ;
- Ajouts de nouveaux scénarios complets (Lieux, Objets, Personnages, scénarisation-interaction).

VII. CONCLUSION

Serious game de sensibilisation orientée sur les changements d'attitudes, Handicohésion est actuellement en ligne (http://www.handicohesion.com/) après avoir été testé fonctionnellement au préalable sur l'ensemble des scénarios [10].

Le projet avait été sélectionné dans le cadre des appels à projet pour le Serious Gaming et le Web 2.0. Ce projet est le fruit d'un partenariat entre la Game Agency 3DDUO, la société OlivierFinet Consultants, et le laboratoire THIM – UP8.

Transmission effective entre recherche et entreprise, disponible depuis la fin du projet sous licence par abonnement auprès de cinq distributeurs, ce jeu vient d'être adopté à destination de leur personnel par trois

« enseignes » de la grande distribution. Conçu au départ pour la sensibilisation et la préformation, il a été récemment et est actuellement utilisé dans le cadre de formations professionnelles, objet d'une évaluation.

Le jeu sera en démonstration et jouable durant la conférence.

VIII. BIBLIOGRAPHIE

[1] E. Plaisance. "Autrement capables", *éditions Autrement*, Paris, septembre 2009.

[2] World Health Organization, "International Classification of Impairments, Disabilities and Handicaps.", *A manual of classification relating to the consequences of disease*, Geneva, 1980.

[3] P. Fougeyrollas, H. Bergeron, R. Cloutier, J. Côté, G. St Michel. "Classification québécoise : Processus de production du handicap. ", *RIPPH*, Québec, 1998.

[4] P. Wouters, E. van der Spek, H. van Oostendorp. "Current practics in serious game research : A review from a learning outcomes perspective.", *Institute of Information and Computing Sciences*, Utrecht University, the Netherlands, 2009

[5] Tableau de bord sur l'emploi et le chômage des personnes handicapées, Ministère du Travail, de l'Emploi et de la Santé, 2009.

[6] http://www.seriousgamesecretcam.fr/index.php

[7] D. J. Brown, N. Shopland, S. Battersby, A. Tully and S. Richardson. "Game On: Accessible Serious Games for Offenders and those at Risk of Offending.", *Journal of Assistive Technologies, vol. 3, issue 2, p. 13-25, Pier Professional*, 2009.

[8] G. Calvary, J. Coutaz. "Plasticité des interfaces : une nécessité !", *Actes des deuxièmes assises nationales du GDR i3 Information Interaction Intelligence, p. 247-261, édition Cépaduès*, 2002

[9] T. Susi, M. Johannesson, P. Blacklund. "Serious Games – An Overview", *Technical Report HS- IKI -TR-07-001*, 2007

[10] http://www.handicohesion.com/

Interdisciplinarité et gérontechnologies: le rôle de l'ergonomie

Farah Arab*
Université Paris 8, Laboratoire PARAGRAPHE
Équipe Conception, Création, Compétences, Usages (C3U)
2, rue de la liberté – 93526 Saint-denis cedex (France)
farah.arab@yahoo.fr

Farah Arab est Lauréate du Prix de thèse 2011 de la Fondation Médéric Alzheimer.

Résumé : Cet article explore les contours interdisciplinaires de l'ergonomie qui contribuent à l'amélioration des conditions de vie des personnes âgées à travers la conception d'environnements technologiques d'assistance. Il s'appuie sur une recherche qui intègre des connaissances et des méthodes issues de la psychologie, de l'ergonomie et de l'informatique pour concevoir et évaluer des solutions technologiques d'assistance à domicile.

Nous présenterons ici nos principaux questionnements, notre stratégie de recherche et les perspectives développées suite aux résultats obtenus.

Mots clés : âge, sujet capable, activités de la vie quotidienne, ressources et environnement capacitants.

I. INTRODUCTION

Le contexte démographique actuel et prévisionnel entraîne, dans les pays développés, l'émergence de besoins d'assistance auxquels la société doit faire face. Pour diminuer le coût de prise en charge des personnes vieillissantes et éviter l'engorgement des structures de soins, tout en rassurant et déchargeant les aidants, les recherches actuelles visent le prolongement du maintien à domicile des personnes vieillissantes à l'aide des technologies. Mais la diminution de leur autonomie fonctionnelle sur le plan de la mobilité, de la communication, des fonctions mentales ainsi que des activités de la vie quotidienne et domestiques rend leur maintien à domicile difficile [1]. La préservation et la compensation des limitations fonctionnelles apparaissent donc comme un enjeu majeur pour les années futures.

L'interdisciplinarité permet de fédérer et de partager des connaissances et des méthodes pluridisciplinaires dans les différentes étapes des projets de recherche et de conception. Appliquée à la recherche gérontologique, cette approche vise la conception de dispositifs et d'environnements d'assistance mieux adaptés à tous les sujets vieillissants. Le domaine des gérontechnologies regroupe d'ailleurs différentes disciplines, "au carrefour de la gérontologie et de la technologie" [2] [3] [4].

L'idée centrale de cet article est de porter des réflexions sur le rôle de l'interdisciplinarité dans le processus de construction de ressources pour l'autonomie du sujet vieillissant. Il s'agit également d'explorer les contours interdisciplinaires de l'ergonomie contribuant à l'amélioration des conditions de vie des personnes âgées à travers la conception d'environnements technologiques. Dans quelle mesure les approches ergonomique et développementale peuvent-elles contribuer à une démarche de conception innovante? Nous aborderons cette question à partir des résultats d'une recherche interdisciplinaire, participative et centrée utilisateur qui vise la conception et l'évaluation de solutions technologiques d'assistance alternatives (pas seulement compensatoires) aux personnes vieillissantes pour leurs activités à domicile [5].

Nous présenterons ici nos principaux questionnements, notre stratégie de recherche et les perspectives développées suite aux résultats obtenus.

II. OBJECTIFS DE RECHERCHE

Qu'est-ce qui contraint ou empêche le sujet dans la réalisation des objectifs qu'il s'est fixés et quelle est l'aide minimale à lui apporter pour le sortir de la situation de limitation d'activité ou d'impasse dans laquelle il se trouve?

Pour répondre à ces questions, notre approche consiste à étudier et à favoriser les processus de développement qui sont guidés et soutenus par les sujets et qui contribuent à la construction de leurs ressources (internes et externes). Elle se traduit par l'élaboration d'une méthodologie transdisciplinaire d'évaluation et de conception des aides capacitantes dont l'objectif est

double. Le premier objectif est d'améliorer le fonctionnement cognitif et social des personnes au cours de leurs activités quotidiennes. Le second objectif découle directement du précédent et vise l'allègement de la charge de travail des aidants au profit d'activités partagées ou personnelles.

De notre point de vue, l'enjeu de la conception va au-delà de la compensation ou du ralentissement de la détérioration de l'état des personnes. Il vise également la préservation de leurs capacités résiduelles et l'anticipation de leur état futur. L'assistance aux personnes ne doit pas non plus se limiter à la conception et à la proposition de services ou de dispositifs d'assistance spécifiques à une population donnée. Cela favoriserait le risque de stigmatisation des personnes à travers la proposition de solutions associées à un déficit particulier. Certains auteurs [6] parlent même de "risque de cristallisation de la sénescence" dans les technologies d'assistance en devenant des "marqueurs de vieillesse" [7].

III. SUJET VIEILLISSANT: UN SUJET "AUTREMENT CAPABLE"

A l'instar de plusieurs auteurs [8] [9], le sujet est abordé ici selon une perspective développementale, du point de vue de ses capacités (de ce qu'il sait faire) et de ses limitations (de ce qu'il ne peut plus faire).

A. Sujet capable, pouvoirs et capacités d'agir

Le sujet vieillissant est considéré comme "un sujet capable, doté de capacités et de pouvoirs d'agir, inscrit dans une dynamique évolutive singulière" constituée à la fois de décroissance (caractérisée par la dégradation progressive des fonctions physiologiques ou cognitives) et de développement (lié à l'expérience) [10]. Dans cette logique, "l'organisme vieillissant est vu comme un système qui fonctionne autrement et pas uniquement comme un système qui fonctionne moins bien" [8]. Il s'agit d'un sujet qui fait autrement : un sujet "autrement capable" [11] qui n'est d'ailleurs pas "passif devant l'érosion du temps sur son organisme" puisqu'il "tente d'en éviter ou retarder les effets" [8].

La différence entre les concepts de capacité et de pouvoir d'agir repose sur la distinction entre "ce qui est mobilisable par le sujet et ce qui est effectivement possible dans la singularité des situations et des conditions de l'activité" [10]. Ainsi, l'élargissement du champ des possibles peut permettre au pouvoir d'agir de se développer.

B. Constitution et mobilisation d'un système de ressources

Le sujet capable est intentionnellement engagé dans des activités qui visent à la fois la réalisation d'un but (activités productives) et des activités qui visent l'élaboration de ressources internes et externes (compétences, instruments, etc.) [10].

Pour agir, le sujet capable dispose d'un ensemble de ressources (moyens d'actions et de connaissances) qui dépendent à la fois "de ce qui lui est fourni par les organisations et les institutions et de ses propres élaborations développées au long de l'expérience professionnelle" (notamment en termes de compétences et d'instruments) [10]. Les ressources dont disposent le sujet vieillissant, sujet capable, ne sont donc pas systématiquement anticipées. Elles sont mobilisées par le sujet en fonction de ses caractéristiques propres et des caractéristiques de la tâche et de la situation contextuelle, parmi l'ensemble des ressources mobilisables.

Le sujet va ainsi construire et parfaire son propre système de ressources au fil du temps (appropriation des ressources) afin de compenser ses éventuels déficits liés au vieillissement et de maintenir une efficacité productive (développement de compétences avec l'expérience) [12] [16]. Il est en ce sens "sujet en développement et sujet de son développement" [10].

C. Affaiblissement des ressources et diminution du pouvoir d'agir

Le sujet vieillissant subit, au cours de son développement, les évolutions physiologiques et cognitives de son organisme. Ses limitations fonctionnelles et les ressources dont il dispose ne sont pas les mêmes tout au long de la journée (aidants familiaux ou professionnels absents, etc.). Ainsi, la constitution et la mobilisation des ressources d'action du sujet vieillissant résultent à la fois du développement de son état fonctionnel et de la qualité de l'environnement. Comment conserver alors son pouvoir d'agir quand les moyens disponibles ne sont pas les mêmes ou quand les moyens habituels ne sont pas mobilisables ? Comment conserver son pouvoir d'agir quand on est fatigué ou âgé?

L'activité du sujet et ses conditions de réalisation peuvent influencer doublement le processus de vieillissement, en termes de croissance et de décroissance. En effet, ces conditions, internes (relatives au sujet) et externes (relatives aux situations), vont favoriser ou freiner le développement du pouvoir d'agir du sujet. En particulier, les conditions externes font que les moyens disponibles vont devenir des ressources pour le développement de la capacité et du pouvoir d'agir du sujet. Ainsi, le sujet vieillissant va pouvoir conserver ses

capacités fonctionnelles malgré la décroissance physiologique. Toutefois, certaines situations peuvent, en raison des contraintes et des exigences qu'elles imposent, entraîner une diminution du pouvoir d'agir et une source de souffrance. Par exemple, avec l'ordinateur, "*il y a les enfants qui viennent y jeter un œil et là ils s'en rendent pas compte mais ils détraquent tout ! Ils rangent ça à droite, ça à gauche… ils suppriment, changent de place les icônes et quand on veut le réutiliser, on comprend plus rien. Mon neveu a tout remis en état mais après je n'ai plus pu le réutiliser. Je savais plus comment faire !*" (Ancienne ingénieur, 69 ans). La souffrance issue de la diminution du pouvoir d'agir du sujet [10] n'est "pas uniquement définie par la douleur physique, ni même par la douleur mentale, mais par la diminution, voire la destruction de la capacité d'agir, du pouvoir de faire, ressenties comme une atteinte à l'intégrité du soi" [14]. Ricœur [15] distingue plusieurs effets de la diminution du pouvoir d'agir sur le sujet capable.

La diminution du pouvoir d'agir se traduit avant tout par des répercussions "au niveau des résultats de l'activité productive du sujet et de ses conditions de réalisation" [10]. Ces répercussions sont donc "liées aux critères d'efficience et d'efficacité". Rabardel [10] explique que les gestes et les schèmes efficaces du sujet sont devenus inopérants ou le sont moins; ce qui se traduit par "des adaptations et des régulations coûteuses", de la part du sujet, pour maintenir sa performance. Pour cet auteur, ces adaptations et ces régulations sont également génératrices d'une souffrance, qui vient s'ajouter à la souffrance de 'l'échec dans la reconstitution de la performance, lorsque l'ensemble des efforts consentis ne suffit pas à mener à bien la réalisation d'une activité" [10].

Par ailleurs, la diminution du pouvoir d'agir a des répercussions au niveau de la reconnaissance sociale car "le sujet n'a plus les moyens de valoriser ses compétences aux yeux des autres". Le sujet n'est pas moins compétent mais les conditions de réalisation peuvent l'empêcher d'agir; il "conserve la capacité de faire mais pas le pouvoir de faire". Pour Rabardel [10], la diminution du pouvoir d'agir entraîne "un décalage entre la capacité et le pouvoir d'agir réel du sujet" ; autrement dit, entre ce que le sujet est capable de réaliser et ce qu'il peut effectivement réaliser compte tenu des exigences et des contraintes de la situation.

Enfin, "le sentiment d'injustice et le caractère arbitraire" liés à la diminution du pouvoir d'agir peuvent également être source de souffrance. Ainsi, afin d'ouvrir la voie à une construction du pouvoir d'agir avec ou sans déclin (autrement dit, de permettre une conservation des capacités fonctionnelles malgré une décroissance physiologique), il semble essentiel que les situations de réalisation d'une activité quotidienne (assistance technique, etc.) permettent d'élaborer et de mobiliser des ressources pour l'activité. Pour ce faire, il nous faut pointer les ressources et les obstacles potentiels issus des situations.

IV. DES RESSOURCES POUR L'ACTIVITE

Quel est le potentiel des technologies pour le développement des capacités et des pouvoirs d'agir des personnes vieillissantes? Quelle est la place des personnes atteintes de troubles cognitifs dans le processus de conception? A quel(s) moment(s) les intégrer et quelle(s) peuvent être leurs contributions?

Les sujets disposent de différents moyens d'assistance (humains, techniques, technologiques) qui concourent à la préservation voire au développement de leur pouvoir d'agir lorsque leurs ressources internes (physiques ou cognitives) s'affaiblissent. L'aide familiale représente la première forme de prise en charge et d'assistance du sujet vieillissant [16]. Mais elle s'avère très vite insuffisante, notamment en cas de démence profonde ou pour les personnes dont l'état nécessite les traitements médicaux les plus lourds.

Les gérontechnologies peuvent apporter une réponse positive en termes d'amélioration de la qualité de vie des personnes et de développement du pouvoir d'agir.

A. Gérontechnologies, autonomie et maintien à domicile

Comment exploiter les environnements pour rendre les personnes vieillissantes plus capables? Les géron-technologies permettent de maintenir l'équilibre entre les contraintes environnementales et les compétences des sujets vieillissants [17]. Ils peuvent être définis comme des objets, des équipements ou des systèmes utilisés pour augmenter ou améliorer l'autonomie et la participation de la personne dans la vie quotidienne [18].

Plus précisément, l'objectif des gérontechnologies (et plus largement des technologies pour l'autonomie) est d'améliorer les conditions de vie des personnes âgées à travers la conception d'environnements technologiques au service de la santé, du logement, de la mobilité, de la communication, des loisirs et du travail des personnes âgées [19]. Les technologies d'assistance dédiées aux personnes âgées dépendantes visent principalement à les accompagner dans les activités de la vie quotidienne, dans les relations sociales et dans la communication. Elles ont également un rôle de sécurité (détection des chutes par exemple) [19] [20].

Le lecteur intéressé pourra se reporter à [4] [21] [22] pour une revue des systèmes d'aide aux personnes âgées.

B. *Gérontechnologies et troubles cognitifs*

Face à l'affaiblissement des ressources cognitives internes des personnes âgées, les systèmes d'assistance peuvent intervenir au niveau de l'organisation de la vie quotidienne, de la réalisation d'activités complexes, des déplacements et de la communication, pour favoriser leur maintien à domicile [23]. Dans la littérature, les technologies d'aide à la cognition sont souvent désignées par les termes d'orthèses cognitives [24] [25]. Parmi ces aides, nous considérons plus précisément les systèmes de localisation (aides à la mobilité, dispositifs de surveillance) ainsi que les systèmes d'aide à la mémoire (dispositifs de planification et rappel de tâches, dispositifs de stimulation), à la réalisation des activités de la vie quotidienne, et à la communication [5].

C. *Vers des ressources et environnements capacitants*

La conception d'une assistance technologique, et en particulier d'un environnement capacitant [26] [27] [28], doit prendre en compte et être capable d'interagir avec l'environnement et le système d'assistance global du sujet vieillissant (aide familiale, professionnelle, etc.). Elle implique par ailleurs de "concevoir des lieux pour la diversité des capacités des personnes et autorisant le développement de pouvoirs d'agir équivalents quand les capacités sont différenciées" [11]. L'enjeu de la conception n'est pas seulement de "compenser les déficiences individuelles et d'éviter les situations génératrices d'effets négatifs" (approche corrective) [28]. Il s'agit de fournir au sujet vieillissant l'environnement qui lui permette de "construire sa propre santé, son propre vieillissement, de la meilleure façon possible" (approche constructive) [29].

Le caractère capacitant de l'environnement d'assistance repose sur la combinaison et la complémentarité des aides techniques et humaines. La prise en compte de la diversité et de la variabilité des caractéristiques individuelles, dans un contexte donné, est indispensable pour permettre et pérenniser l'utilisation des technologies d'assistance. Notre démarche consiste à "appréhender la diversité humaine sans gommer ce qui la fonde" [30]: la singularité individuelle.

V. LE ROLE DE L'ERGONOMIE

Notre démarche ergonomique permet d'outiller l'activité des acteurs de la conception et de proposer des services et des systèmes d'assistance adaptés aux caractéristiques des personnes et à la situation contextuelle, tout en assurant la construction de l'utilité et la continuité des services proposés.

A. *Expression des besoins et analyse des usages: l'approche ergonomique*

La perspective théorique et le caractère opératoire de la démarche ergonomique permettent de contribuer à la connaissance des problèmes de limitations d'activité que rencontrent les personnes vieillissantes, ainsi qu'au déploiement de services d'assistance adaptés à leurs caractéristiques et à leurs environnements de vie.

L'observation des éventuelles difficultés des sujets en situations écologiques permet d'améliorer la connaissance des capacités du sujet en allant, au-delà des seuls diagnostics symptomatiques, étiologiques et physiopathologiques habituels, vers un diagnostic davantage fonctionnel. Ce diagnostic permet d'identifier les situations ou les activités révélatrices de décroissance probable et de connaître les conséquences des limitations fonctionnelles sur la capacité et le pouvoir d'agir du sujet afin de mieux guider les professionnels de santé dans la prise en charge et le choix de services pertinents.

La connaissance et l'analyse approfondie de l'activité des personnes dans les différentes situations contextuelles permet l'adaptation des ressources à une population vieillissante et présentant des handicaps avec l'avancée en âge. L'analyse de l'activité et de son organisation permet également d'interroger les contraintes et les opportunités d'usage des technologies d'assistance. Elle permet aussi de rendre compte des usages informels et des ressources internes mobilisées par les personnes vieillissantes pour appréhender le monde et pallier leurs difficultés en développant des stratégies alternatives et pas seulement compensatoires.

Nos résultats montrent que l'évaluation par des fonctions ne correspond pas aux capacités réelles des personnes et peut conduire à de mauvaises solutions d'assistance ou à des solutions qui ne ciblent pas réellement les besoins des personnes. En effet, les capacités des personnes vieillissantes ne sont pas limitées à leurs performances aux tests. Elles sont mieux préservées que le disent les méthodes d'évaluations de fonctions prises séparément. Par exemple, si les sujets ne sont pas capables de téléphoner (d'après les tests); rien n'est dit sur ce qui pose réellement problème (la taille des touches, le fait de mémoriser des numéros de téléphone, le fait de saisir le combiné, etc.).

B. *Conceptualisation du système de ressources: la Méthode des défaillances et de substitution des ressources (MDSR)*

Les caractéristiques d'une activité et la variabilité situationnelle font qu'il est impossible d'anticiper et de conceptualiser une activité de manière satisfaisante en termes opératoires. Dans un monde où l'aléatoire joue un

rôle important, il est donc indispensable d'aider les personnes à accéder et à utiliser les informations pertinentes pour leurs activités quotidiennes. De même, il est nécessaire de les aider à penser et à agir dans un environnement où la dimension temporelle prédomine.

De nombreuses ressources, humaines et matérielles, peuvent être mises à contribution pour supporter l'activité du sujet vieillissant (avec ou sans troubles cognitifs). Leur conceptualisation et celle de l'environnement permettent l'identification des objets du monde, de leurs propriétés et de leurs relations afin que ces objets et leurs propriétés soient directement accessibles aux personnes.

La Méthode des Défaillances et de Substitution des Ressources (MDSR), mise au point par Rabardel et Bourmaud [12], nous a permis d'identifier les principales fonctions des instruments du sujet, de définir les ressources pouvant se substituer, totalement ou partiellement, à l'artefact défaillant et d'évaluer les conséquences de cette substitution sur son activité. L'utilisation de cette méthode a permis d'enrichir notre représentation du système de ressources mobilisables, en nous projetant dans une situation de défaillance ou d'absence de ressources, afin d'évaluer la possibilité pour l'environnement d'assistance de proposer au sujet des ressources palliatives ou substitutives.

La constitution et la mobilisation d'un répertoire de ressources alternatives (voire redondantes) permettent aux personnes vieillissantes d'adapter leurs conduites aux différentes situations contextuelles qu'elles peuvent rencontrer et par conséquent, de se sentir moins démunies face à une situation nouvelle [5] [31].

C. Modélisation du sujet capable en conception

Le sujet ou le profil utilisateur [32] [33] est généralement décrit par ses capacités, ses incapacités et ses préférences, c'est-à-dire par ce qu'il sait ou ne sait pas faire et ce qu'il préfère en termes de services. Mais la proposition d'assistance, en fonction des capacités ou des limitations fonctionnelles seules, n'est pas suffisante pour aborder le sujet capable en devenir et tenir compte de la complexité et du caractère évolutif des handicaps ainsi que de la variabilité intra-individuelle. La définition des capacités et des incapacités dans l'absolu n'a de sens qu'en lien avec la situation contextuelle et les exigences de l'activité (objectifs que s'est fixés le sujet).

De même, la conception d'un environnement d'assistance basé sur un schéma déterministe ou une description en termes de tâches n'est pas suffisante pour aborder la complexité d'une situation ainsi que pour anticiper et faire face aux imprévus, tels que les situations de défaillance ou d'absence. La conceptualisation du système de ressources mobilisables permet de doter l'environnement d'assistance de moyens permettant d'adapter les ressources et les services proposés en fonction des capacités actuelles du sujet, de ses préférences et de ses besoins contextuels. Elle permet ainsi de créer les conditions d'adaptation pour favoriser le développement du pouvoir et des capacités d'agir des personnes vieillissantes.

VI. DISCUSSION ET PERSPECTIVES DE RECHERCHE

L'exploration des contours pluridisciplinaires de l'ergonomie permet de fédérer des compétences diverses autour de la conception de dispositifs d'assistance visant l'autonomie (fonctionnelle et décisionnelle) et la qualité de vie des personnes vieillissantes.

La conception des environnements d'assistance implique la considération de l'ensemble des utilisateurs évoluant dans un même environnement afin de ne pas en "handicaper" certains à travers la proposition de dispositifs qui interfèreraient avec leur mode de vie et empêcheraient le développement de leur propre pouvoir d'agir. Le piège est de se réfugier dans des compromis qui risquent d'aboutir, de toute façon, à des réponses ou "solutions" qui ne seraient optimales pour personne. Le prolongement de ce travail pourrait ainsi aborder des analyses d'usages qui ne portent pas seulement sur des situations d'usages privés caractérisées par un tête-à-tête utilisateur-artefact ou environnement, mais qui impliquent des situations d'activités collectives.

Le caractère capacitant de l'environnement d'assistance ouvre des perspectives de recherche et de conception pour l'ergonomie et le déploiement d'environnements permettant d'assurer la continuité des services et, au sujet, d'agir de manière autonome et en toute sécurité.

Au-delà de technologies fonctionnellement adaptées et adaptables, il serait intéressant de réfléchir à des dispositifs d'assistance plus ludiques voir pédagogiques avec des interfaces plus amusantes, plus intuitives, plus efficientes. En particulier, les objets physiques ou tangibles font partie intégrante de notre environnement de vie et la manière dont ils sont conçus (caractéristiques physiques) influence la manière dont nous les utilisons (une chaise longue vs une chaise de bureau) au travers des schèmes qu'ils mobilisent. Des travaux futurs pourraient ainsi réfléchir à de nouvelles formes d'interaction basées sur les schèmes antérieurs des sujets. Cela permettrait de réduire les coûts physiques et cognitifs d'une activité difficile pour les sujets vieillissants (atteints ou non de déficits cognitifs) à travers une interaction plus naturelle et plus intuitive. Bien évidemment, nous faisons ici, la distinction entre les

sujets dont les déficits sont acquis et qui peuvent se raccorder à une classe de situations connue, et ceux pour lesquels les limitations fonctionnelles sont congénitales.

VII. BIBLIOGRAPHIE

[1] Micas, M., Albarede, J.L. (1991). Prise en charge des troubles de l'adaptation sociale chez les déments. Dans Habib, M. et al., *Démences et syndromes démentiels : Approche neurologique*, St-Hyacinthe: Masson/ Edisem.

[2] Cornet, G. (2004). La Gérontechnologie. *Revue Hospitalière de France*, 491(28-35).

[3] Cornet, G., Ed. (2005). Technologies au service du soin. *Gérontologie et Société*, Fondation Nationale de Gérontologie.

[4] Rialle, V. (2007). *Technologies nouvelles susceptibles d'améliorer les pratiques gérontologiques et la vie quotidienne des malades âgés et de leur famille*. Paris, Rapport pour le Ministère de la Santé et des Solidarités.

[5] Arab, F. (2010). *Quelles ressources pour le sujet vieillissant? Les ontologies: une perspective pour la conception et l'évaluation des aides capacitantes*. Thèse de doctorat en ergonomie et en informatique. Université Paris 8 et Université de Sherbrooke (Québec).

[6] Bobillier Chaumon M. E., Sandoz-Guermond, F. (2006). L'accessibilité des nouvelles technologies (E-services) : un enjeu pour l'intégration sociale des personnes handicapées. *41ème Congrès de la SELF*, 11-13 septembre 2006, Caen.

[7] Caradec V. (1999). Vieillissement et usage des technologies. Dans Communication et personnes âgées, *Réseaux*, vol. 17, n°96, pp. 45-96.

[8] Marquié, J.C. (1993). *Vieillissement cognitif, expérience et contraintes de l'environnement. Perspectives théoriques et ergonomiques*. Doctorat en Sciences du comportement, Université Paul Sabatier, Toulouse, France.

[9] Rabardel, P., Bourmaud, G. (2003). From computer to instrument system: a developmental perspective. *Interacting with Computers*, 15(5), 665-691.

[10] Rabardel, P. (2005). Instrument subjectif et développement du pouvoir d'agir. Dans Rabardel, P., Pastré, P. *Modèles du sujet pour la conception: dialectiques activités développement*. Paris, Octarès.

[11] Folcher V. (2010). *Développement des hommes et des techniques, perspectives de conception pour et dans l'usage*, Document de synthèse pour l'obtention de l'Habilitation à Diriger des Recherches, Université Paris 8.

[12] Pueyo V. (1998). Construction et évolution des compétences: l'exemple des autocontrôleurs dans la sidérurgie. *Actes du 32ème congrès de la SELF*. Paris, septembre, pp. 583-590.

[13] Toupin, C. (2005). L'élaboration des stratégies de travail nocturnes: le cas d'infirmières de nuit d'un service de pneumologie français. *Pistes*, volume 7 n1, février 2005.

[14] Linhart, R. (1978). *L'établi*. Editions de Minuit.

[15] Ricoeur, P. (1990). *Soi-même comme un autre*. Le Seuil.

[16] Abdulrazak, B. (2004). *Interaction Homme-Machine dans le cas d'un handicap moteur. Thèse de doctorat en informatique.* Institut National des Télécommunications.

[17] Spillman, B.C. (2004).Changes in elderly disability rates and the implications for health care utilization and cost. *The Millbank Quarterly*, 82, pp. 157-194.

[18] Cook, A., Hussey, S.M. (2002). Assistive technologies: principles and practice. 2nd edition, Saint Louise: Mosby.

[19] Burdick, D.C., Kwon, S. (2004). *Gerotechnology: Research and Practice in Technology and Aging*. New York: Springer Publishing Company.

[20] Gitlin, L.N., et al. (2002). Evaluating home environments of persons with dementia: Interrater reliability and validity of the Home Environmental Assessment Protocol (HEAP). *Disability and Rehabilitation*, 24 (1-3), pp. 59-71.

[21] Ghorayeb, A. (2007). *ECOVIP: Espace de Communication Visiophonique pour des personnes âgées. Conception, réalisation et évaluation participatives*. Thèse de doctorat en informatique, Université Joseph Fourier.

[22] Rialle, V. (2007). *Technologies et Alzheimer. Appréciation de la faisabilité de la mise en place de technologies innovantes pour assister les aidants familiaux et pallier les pathologies de type Alzheimer*. Thèse de doctorat en génie biologique et médical, Université Joseph Fourier et CHU de Grenoble.

[23] Pigot, H. et al. (2009). La gérontechnologie, support au choix des personnes âgées. *1er Congrès de la SFTAG*, 18-20 nov. 2009, Université de technologie de Troyes, France.

[24] Wilson, B.A., et al. (1997). Evaluation of NeuroPage: A new memory aid. Journal of Neurology, Neurosurgey and Psychiatry, 1997. 63: p. 113-115.

[25] Kim, H., et al. (2000). Electronic memory aids for outpatient brain injury: follow-up findings. *Brain Injury*, 2000, 14(2): p. 187-196.

[26] Falzon, P. (2005) Ergonomics, knowledge development and the design of enabling environments. *Proceedings of the Humanizing Work and Work Environment HWWE'2005 Conf.*, Dec. 10-12 Guwahati, India; 1-8.

[27] Falzon, P. (2006) Enabling environments and reflective practices. ABERGO'2006, 14th ABERGO Congress, Curitiba, Brésil, 29 octobre-2 novembre 2006.

[28] Falzon, P., et al. (2009) Pour une ergonomie constructive : les conditions d'un travail capacitant. *Laboreal*.

[29] Laville, A., Volkoff, S. (1993). Age, santé, travail: le déclin et la construction. *Actes du 28ème Congrès de la SELF*, Genève, 22-24 septembre 1993.

[30] Folcher V., Lompré N. (2012) (à paraître) Accessibilité pour et dans l'usage, concevoir des situations adaptées à tous et à chacun, *Le Travail Humain.*

[31] Arab, F., Pigot, H., Rabardel, P., Folcher, V., Rigaud, A.S., Mokhtari, M. (2011). Age, memory and time: practices and support. *Special Issue for the AMSE Journals*, volume 71, Issue 3, mars 2011.

[32] Kadouche, R. (2007). *Modélisation du profil utilisateur et personnalisation dans les espaces de vie intelligents*. Thèse de doctorat en informatique de Telecom Sud Paris.

[33] Ghorbel, M. (2008). *Abstraction Service Model for adaptive provision in ambient assistive living*. Thèse de doctorat en informatique de Telecom Sud Paris.

Application de la réalité augmentée sonore pour les visites de musées par les malvoyants

F. Z. Kaghat ,F. Sailhan, P. Cubaud
CEDRIC/ ILJ, Conservatoire National des Arts et Métiers, France
fatima.azough,francoise.sailhan,cubaud@cnam.fr

Résumé : Nous décrivons un système de réalité augmentée sonore pour la visite du musée des Arts et Métiers (MAM) destiné aux publics à déficience visuelle. Le prototype proposé utilise un dispositif composé d'un casque stéréo sur lequel est fixé un capteur de position et d'orientation. Il permet de procurer aux visiteurs malvoyants un sentiment d'immersion avec des sons émanant virtuellement des œuvres exposés, ce qui leur permet de mieux les découvrir. La scène sonore proposée est réalisée à travers une architecture en zones d'audibilité qui permet de définir différents scénarios de visites libres ou guidés, selon les préférences des visiteurs.

I. PREAMBULE

Abritant plus de 4000 objets de différents domaines (i.e. communication, construction, automates), le musée des arts et métiers (MAM) interpelle par la particularité fonctionnelle et technique des œuvres qu'il abrite (Figure 1). Des joyaux technologiques fascinants aussi bien par leurs formes surprenantes, que par les sons qu'ils produisent quand ils se mettent en état de marche. Ces sons sont complexes (bruits des machines) ou simples (musiques des automates), intenses ou légers, et tellement caractérisant qu'ils contribuent pleinement à créer l'identité de l'œuvre.

Cette dimension sonore est d'autant plus pertinente si le visiteur ne voit pas la machine, ou la voit mal. Entendre le bruit d'une machine permet au public à déficience visuelle de se faire une idée plus complète de l'oeuvre. Malheureusement, de nombreuses contraintes empêchent la mise en marche de ces machines au sein du musée, ce qui prive les visiteurs des informations pertinentes sur le fonctionnement de la machine. Ce défaut est encore plus ressenti chez les visiteurs malvoyant, pour qui, le son pourrait jouer un rôle fondamental facilitant la reconnaissance et la découverte des objets.

L'objectif de ce travail est de proposer aux publics à déficience visuelle, une visite à la fois agréable et instructive du musée tout en alliant une aide à la navigation et une immersion dans l'environnement sonore des œuvres du musés. Ces dernières sont augmentées par des sons virtuels, qui permettent aux visiteurs de percevoir l'œuvre non seulement tel qu'elle est présentée, mais également tel qu'elle aurait fonctionnée. Notre prototype épargne aux visiteurs toute interaction manuelle, puisque les visiteurs et leurs orientations sont localisés dans l'espace. Le contenu sonore est spatialisé et renvoyé aux visiteurs en binaural via un casque stéréo. Le son spatialisé donne aux visiteurs l'impression d'être immergé dans la scène sonore du musée.

Ce travail constitue une application de l'approche présentée dans nos premiers travaux [1,2] sur le cas particulier des visiteurs à déficience visuelle.

Après une présentation des objectifs que doit remplir notre prototype comme étant un système de Réalité Augmenté Sonore (RAS) pour un public à déficience visuelle (Section 3), nous présentons l'architecture de la scène sonore (Section 4) qui nous permettra de définir des scénarios de visite. En suite, nous décrivons l'implémentation du prototype (Section 5) et nous terminons par les travaux futurs (Section 6).

Figure 1 : Quelques œuvres du MAM

II. ÉTAT DE L'ART

La problématique de l'accessibilité pour les personnes handicapées, notamment pour un public à déficience visuelle, a été sujette à plusieurs travaux de recherche et à plusieurs applications allant de l'aide à la navigation aux jeux [16], passant par la visite des lieux culturels. Dans le contexte de l'aide à la navigation pour les personnes malvoyantes ou aveugles, on trouve des dispositifs sonores plus évolués technologiquement qui allient la géo-localisation des personnes et la personnalisation des contenus audios envoyés. Plusieurs de ces systèmes sont répertoriés dans une revue de la littérature récente [12], cependant, aucun de ces systèmes n'utilise la spatialisation sonore. Un des premiers dispositifs sonores d'aide à la navigation, qui utilise la spatialisation sonore est le système d'orientation personnelle (PGS). Il se base sur un GPS, une boussole et du son spatialisé pour guider les utilisateurs aveugles [7, 6]. D'autres systèmes similaires ont suivi, tels que Drishti [11, 8] et MOBIC [10], même s'ils n'utilisent pas le son spatialisé. Le projet SWAN [14] se poursuit dans la veine de PGS, permettant d'expérimenter un rendu sonore qui change avec le déplacement de l'utilisateur dans un monde réel. SWAN exige d'utiliser des périphériques externes tels qu'un capteur monté sur la tête, un système inertiel, ou une boussole numérique pour la détection de l'orientation. Dans la même optique, L'équipe du projet WAM [15] a développé une application mobile de réalité augmentée audio pour guider les malvoyants lors de leur parcours dans les transports en commun. Une expérimentation réalisée en situation réelle à Grenoble est centrée sur l'amélioration de l'autonomie des personnes en situation de handicap, et est basée sur la centrale d'inertie des smartphones qui intègre le chemin parcouru. Le système est adaptable au rythme de marche propre à chacun, grâce à un calibrage dynamique, et permet un recalage de sa position tout au long du parcours.

Dans le cadre de la visite des lieux culturelles pour les personnes handicapées, notamment pour un public à déficience visuelle, plusieurs instituts culturels et muséaux, comme le musée du Louvre, le musée national d'art moderne, le musée de l'école rurale en Bretagne, proposent des audioguides avec des contenus plus explicites, des livres tactiles, de l'écriture en braille ou en gros caractère. Malheureusement, les systèmes les plus courants que proposent les musées aux personnes malvoyantes, se sont contentés jusqu'à présent de communiquer les informations de navigation en braille ou à l'aide d'une synthèse vocale. Cependant que ça soit pour des non-voyants se déplaçant dans la rue ou se promenant dans une galerie d'art, l'utilisation d'une représentation spatiale soit d'une grande importance. Un autre constat est que les dispositifs sonores actuels se focalisent sur la guidance des malvoyants tout en négligeant l'aspect plaisir de la visite. Des dispositifs leurs procurant l'immersion sonore et l'autonomie de navigation au sein du musée seront d'une énorme utilité pour eux. Ils leurs permettront de découvrir les objets exposés à travers une dimension qui leur est familière: le son spatialisé.

III. SCENARIO DE LA VISITE : OBJECTIFS

L'objectif d'une visite assistée par un système de RAS pour un malvoyant peut être différent selon la nature des objets qui l'entourent et le lieu dans lequel il se positionne.

Le premier objectif est d'accompagner le malvoyant dans un environnement non initialement conçu pour la réception de personnes malvoyantes. L'audioguide est ainsi un accompagnateur du visiteur qui le guidera pour se déplacer entre les différentes salles du musée. Par exemple, il lui permettra d'éviter les obstacles (accompagnement) et émettra des alertes en cas de risque quelconque (signalétique).

Le deuxième objectif d'un tel système, est la découverte des oeuvres exposées à travers leurs dimensions sonores au lieu de se limiter à la dimension visuelle. Ceci peut se faire par l'augmentation de l'objet avec un son ambiant qui dépeint l'environnement. Il peut correspondre au son fonctionnel produit par l'oeuvre. Il s'agit alors de la bande-son originale de l'oeuvre ou d'un enregistrement effectué pendant que l'oeuvre est en marche. Il peut aussi s'agir d'un son de synthèse imitant celui que produirait une machine en état de marche avec la possibilité le mixer avec d'autres sons. Le contenu sonore ambiant peut être soit de la musique pour les oeuvres dont l'objectif est de produire un son (Joueuse de tympanon, boîte à musique,...). Il peut aussi être un son de fonctionnement pour les objets qui produisent des sons fonctionnels (horloge, télévision, phonographe), ou un bruit produit lors du fonctionnement d'un objet (moteurs, outils, instruments scientifiques). L'utilisation de la spatialisation de ces contenus audio émanant des divers oeuvres entourant le visiteur procurera à ce dernier un sentiment d'immersion dans le MAM et rendra la visite du musée similaire à celle d'une usine à machine.

Le troisième objectif est un objectif informatif. Le système d'audioguide, en fonction de la position et de l'orientation du visiteur, permet l'envoi de la description vocale (parole ou élocution) de l'objet le plus proche du visiteur. Elle peut aussi englober une histoire, un témoignage, un dialogue entre deux ou plusieurs

personnes, ou des extraits de conversations autour de l'oeuvre concernée.

IV. SCENE SONORE

La scène sonore, appelée aussi *soundscape*, contient plusieurs sources sonores placées dans des endroits spécifiques qui ont des propriétés acoustiques particulières [3, 4, 5]. Dans le contexte du musée, ces sources sonores peuvent être associées à des oeuvres du musée.

La source sonore localisée dans l'espace est la notion de base du modèle acoustique de la scène sonore. Lorsque la position du visiteur le permet, ce dernier perçoit les sons émis par la source sonore. Il paraît utile de dépasser un modèle plaquant strictement la réalité physique, vers un modèle plus personnalisable et maîtrisé. En effet, afin de maîtriser l'espace d'écoute du visiteur, nous introduisons la notion de Zone d'Audibilité (ZA) qui délimite l'espace dans lequel un son particulier est audible. L'intérêt de cette approche par ZA est la possibilité de personnaliser l'espace d'audibilité lié à une source sonore selon le besoin de l'application. Ainsi, il est possible de créer des zones d'audibilité non conventionnelles (sphériques) telles que des espaces en forme de parallélogramme ou de cylindre qui s'adaptent au mieux à la géométrie du musée. L'autre intérêt de cette approche est qu'elle permet de créer des zones qui ne correspondent à aucune oeuvre du musée, mais à des objets "banals" présents dans le musée tels que les portes, les escaliers, les comptoirs, etc...

Une ZA peut être de type partagée ou exclusive. La ZA partagée (shared) signifie que le contenu sonore entendu dans cette ZA est un mixage de plusieurs sons. Dans une ZA exclusive (standalone), un seul son est émis. Une ZA est caractérisée également par un type de diffusion qui définit si le son est spatialisé ou uniforme. Un son spatialisé signifie que le contenu est délivré d'une manière binaurale. Il est caractérisé par une source dont la position est définie. Au contraire, un son uniforme est omnidirectionnel, non localisé, et n'est donc pas délivré en format binaural. Ce type de diffusion est approprié dans le cas de contenus audio liés à un groupe d'oeuvres ou à une salle du musée. Le contenu sonore de la ZA (type de son) peut être de la parole, du son ambiant, de la musique, ou de la parole mixée avec la musique ou avec un son ambiant. Les caractéristiques d'une ZA sont présentées dans la Figure 2.

Figure 2 : Les caractéristiques d'une ZA

La disposition des sources sonores au sein du musée peut être libre et aléatoire. Plusieurs objets exposés peuvent être réunis dans un seul groupe et être représentés ainsi par une seule ZA qui décrit la fonction ou le thème du groupe. Cette zone peut également être divisée en ZA plus petites représentant chacune un objet particulier. Les objets constitués de plusieurs composants - qui produisent chacun un son distinct - peuvent être représentés par des ZA différentes, chacune représentant un composant particulier. La Figure 3 illustre un exemple du modèle hiérarchique. Le Fardier est associé à une zone mère qui contient des zones filles délimitant les parties du Fardier, ici la chaudière, le piston, et les roulements.

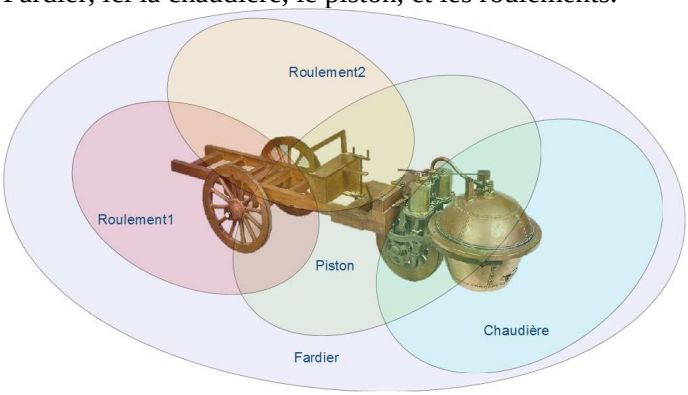


Figure 3 : Exemple de la disposition hiérarchique des ZA sur le Fardier de Cugnot

L'immersion dans un environnement de Réalité Augmentée Sonore peut être mieux appréciée lorsque les visiteurs sont capables d'apercevoir simultanément des sons provenant de diverses sources sonores. Cela justifie la création d'une architecture de ZA dans laquelle plusieurs zones sonores se recouvrent.

Ces exigences nous orientent vers l'adoption d'un modèle hiérarchique de la scène sonore sous forme d'arbre.

A. Modèle de la scène sonore : les types de ZA

Afin d'atteindre les différents objectifs décrits dans la section précédente, nous introduisons quatre types de ZA

- **Zone d'accompagnement** : c'est une ZA qui entoure le visiteur et qui se déplace avec lui au cours de sa visite. Son objectif est de diriger le visiteur malvoyant pour arriver à sa destination.

- **Zone ambiante**: c'est une ZA qui est associée à chaque oeuvre du musée que l'on souhaite intégrer dans le parcours du visiteur. Dans cette zone, le visiteur percevra un son ambiant émanant d'une source sonore assimilée au centre de la ZA. Plusieurs zones ambiantes peuvent se recouvrir. Ces zones peuvent être soit liées à des objets différents, soit à plusieurs composants du même objet. Le visiteur qui se retrouve au sein d'un lieu de recouvrement de deux ou plusieurs zones ambiantes pourra percevoir simultanément les sons spatialisés provenant des sources sonores différentes.

- **Zone de description** : ce type de ZA est essentiellement dédié à la description des objets exposés. Elle se trouve généralement au plus proche d'un objet. Dans cette zone, le visiteur percevra de la parole décrivant l'oeuvre concernée. La particularité de cette zone est que son contenu audio ne peut pas se mixer avec d'autres zones même en cas de recouvrement. Cette condition est volontairement imposée pour garder l'attention du visiteur sur l'objet à décrire.

- **Zone d'alerte** : c'est une ZA qui se positionne dans les endroits particulièrement risqués pour un malvoyant ou un aveugle, comme les escaliers, les rampes, etc... Elle entoure également toute oeuvre, afin de signaler au visiteur, qu'il s'en approche trop. Le son de cette zone d'alerte est prioritaire sur tout les sons émanant d'une autre source sonore. Le tableau 1 permet de décrire les caractéristiques de chaque type de ZA.

	Zone d'accom-pagnement	Zone ambiante	Zone de description	Zone d'alerte
Type de son	Parole	Ambiant	Parole	Parole + alarme
Type de perception	Partagée	Partagée	Exclusive	Exclusive
Type de diffusion	Uniforme	Spatialisée	Spatialisée	Spatialisée
Position	Suivant le visiteur	libre	libre	Entoure les objets

Tab.1 : Les caractéristiques de chaque type de ZA

B. Algorithme de suivi

Le scénario du visiteur que nous proposons est un scénario qui combine l'immersion audio dans le bruit ambiant et la description orale des œuvres exposées. Lorsque le visiteur pénètre dans l'environnement sonore, sa position et l'orientation de sa tête sont automatiquement traquées par le système de positionnement et envoyés au système de spatialisation sonore. Ce dernier récupère le contenu audio adapté à la position et l'orientation de l'utilisateur, puis l'envoie au visiteur à travers son casque binaural.

Les règles suivantes régissent le scénario de la visite et la diffusion des contenus audio :

- **Règle 1**: à chaque accès à une salle d'exposition, le visiteur reçoit un contenu audio lui présentant la thématique de l'exposition et le type d'ouvres qui rentre dans son parcours. Ainsi, il pourra avoir une première idée sur le contenu de la salle.

- **Règle 2 :** lorsque le visiteur pénètre dans une zone ambiante, il commence à entendre un son ambiant binaural spatialisé lié à l'objet contenu dans la zone. L'intensité et l'orientation du son sont respectivement proportionnelles à la distance séparant le visiteur de la source sonore, et à l'angle entre le vecteur visuel du visiteur et le vecteur *'visiteur-source sonore'*.

- **Règle 3 :** lorsque le visiteur se retrouve dans le recouvrement de plusieurs zones ambiantes il entendra simultanément les sons ambiants spatialisés provenant des différentes sources sonores.

- **Règle 4** : lorsque le visiteur pénètre dans une zone de description liée à un objet du musée, le son ambiant lié au même objet est renvoyé progressivement en arrière plan et avec une faible intensité. Ensuite, le texte de description de cet objet commence à s'entendre. Il est également envoyé en binaural.

- **Règle 5** : Lorsque le visiteur pénètre une zone d'alerte, tous les autres sons son arrêtés et le visiteur commence à entendre une voix qui l'incite à s'éloigner de la zone à risque en lui indiquant ce qu'il faut faire (reculer, aller à droite, etc...). Un son d'alarme retentit et augmente en volume au fur est à mesure que le visiteur se rapproche de la zone à risque (centre de l'objet, mur, escalier, etc...).

- **Règle 6** : à l'extérieur de toute autre zone, et selon la conception de la scène sonore, une zone d'accompagnement suit le visiteur et le dirige pour naviguer au sein du musée. Elle est notamment utilisée pour se déplacer entre les salles du musée, et entre les espaces de recouvrement des sons ambiants.

Les transitions d'une zone à l'autre sont faites d'une manière fluide et progressive, de telle sorte que le visiteur ne sente pas de coupures dans la diffusion des contenus sonores.

C. les types de scénario de visite

Deux types de visites peuvent être conçus: les visites libres et les visites guidées.

a. *Visite libre*

Dans une visite libre (Figure 4), l'objectif est de donner au visiteur la possibilité de se diriger vers l'objet de son choix en étant attiré par le son qu'il produit. Ainsi le visiteur malvoyant est emmené avec une zone d'accompagnement qui le guide vers un espace dans lequel les zones ambiantes des objets sonorisés se recouvrent. Ainsi, le visiteur percevra les contenus audio ambiants des objets sonorisés, et se dirigera vers la source sonore qui l'attire. En se rapprochant de l'objet, le visiteur entre dans la zone de description de l'objet. Alors que le son ambiant continue à être joué en arrière plan, le texte décrivant l'objet commence à être entendu, et le visiteur en apprend d'avantage sur l'objet exposé. Une zone d'alerte entourant l'objet exposé avertit le visiteur s'il s'approche dangereusement de l'objet ou s'il risque de le frôler. En reculant, le visiteur sort des zones de l'objet et peut encore entendre les sons ambiants provenant des autres objets sonorisés. Ensuite, le visiteur continue sa visite en découvrant un nouvel objet.

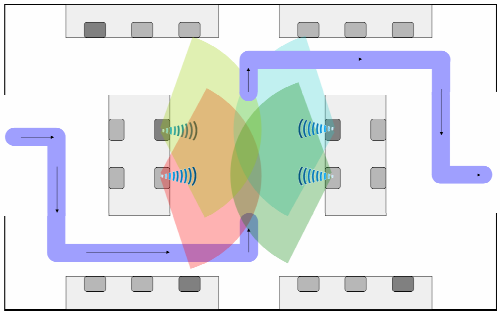


Figure 4 : Exemple d'un parcours libre

b. *Visite guidée*

Dans une visite guidée (Figure 5), l'objectif est de permettre au visiteur de découvrir les oeuvres du musée dans un ordre bien défini. Toutefois, au lieu de diriger le visiteur en utilisant des zones d'accompagnement, l'idée est de le guider en jouant le contenu audio des ZA dans un ordre défini. Cela va faire appel à la capacité de perception sonore très développée des malvoyants et rendre la visite encore plus passionnante. Les zones ambiantes des objets sont conçues avec des formes spécifiques de telle sorte que des recouvrements sont créés entre les zones ambiantes au niveau des objets eux-mêmes. Ainsi, à son entrée dans la salle, le visiteur est capté par la zone ambiante du premier objet. Il se dirige ainsi vers la source du son pour atteindre l'objet sonorisé. A son arrivée à ce dernier, le visiteur perçoit un son ambiant d'une faible intensité qui émane d'une source sonore différente. Tout au long de sa découverte de l'objet atteint, le son ambiant de l'objet suivant reste perceptible. De cette manière, le visiteur peut à tout moment se diriger vers la nouvelle source sonore. En itérant ainsi ce processus, le visiteur découvre tous les objets sonorisés de la salle, et est accompagné vers la sortie de celle-ci.

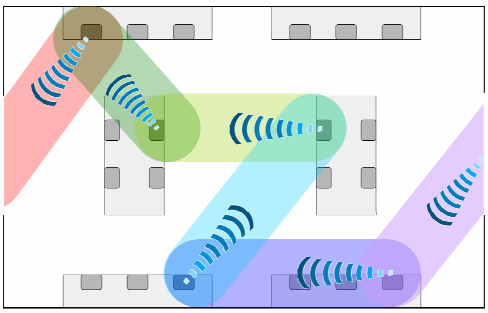


Figure 5 : Exemple d'un parcours guidé

V. IMPLEMENTATION

Le visiteur doit porter un dispositif particulier. Ce dispositif est composé de trois éléments principaux: un outil de suivi d'orientation et de position de la tête du visiteur, un ordinateur portable dans lequel le logiciel de spatialisation sonore est exécuté, et un casque stéréo qui permet de délivrer un contenu audio spatialisé au visiteur (Figure 6).

Figure 6 : Dispositif du visiteur

D. *Système de positionnement*

Le suivi de la position et de l'orientation du visiteur a été réalisé dans un premier temps, avec le Polhemus patriot [20]. Il s'agit de l'un des périphériques de suivi filaires les plus utilisés dans le domaine des environnements virtuels. Il permet de récupérer des mesures fiables pour l'orientation et la position sur une surface de 7m2. Néanmoins, n'ayant pas été pensé à des fins de localisation spatiale large, nous avons ensuite utilisé le système inertiel 6DOF-IMU-V4 de Sparkfun[19] pour réaliser le suivi de l'orientation du visiteur. Ce capteur dispose de trois axes de données d'accélération, de trois axes de données gyroscopiques, et de trois les axes de données magnétiques. En plus de la

connexion filaire, il supporte également la technologie Bluetooth. Nous avons utilisé ce capteur dans le but d'obtenir des mesures précises pour les trois angles de l'orientation de la tête du visiteur, le ***heading***, l'***élévation*** et le ***roll***. Pour le suivi de la position, les travaux sont en cours sur le système Lidar [18], basé sur le laser à impulsions qui permet de déterminer la distance à un objet .

E. Système sonore

Pour réaliser les rendus binauraux et la spatialisation sonore, nous avons développé un logiciel basé sur la bibliothèque NativeFmodex [17] (version native de FMOD). C'est une bibliothèque de programmation pour la création et la lecture de l'audio interactif. Elle a été utilisée car elle est distribuée gratuitement avec un support multiplateforme. NativeFmodex a été utilisé pour créer un positionnement précis en 3D de la source sonore virtuelle. Le filtrage avec une fonction de transfert relative à la tête (HRTF) a été utilisé pour effectuer la spatialisation sonore binaurale à l'aide d'un casque stéréo, pour représenter les caractéristiques acoustiques de la tête d'un individu et calculer le traitement appliqué pour simuler les espaces 3D à partir de deux canaux.

Afin de créer la scène sonore et les scénarios de visite un outil auteur (authoring) a été conçu [2].

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cet article propose un nouveau modèle de composition d'une scène sonore, basé sur la notion de zone d'audibilité, qui délimite l'espace dans lequel un son est audible par le visiteur. Ainsi le visiteur peut être immergé dans un paysage sonore composé de sons ambiants, de musiques et de commentaires en adéquation avec le contexte. La scène sonore permet de définir des scénarios de visite adaptés au public aveugle et malvoyant. Ce travail, qui est l'extension d'un travail plus général visant l'utilisation des techniques de RAS dans la visite des musées techniques [1,2], permet de définir des scénarios de visite plus adaptés au public aveugle et malvoyant.

Pour Tout type de public, l'augmentation sonore des œuvres du MAM rend la visite plus ludique et instructive. Cependant, pour le public voyant, cela pourrait engendrer un léger sentiment de confusion causé par le décalage entre le son d'une machine en marche et la vision de celle-ci en arrêt. Le visiteur à déficience visuelle est quant à lui est épargné de ce sentiment de distanciation entre les deux aspects visuel et sonore. Cela nous mène à croire que le sentiment d'immersion dans la scène sonore chez le public à déficience visuelle sera encore plus fort et complet que chez le public voyant. Cette assertion reste à vérifier à travers la comparaison des résultats de l'évaluation du prototype chez les deux publics.

VII. BIBLIOGRAPHIE

[1] F.Kaghat, C.Leprado, A.Damala, P.Cubaud: *"Experimenting with sound immersion in an arts and crafts museum"*. ICEC '09 : Proc. of the 8th Int. Conf. on Entertainment Computing, Springer-Verlag, pp. 173-178. Berlin, Heidelberg, 2009.

[2] F. Kaghat , P. Cubaud : *"Fluid interaction in audio-guided museum visit: Authoring tool and visitor device"*, VAST'10, International Symposium on Virtual Reality, Archaeology and Cultural Heritage, Paris-France, 21_24 September 2010, January 2010.

[3] F.Houlmann S. M.: "*Intégration du son 3d sur la plateforme de réalité virtuelle du set*". Université de Technologie Belfort-Montbéliard, 2008.

[4] M. Naef, O. Staadt, M Gross.: "*Spatialized audio rendering for immersive virtual environments"*. In VRST '02: Proc. of the ACM symp. on Virtual reality software and technology, pp. 65_72, New York, NY, USA, 2002.

[5] N.Tsingos O. W.: "*Modèles pour le rendu sonore*". INRIA (Institut national de recherche en informatique et en automatique), 2006.

[6] R.G. Golledge, R.L. Klatzky, J.M. Loomis, J. Speigle, and J. Tietz. "*A geographcal information system for a GPS based personal guidance system*". International Journal of Geographical Information Science, 1998.

[7] R.G. Golledge, J.M. Loomis, R.L. Klatzky, A. Flury, and X.L. Yang. "*Designing a personal guidance system to aid navigation without sight: Progress on the GIS component*". Int. J. of Geographical Information Science, 5(4):373_395, 1991.

[8] Y. Vazquez-Alvarez and S. Brewster. "*Investigating background & foreground interactions using spatial audio cues*". Extended Abstracts CHI '09, page 3823, 2009.

[9] H. Petrie, V. Johnson, T. Strothotte, A. Raab, S. Fritz, and R. Michel. MOBIC: "*Designing a Travel Aid for Blind and Elderly People*". Journal of Navigation, October 1996.

[10] H. Petrie, V. Johnson, T. Strothotte, A. Raab, R. Michel, L. Reichert, and A. Schalt. MoBIC: "*An Aid to Increase the Independent Mobility of Blind Travellers*". British Journal of Visual Impairment, May 1997.

[11] L. Ran, S. Helal, and S. Moore. Drishti: "*An integrated indoor/outdoor blind navigation system and service*". Proceedings of the Second IEEE Annual Conference on Pervasive Computing and Communications, 2004.

[12] U.R. Roentgen, G.J. Gelderblom, M. Soede, and L.P. de Witte. "*Inventory of electronic mobility aids for persons with visual impairments: A literature review*". Journal of Visual Impairment & Blindness, 102(11), 2008.

[13] A.S. Helal, S.E. Moore, and B. Ramachandran. Drishti: "*An integrated navigation system for visually impaired and disabled*". In ISWC '01 Proceedings of the 5th IEEE International Symposium on Wearable Computers, number 4514203, page149, 2001.

[14] Wilson, B. Walker, J. Lindsay, C. Cambias, and F. Dellaert. SWAN: "*System for Wearable Audio Navigation*". 11th IEEE International Symposium on Wearable Computers, October 2007.

[15] http://www.inria.fr/centre/grenoble/actualites/guider-les-malvoyants-avec-la-realite-augmentee-audio

[16] T.Gaudy,thèse:http://cedric.cnam.fr/index.php/labo/membre/view?id=205

[17] NativeFmod: http://jerome.jouvie.free.fr/nativefmod/index.php

[18] Lidar: http://fr.wikipedia.org/wiki/Lidar

[19] Sparkfun imu 6 DOf: http://www.sparkfun.com/products/8454

[20] PolhemusPatriot: http://www.polhemus.com/?page=motion_patriot

L'éco-conception et l'économie de fonctionnalité au service de la santé publique. Application à un fauteuil médical pour personne dépendante

S. Rohmer
Université de Technologie de Troyes, Institut Charles Delaunay, UMR CNRS 6279, Centre de Recherches et d'Etudes Interdisciplinaires sur le Développement Durable
12 rue Marie Curie, BP 2060
Troyes, 10010, FRANCE
serge.rohmer@utt.fr

***Résumé* -Compte tenu de la complexité technologique des produits médicaux et de la demande croissante de services de santé pour une population vieillissante, il est devenu essentiel de proposer des produits et services de santé durables. Dans cette perspective, l'article présente l'intérêt d'adopter une stratégie de dématérialisation des services basée sur l'usage de produits respectueux de l'environnement, socialement et économiquement abordables. Un exemple d'application à la reconception d'un fauteuil médical pour personne dépendante permet de démontrer l'importance de la modélisation et l'analyse du cycle de vie des produits médicaux pour optimiser une politique sanitaire durable tout en stimulant l'innovation technologique.**

***Mots clés* : économie de fonctionnalité, éco-conception, cycle de vie, produits médicaux.**

I. INTRODUCTION

Les progrès technologiques des dernières décennies dans les domaines électronique, optique et nucléaire ont eu un impact incontestable sur les performances des techniques médicales et sanitaires. L'imagerie médicale est ainsi passée du rayon X aux ondes électromagnétiques (RMN) en passant par les ultra-sons et la radioactivité pour offrir des diagnostics ciblés évitant ainsi des techniques invasives et traumatisantes pour le patient. Les systèmes d'aide technique destinés à suppléer, corriger ou remplacer une fonction déficiente ont également bénéficié de cette évolution technologique comme le prouve par exemple la large gamme d'orthèses et de prothèses performantes. Pour garantir cette excellence, les concepteurs sont confrontés à une triple exigence technique, sanitaire et économique. La fiabilité opérationnelle des produits médicaux est d'autant plus importante qu'elle est destinée à des patients en situation de faiblesse physique ou mentale. La contrainte économique sous-entend une amélioration continue des produits pour garantir un service de santé de qualité accessible au plus grand nombre.

Les produits médicaux et les aides techniques n'échappent pas à la dynamique d'optimisation insufflée par la politique européenne dans le domaine du développement durable. Grâce aux directives DEEE [1], ROHS [2] et REACH [3], les pays européens ont pu mettre en œuvre des politiques environnementales garantissant des technologies à base de composants électroniques et chimiques non impactant sur l'homme et son environnement. La filière médicale se devait d'adapter ces exigences en fonction des contraintes spécifiques à la santé. Dans cet objectif, une norme internationale destinée à la conception de matériels médicaux électriques IEC 60601-1 a été publiée en juillet 2007. La norme demande aux concepteurs de prendre en compte les impacts environnementaux de leurs produits sur tout leur cycle de vie. Les objectifs consistent à protéger l'environnement et la santé humaine des substances dangereuses, préserver les ressources naturelles et énergétiques et diminuer les déchets. La version européenne EN 060601-1-9 publiée en juin 2008 reprend globalement les exigences internationales.

D'un point de vue pratique, un certain nombre d'industriels a anticipé cette tendance en intégrant des considérations environnementales dans leurs produits. En décembre 2000, la commission européenne a remis un trophée à Agfa-Gaveart pour leur très innovant système d'imagerie médicale "Système Drystar", sans produits chimiques [4]. Suivant cette technologie, les images médicales sont obtenues grâce à un film thermo-sensible plutôt que par l'utilisation de produits chimiques. Ce produit propose un impact environnemental réduit de 55% en comparaison à une imagerie traditionnelle à base de liquides chimiques. Plus récemment, dans son rapport environnement, santé et sécurité [5], le groupe Smith présente une étude de cas sur leur système de réchauffement de patient à air pulsé "Equator". La stratégie cycle de vie prise en compte dans la phase amont de conception du produit a permis d'obtenir un ensemble de gains environnementaux et financiers: 13% de réduction en poids du produit, 136$ de réduction par unité, remplacement de vis écrous par des systèmes de clips pour assurer un montage et un démontage simplifiés, ainsi qu'un packaging recyclable.

Malgré ces quelques succès, l'actualité nous prouve qu'une prise de conscience collective de la filière médicale doit être menée pour établir une politique cohérente au bénéfice de tous. Entre mai 2004 et août 2005, des patients d'un hôpital français ont été exposés à une sur-irradiation due à un problème de paramétrage logiciel. A la demande de la Ministre en charge de

la santé, un comité de suivi pour les victimes de sur-irradiations coordonné par l'ONIAM (office national d'indemnisation des accidents médicaux) été mis en place. Selon les rapports d'activités de cet organisme [6], plusieurs centaines de demandes d'indemnisation recevables ont été traitées, le budget global de traitement et d'indemnisation se monte à plusieurs millions d'euros. Plus récemment, l'actualité liée aux malfaçons de prothèses mammaires relance de façon dramatique la question de la maîtrise économique et technologique des produits médicaux pour une qualité de service médical optimale.

Afin de mieux comprendre les mécanismes d'une politique de santé durable, nous proposons d'étudier le cas d'un service médical dédié aux personnes dépendantes. Dans un premier temps, nous décrirons les concepts fondamentaux qui régissent la conception des produits et services sanitaires selon une logique de développement durable. Dans un deuxième temps, nous déterminerons les liens entre l'éco-conception de produits et l'économie de fonctionnalité et le cheminement qui permet d'aboutir à une politique liée à l'usage plutôt qu'au produit. L'exemple d'une chaise médicale pour personne dépendante dans le contexte français sert de support à l'étude.

II. ECO-CONCEPTION DES PRODUITS ET SERVICES

La majorité des stratégies environnementales pour concevoir des produits se base sur la modélisation et l'évaluation des impacts environnementaux qui interviennent tout au long du cycle de vie des produits (ISO/TR 14062) [7]. Couramment défini par l'expression « du berceau à la tombe », le cycle de vie représente toutes les étapes par lequel un produit passe, depuis l'extraction de la matière première jusqu'à sa fin de vie (EOL). Elle constitue la base d'une politique environnementale durable. Dans les sections qui suivent, nous proposons de définir les éléments fondamentaux de l'analyse du cycle de vie, et sa déclinaison pour la conception des produits et services.

A. Analyse du cycle de vie

L'analyse du cycle de vie (ACV) est devenue la méthode normalisée (ISO 14040) [8] la plus répandue pour modéliser, analyser et cibler les impacts négatifs. L'ACV consiste à inventorier tous les flux (matière et énergie) impliqués dans le cycle de vie d'un produit, puis à évaluer les impacts environnementaux, et enfin à proposer des recommandations d'amélioration environnementales [9][10][11]. Malgré l'apport scientifique incontestable de l'ACV dans l'évaluation environnementale, l'inconvénient majeur réside dans l'inventaire des flux qui nécessite une expertise longue et pointue, sujette à des incertitudes sur les données et donc pouvant générer des variations de résultats parfois contradictoires [12]. En conséquence, l'ACV n'est pas une approche adaptée à un contexte industriel de type SME qui a besoin d'approches simplifiées et mieux adaptées à leur contexte professionnel. Pour pallier ce problème, des méthodes d'analyse de cycle de vie simplifiée ont été développées pour réduire les coûts et le temps de mise en œuvre [13][14]. Des techniques hybrides ont également vu le jour pour permettre un inventaire des flux plus complet que des méthodes traditionnelles [15]. Nous proposerons une approche simplifiée pour notre étude de cas.

B. Du produit au service

Une des stratégies de développement durable est la dématérialisation. La notion de possession de produit physique fait place à la notion de possession de performance grâce à l'achat de services. Cette vision de l'usage impactera très significativement l'analyse de cycle de vie qui concernera une performance et non plus un produit. Historiquement, on peut identifier trois transitions fondamentales qui permettent de donner du sens et les bases à l'économie de service ou de fonctionnalité.

1) Du produit à la fonction: La notion de fonction relative à un produit a été formalisée par Laurence D. Miles dans sa célèbre méthode « l'analyse de la valeur » [16]. Le principe de base consiste à représenter un produit non plus comme un ensemble de composants mais comme un ensemble de fonctions à obtenir sur tout le cycle de vie du produit. Cette approche permet d'avoir une meilleure compréhension du besoin exprimé par un client en ne se focalisant que sur les performances à obtenir. D'un point de vue méthodologique l'économie de service est une extension naturelle de l'analyse de la valeur.

2) De la fonction au service: La fonction d'un produit est la base méthodologique de la mise en oeuvre d'une ACV. Le terme d'Unité Fonctionnelle (UF) a été développé pour exprimer le service fondamental qu'un produit doit rendre (ISO14040:1997). L'UF est l'unité de référence définie comme la performance quantifiée d'un produit. L'UF d'une prothèse complète de hanche s'exprimerait par exemple par la performance "assurer la mobilité fémur / hanche en appui debout sans perte de couple de frottement pendant une durée de 30 ans ». Nous comprenons ici l'importance de la bonne expression de l'UF et son influence sur l'analyse du cycle de vie, notamment lors d'études comparatives de services médicaux. Les Anglo-Saxons définissent un service comme la délivrance d'une performance technique ou intellectuelle. D'un point de vue général, les services recouvrent un large champ de domaines allant du commerce à l'administration, en passant par des services logistiques , financiers, dédiés à des industries, des personnes physiques, pour l'éducation, la santé, les actions sociales, etc.

3) Du service à l'économie de fonctionnalité: Selon Walter Stahel [17], « l'économie de fonctionnalité, vise à optimiser l'utilisation - ou la fonction - des biens et services, en se concentrant sur la gestion des richesses existantes (sous la forme de produits, de connaissances ou encore de capital naturel). L'objectif économique est de créer une valeur d'usage la plus élevée possible pendant le plus longtemps possible, tout en consommant le moins de ressources matérielles et d'énergie possible ». L'idée sous-jacente à ce concept est que la valeur d'un produit pour le consommateur/patient réside dans les bénéfices qu'il retire de son utilisation, et non dans la possession du produit en question. Une version primaire de l'économie de fonctionnalité est la location de matériel comme

par exemple un lit médicalisé qui correspondrait à l'achat d'un service de confort. Dans une telle optique, la valeur économique du produit ne repose donc plus sur sa valeur d'échange, mais sur sa valeur d'usage.

III. PRODUITS ET SERVICES MEDICAUX DURABLES

Malgré la performance des soins médicaux, il existe en France de grandes inégalités sociales d'accès aux soins. Selon l'enquête « Santé protection sociale » de l'Institut de recherche et documentation en économie de la santé (IRDES) en 2008 [18], 15 % de la population métropolitaine déclare avoir renoncé à des soins pour des raisons financières au cours des douze derniers mois. L'absence de couverture complémentaire est le facteur principal du renoncement. L'accroissement du vieillissement de la population, combiné à un déficit budgétaire chronique de l'assurance maladie, est un facteur d'aggravement de l'accès aux soins. Pour faire face à cette situation, il devient urgent de proposer de nouveaux modèles de services de santé selon une vision développement durable. Le ministère de la santé propose une feuille de route à ce sujet [19], et des organismes indépendants se sont créés pour accompagner cette stratégie. Le Comité Développement Durable Santé (C2DS) propose par exemple un outil auto diagnostic dédié aux établissements hospitaliers [20]. Cet outil comporte 350 critères qui balisent de manière exhaustive les domaines fondamentaux du développement durable pour une meilleure Santé : humains, environnementaux et économiques. Il constitue la première étape indispensable d'une démarche stratégique plus globale et d'un engagement dans des certifications plus ambitieuses telles que ISO 14001 [21], 26000 [22], EMAS [23].

Pour aider à mieux cerner les enjeux d'une politique de santé durable, nous proposons d'étudier le cas d'un service pour personne dépendante.

A. Définition de la dépendance

En 1980, Wood a créé pour le compte de l'organisation internationale de la santé (WHO) une classification de la dépendance basée sur des critères d'handicap (ICIDH) [24] qui a ensuite été remplacée en 2001 par une classification du fonctionnement, de l'handicap et de la santé (ICF) [25]. En France, le ministère des affaires sociales a adopté cette classification en mai 1988 pour mieux définir sa politique sociale et de santé. Au sens strict du terme, une personne dépendante a besoin d'une aide technique ou humaine pour accomplir tout ou partie des activités de la vie quotidienne. La mesure de la capacité à accomplir ces activités définit le degré de dépendance. Plusieurs grilles de mesure ont été développées. Selon Colvez [26], les individus sont divisés en 4 catégories, elles-mêmes divisées en sous-catégories de dépendance psychologiques. L'indicateur EHPA [27] ajoute des indicateurs psychologiques à ceux de Colvez pour définir 8 groupes de dépendance.

En France, la grille AGGIR (Autonomie Gérontologie Groupes Iso-Ressources) définit 10 indicateurs associés à des tâches quotidiennes (se laver, communiquer, manger,…) afin de classer un individu dans un des 6 groupes représentatifs (GIR 1 à 6) [28]. L'outil AGGIR a été retenu depuis la loi du 24 janvier 1997 comme grille nationale d'évaluation de la perte d'autonomie. Le premier groupe définit les personnes qui ont perdu leur capacité mentale, physique et ont besoin d'un personnel médical permanent. Le quatrième groupe correspond aux personnes qui ont besoin d'être aidées pour se laver, s'habiller, et ne pouvant se lever seules.

B. La dépendance des personnes en France

Quelques temps après l'adoption de la grille AGGIR, des études statistiques (CNIS 1997) ont montré l'impact financier massif de la dépendance sur l'assurance maladie [29]. Afin d'approfondir ces premiers résultats, la DRESS a réalisé une enquête Handicaps-Incapacités-Dépendance (HID) entre 1998 à 2001 [30]. L'analyse montre l'évolution de la dépendance et celle des services médicaux associés jusqu'à l'horizon 2040. Parmi les trois possibles scenarii présentés, le nombre de personnes dépendantes pourrait être multiplié par deux d'ici 2040 dans le cas le plus pessimiste, soit près de 1.6 millions de personnes. Même dans le scenario optimiste, il faudrait s'attendre à une augmentation minimale de 30% des personnes en situation de dépendance, soit 1.1 million de personnes. Plus récemment, l'enquête Handicap-Santé [31] de la DREES et l'INSEE a permis d'actualiser les statistiques en se focalisant sur la situation réelle en 2008.

C. Exemple d'un fauteuil médical pour personne dépendante

Un fauteuil médical est un système prescrit pour des personnes dépendantes (GIR1 à GIR4). Il assure deux fonctions principales : assurer un confort d'assise de plusieurs heures par jour, et permettre à une tierce personne de déplacer le patient dans un environnement de type appartement (Fig.1).

1) Description par codes LPPR : Dans le cadre de notre étude, les codes LPPR du fauteuil médical concernent les dispositifs médicaux et matériels de maintien à domicile et d'aide à la vie pour malades et handicapés, nous utilisons 3 codes LPPR pour le caractériser. Le code 1283365 correspond au siège pouvant être adapté sur un châssis à roulettes. Siège coquille de série, amovible, adaptable au patient d'après une prise de mesures, modèle avec cales et maintien auto-accrochables. La prise en charge est assurée exclusivement pour les patients présentant une impossibilité de se maintenir en position assise sans un soutien. Il est soit moulé en matériau thermoformable, soit constitué d'une coque en stratifié de polyester, disponible en au moins quinze tailles différentes, comportant dans les deux cas un capitonnage intérieur en mousse. Il est recouvert d'une housse et est complété par des sangles de fixation.

Fig. 1. Fauteuil médical.

Ce siège coquille est destiné à être adapté sur un fauteuil roulant, ou sur un pied support à roulettes. Le code 1279027 correspond au pied support télescopique avec cinq roulettes pivotantes et système de frein et enfin le code 1201114 correspond au repose pieds réglable.

2) Modélisation du cycle de vie: La modélisation simplifiée du cycle de vie (Fig.2) représente le processus d'acquisition du fauteuil jusqu'à la fin de vie de celui-ci. La modélisation a été réalisée après une étude statistique auprès de plusieurs distributeurs et institutions utilisatrices du fauteuil.

3) Analyse et proposition d'une nouvelle solution: Rappelons que l'objectif est de créer économiquement une valeur d'usage élevée pendant le plus longtemps possible, tout en consommant le moins de ressources matérielles et d'énergie possible. Or, en analysant le cycle de vie du fauteuil, il apparaît que le processus actuel n'est pas soutenable à long terme. Nous constatons, d'une part, qu'il n'existe aucune filière structurée de recyclage du matériel. Dans la majorité des cas, après le décès du patient, le fauteuil est volontairement déposé dans les déchetteries mises en place par les collectivités. D'autre part, dans l'état actuel du processus, les fabricants n'ont aucun intérêt à remettre en cause la conception de leurs produits en prévision de recyclage car l'assurance maladie rembourse en totalité les fauteuils si ceux-ci respectent les spécifications en vigueur [32].

Cette situation n'est pas durable car l'accroissement des personnes dépendantes est constant et les tendances actuelles de remboursement sont à la baisse. L'effet social de cette tendance est l'amplification des inégalités en terme d'accès aux services de santé. Pour pallier cette situation, l'économie de fonctionnalité peut apporter une réponse.

L'analyse des impacts environnementaux, basée sur l'analyse du cycle de vie simplifiée, permet de définir une nouvelle stratégie qui intègre un processus de recyclage. En examinant le processus d'acquisition de la chaise, nous nous apercevons que seule la fonction « confort » du fauteuil est personnalisée pour le client (selon ses caractéristiques physiques et le degré de dépendance), alors que la fonction « mobilité » est standard quel que soit le client. C'est donc sur cette dernière que les efforts de recyclage se focaliseront. De plus, le rapport Bontout [30] nous informe que la durée de vie moyenne en situation de dépendance est d'environ 2.5 années seulement pour les femmes et 1.5 années pour les hommes. Or, étant donné que la durée de vie du matériel est au minimum deux fois supérieure, la solution de recyclage de la partie mobilité est parfaitement viable. D'un point de vue logistique, la solution proposée est de ramener le fauteuil usager ou défaillant chez le distributeur, celui–ci assure le démontage du sous-système « confort » qui est mis en décharge, et garde le sous-système mobilité certifiable qui est renvoyé chez le concepteur via le même service de transport fabricant/distributeur (Fig. 3). Cette proposition permet de générer des coûts moins importants de production tout en réduisant les impacts environnementaux. D'un point de vue financier, cela offre une souplesse d'adaptation tarifaire (réduction du prix du fauteuil) calquée sur la diminution des tarifs de remboursement assurance maladie. D'un point de vue technologique, le concepteur peut mettre en place une solution modulaire entre le sous-système confort et le sous-système mobilité pour pouvoir recycler ce dernier.

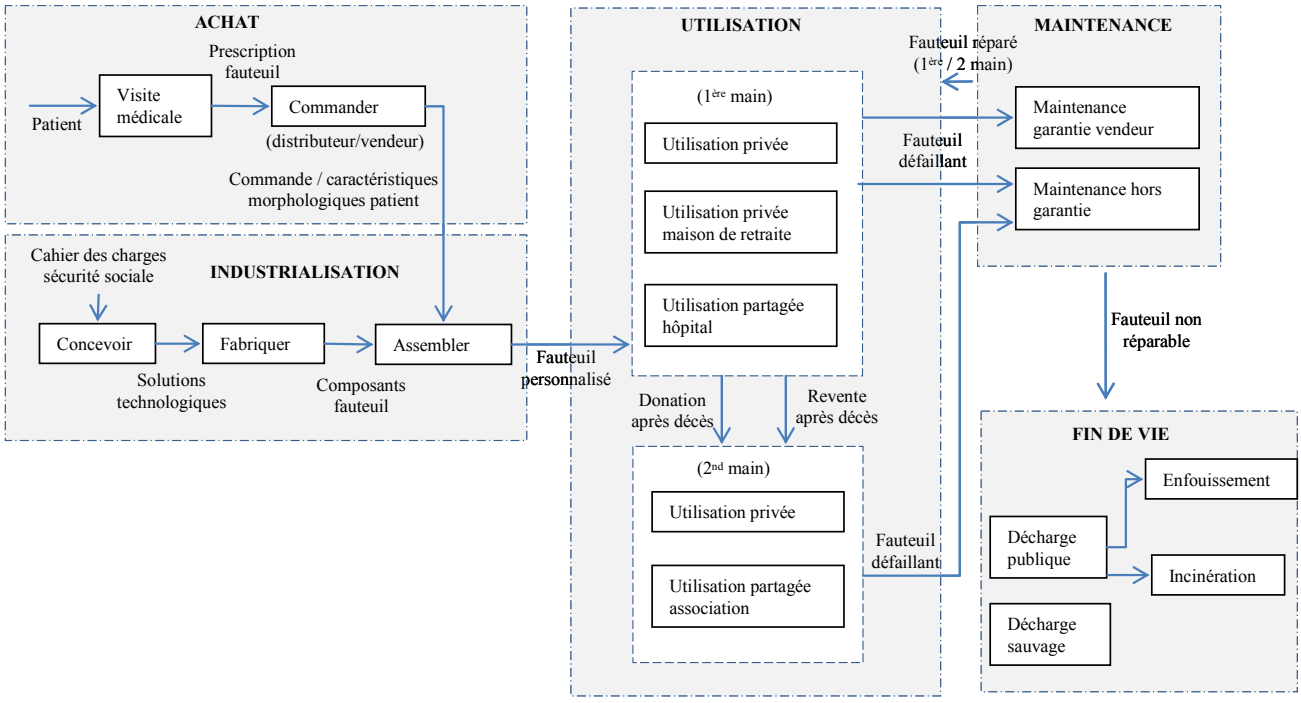


Fig. 2. Cycle de vie du fauteuil médical avant étude environnementale.

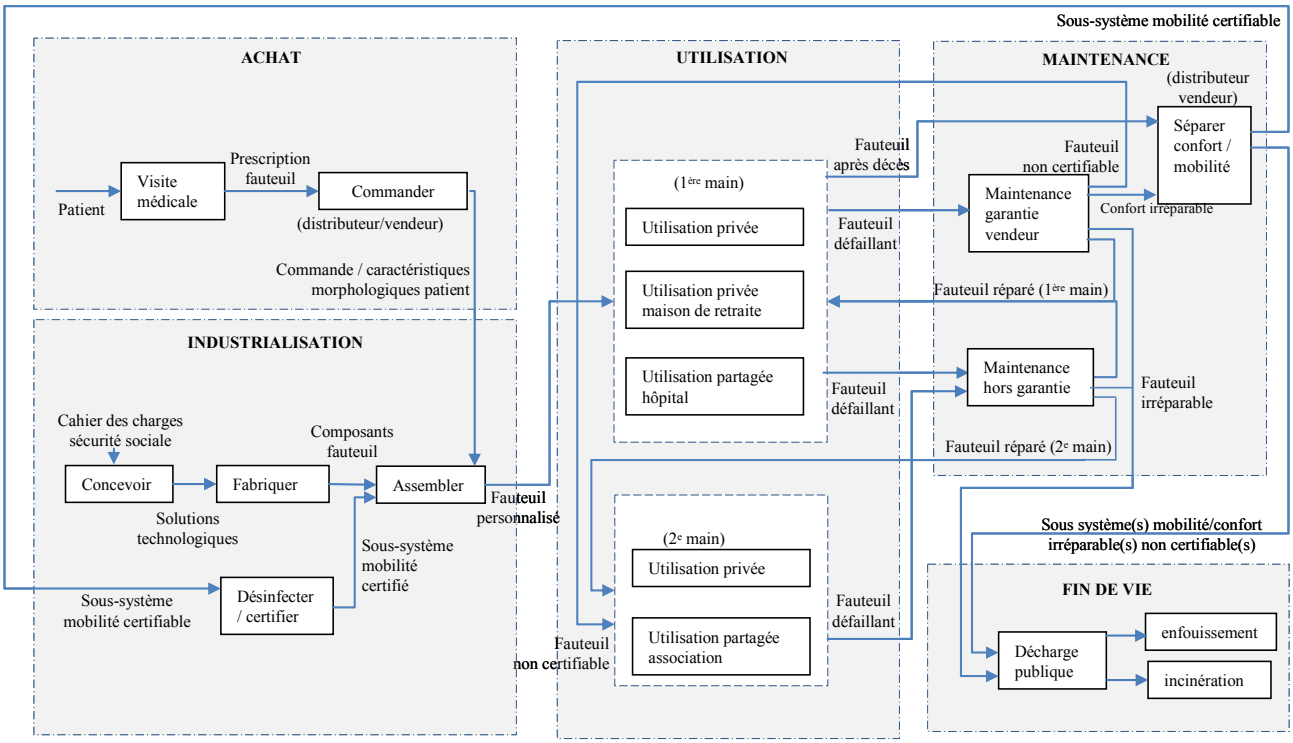


Fig. 3. Cycle de vie du nouveau fauteuil médical après étude environnementale.

Dans ce cas, une logistique inverse doit être assurée pour permettre un retour de la partie mobilité chez le fabricant. Après une requalification du sous-système mobilité (désinfection, certification technique), il peut être assemblé sur un nouveau sous-système confort personnalisé pour le nouveau patient. Il est important de noter que pour mener à bien cette nouvelle stratégie il est essentiel de reformuler le cahier des charges de la sécurité sociale qui se focalise sur les composants techniques et non pas sur les performances attendues. L'exemple de la partie mobilité est significatif : les spécifications techniques obligent les fabricants à produire des fauteuils avec 5 roulettes pivotantes, ce qui est un non-sens mécanique. Cette obligation provient historiquement des premiers fauteuils mis sur le marché et qui étaient en fait des fauteuils de bureau à 5 roulettes pivotantes. De même, l'obligation d'avoir une siège moulé en matériau thermoformable, ou constitué d'une coque en stratifié de polyester, n'a pas lieu d'être et court-circuite les capacités d'innovation des concepteurs. La spécification des produits doit donc nécessairement évoluer vers une spécification fonctionnelle plutôt qu'une spécification des composants techniques.

D'autres améliorations non présentées dans cet article concernent des solutions technologiques en terme de matériaux plus respectueux de l'environnement qui contribuent à l'optimisation environnementale du produit en complément de la stratégie de recyclage.

IV. CONCLUSION

La mise en place d'un service de santé durable nécessite une vision à long terme basée sur une approche cycle de vie. Comme le montre l'exemple du fauteuil médical, l'évaluation environnementale permet de proposer des pistes d'amélioration pertinentes. L'adjonction d'un processus de recyclage permet ici de reconfigurer la filière tout en lui apportant la dimension sociale requise pour obtenir un service de santé pérenne. Cette approche demande cependant un effort d'analyse conjoint entre les différents acteurs de la filière, depuis le fabricant jusqu'au médecin en passant par l'assurance maladie et les distributeurs. Les effets des pistes d'amélioration sont attendus sur les trois critères du développement durable. Le premier concerne l'impact environnemental : la dématérialisation du service de santé se concrétise par une politique d'achat d'un service supporté par un produit partiellement recyclé qui rationalise les flux de matières et d'énergies. Pour tenir cet objectif, il est essentiel de reformuler les exigences sur les matériels en terme de service via une spécification fonctionnelle, plutôt qu'une spécification matérielle. Cette approche offre l'avantage de libérer les concepteurs en stimulant l'innovation technologique qui n'est plus bridée par une spécification (obligation) matérielle. Le second critère concerne le gain financier pour les fabricants de matériels qui optimisent leurs flux matières et énergies tout en contribuant à donner une image éco-responsable de l'entreprise. Un équilibre financier est ainsi crée entre le fabricant et l'assurance maladie sans impacter l'accès au service de santé pour les patients. Le troisième concerne la

dimension sociale qui permet de fournir un service de santé au plus grand nombre afin de réduire les inégalités d'accès aux soins médicaux.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Union Européenne, "Waste Electrical and Electronic Equipment Directive", 2002/96/EC.

[2] Union Européenne, "Restriction of the use of certain Hazardous Substances in electrical and electronic equipment Directive", 2002/95/CE.

[3] Union Européenne, "Registration, evaluation and autorisation of chemicals", règlement n° 1907/2006.

[4] AGFA, "Drystar 3000", caractéristiques techniques.

[5] Smiths Group plc, "Environment, Health and Safety Report", 2005.

[6] Office nationale d'indemnisation des accidents médicaux (ONIAM), "Rapport d'activités", 2007, 2008, 2009.

[7] Norme internationale ISO, "Management environnemental -- Intégration des aspects environnementaux dans la conception et le développement de produit", ISO/TR 14062:2002.

[8] Norme internationale, "Management environnemental -- Analyse du cycle de vie -- Principes et cadre", ISO 14040 :2006.

[9] A. Corti and L. Lombardi, "End life tyres: Alternative final disposal processes", *Energy*, vol. 29, 2004, pp. 2089–2108.

[10] S.A. Morais and C. Delerue-Matos, "A perspective on LCA application in site remediation services: Critical review of challenges", *Journal of Hazardous Materials*, vol. 175, n° 1–3, march 2010, pp. 12-22.

[11] L. Čuček, R. Drobež, B. Pahor, Z. Kravanja, "Sustainable LCA-based MIP Synthesis of Biogas Processes", *Computer Aided Chemical Engineering*, vol. *29*, *2011*, *pp. 1999-2003*.

[12] B. Gabrielle and N. Gagnaire, "Life-cycle assessment of straw use in bio-ethanol production: A case study based on biophysical modelling", *Biomass and Bioenergy*, vol. 32, 2008, 431– 441.

[13] A. Hospido, M.T. Moreira, G. Feijoo, "Simplified life cycle assessment of galician milk production", *International Dairy Journal,* vol. 13, issue 3, 2003, pp. 783–796.

[14] T. Hur, J. Lee, J. Ryu, E. Kwon, "Simplified LCA and matrix methods in identifying the environmental aspects of a product system", *Journal of Environmental Management*, vol. 75, 2005, pp. 229–237.

[15] R.H. Crawford, "Validation of a hybrid life-cycle inventory analysis method", *Journal of Environmental Management*, vol. 88, 2008, pp. 496–506.

[16] L.D. Miles, "Techniques of Value Analysis and Engineering", McGraw Hill Co. publishers, 3rd ed., 1989.

[17] W. Stahel, "The Performance Economy", Palgrave Macmillan, 2006.

[18] C. Allonier, P. Dourgnon, T. Rochereau, "Enquête sur la santé et la protection sociale 2008", *Rapport Institut de recherche et documentation en économie de la santé*, n°1800, juin 2008.

[19] Ministère du travail, de l'emploi et de la santé, "Deuxième plan national santé-environnement 2009-2013", juin 2009.

[20] Comité Développement Durable Santé, "L'Indicateur Développement Durable Santé", outil d'évaluation en ligne, http://c2ds.eu.

[21] Norme internationale, "Management environnemental - Exigences et lignes directrices pour son utilisation", ISO 14001.

[22] Norme internationale, "Lignes directrices relatives à la responsabilité sociétale", ISO 26000:2010.

[23] European commission, "Eco-Management and Audit Scheme", Regulation (EC) No 1221/2009.

[24] WHO, "International classification of impairments, disabilities, and handicaps", World Health Organization, 1980.

[25] WHO, "International Classification of Functioning, Disability and Health", World Health Organization, 2001.

[26] A. Colvez & J.M. Robine, "Problems encountered in using the concepts of impairment, disability, and handicap in a health assessment survey of the elderly in Upper Normandy", *International Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 8, 1986, pp. 18-22.

[27] R. Kerjosse, "La mesure de la dépendance des personnes âgées dans les enquêtes du SESI", *Solidarité-Santé*, n° 3, 1992.

[28] J.M. VETEL, R. LEROUX, J.M. DUCOUDRAY, P. PRÉVOST, "AGGIR: précisions sur sa genèse, conseils pratiques d'utilisation", *La revue du généraliste et de la gérontologie*, n° 47, septembre 1998.

[29] C. Borrel, "Handicap et dépendance : l'amélioration nécessaire du système statistique", *Actualités du Conseil National de l'Information Statistique*, CNIS, n° 22, juillet 1997.

[30] O. Bontout, C. Colin, R. Kerjosse, "*Personnes âgées dépendantes et aidants potentiels : une projection à l'horizon 2040*", Direction de la recherche des études de l'évaluation et des statistiques, n°160, février 2002.

[31] INSEE, "Liste des produits et prestations remboursables", LPPR prévue à l'article L165-1 du code de la sécurité sociale, 2012.

[32] Sécurité sociale, "Liste des produits et prestations remboursables", LPPR prévue à l'article L165-1 du code de la sécurité sociale, 2012.

Robot mobile d'assistance au maintien à domicile

Levée de doute en cas d'alarme

Anna Ozguler, Thomas Loeb, Philippe Marquis, Antonio Andriatrimoson, Philippe Hoppenot,
Etienne Colle, Michel Baer
* SAMU-92, APHP
anna.ozguler@rpc.aphp.fr, tloeb@invivo.edu, phm1224@orange.fr, michel.baer92@gmail.com
** IBISC, Université d'Evry
tsiory.andriatrimoson@ibisc.univ-evry.fr, philippe.hoppenot@ibisc.univ-evry.fr, etienne.colle@ibisc.univ-evry.fr

Résumé :

Le projet QuoVADis a pour objectifs de répondre aux besoins des personnes âgées présentant des troubles cognitifs, et vivant de façon isolée. Il promeut le maintien à domicile de personnes présentant des troubles cognitifs et propose une alternative à l'hospitalisation. Deux axes principaux sont explorés : d'une part la stimulation cognitive du patient ; d'autre part, un axe « sécurité », qui est plus particulièrement traité dans cet article. QuoVADis propose un système associant un robot, des capteurs sur la personne et une interface homme-machine. Une évaluation a été mise en place au SAMU des Hauts de Seine afin d'évaluer son apport lors d'une situation d'urgence et la satisfaction des utilisateurs, qui étaient les téléopérateurs d'un service de téléalarme pour personnes âgées atteintes d'un trouble cognitif.

A travers 4 situations différentes les temps d'intervention et la pertinence des réponses apportées ont été mesurés. Ces situations ont été simulées dans des locaux du SAMU. Huit opérateurs ont testé les différentes fonctionnalités La durée moyenne d'intervention était de 4 minutes 24 sec et se décomposait en parts pratiquement égales pour la détection de l'événement, la manipulation du robot et la prise de décision.

L'appréciation globale des opérateurs ayant testé QuoVADis est bonne, et tous seraient prêts à l'utiliser pour eux-mêmes ou leur famille à l'avenir. Des suggestions d'améliorations concernant essentiellement l'interface homme-machine, ses fonctionnalités et l'apparence du robot ont été apportées.

Au terme de ce travail, il semble que la solution proposée par QuoVADis puisse améliorer la qualité de la réponse apportée à des personnes âgées maintenues à domicile malgré un déficit cognitif. La question de l'acceptabilité par le « patient » reste un point fondamental de la réussite pour l'implantation de telles technologies innovantes.

L'évaluation dans des conditions « réelles » reste un pré-requis à la possibilité de l'utilisation en routine.

Mots clés : Robotique d'assistance, Sécurité, Personnes âgées, télésurveillance, téléassistance, capteurs, gérontechnologie.

I. INTRODUCTION

L'utilisation d'une assistance technologique permettrait aux personnes âgées, même atteinte d'un trouble cognitif, de rester chez elles en leur maintenant une autonomie, une qualité de vie et une bonne estime d'elles-mêmes. Cette aide soulagerait également les familles dans le soutien apporté à leur proche qui devient de plus en plus lourd au cours de l'évolution de la maladie.

Le projet QuoVADis tente de répondre à ce problème, en facilitant la prise en charge des pathologies cognitives et, d'autre part, en permettant le maintien à domicile de personnes présentant des troubles cognitifs en toute sécurité.

L'aspect sécurité repose sur un système de télévigilance qui permettrait aux personnes dépendantes d'être "médicalisées" à distance de manière plus réactive en cas d'urgence. Les capacités d'un robot permettraient de :

- vérifier la pertinence d'une alarme et son degré d'urgence.
- établir un contact visuel et auditif avec la personne afin d'affiner le diagnostic en cas d'alarme avérée,

- maintenir un contact rassurant continu en attendant une intervention humaine,
- éliminer les problèmes de transmission entre des capteurs portatifs de détection de chute et la station de réception des appels ; le robot étant mobile, il peut se trouver en permanence à portée de la personne.

Une originalité du projet concernant la télévigilance est d'utiliser la mobilité du robot décrite ci-dessus pour apprécier le degré d'urgence de la situation et adapter la réponse du centre de télévigilance. On se limite ici à l'évaluation de la pertinence d'une telle assistance du point de vue des opérateurs de télévigilance. En effet, une évaluation chez la personne âgée est très intrusive et ne doit être envisagée que si ces opérateurs sont prêts à la développer si les personnes à domicile y adhèrent. En parallèle, les aspects cognitifs et acceptabilité ont été étudiés, ces résultats ne sont pas présentés ici (Wu et al. 2012, Faucounau et al. 2009). Une attention particulière a été apportée à la dimension éthique.

II. REVUE DE LITTERATURE

A. Prévalence des chutes chez les personnes âgées

Les accidents représentent la septième cause de mortalité parmi les personnes âgées aux Etats-Unis. Le mécanisme essentiel est la chute suivie des accidents de la circulation (voiture, piéton) puis les incendies (Staats, 2008).

Rubenstein (2006) retrouve une prévalence de 30 à 60% de chutes chez les personnes âgées dont 10 à 20% conduisent à une hospitalisation. Ces chutes sont associées à des facteurs de risque connus (tels que faiblesse, déséquilibre, confusion ou médicaments psycho-actifs). La recherche montre que la détection et l'amélioration des facteurs de risque de chute peuvent diminuer de façon significative les taux de chute.

B. Trouble cognitif comme facteur de risque

Les troubles cognitifs et la démence sont considérés comme un risque majeur de chute chez les personnes âgées, entraînant à terme une perte d'autonomie parce qu'elles craignent de tomber et restreignent leur activité.

De nombreuses études identifient les facteurs de risque de chutes chez les personnes âgées et ont montré l'existence de causes intrinsèques (médicales comme le diabète, la maladie de Parkinson, les troubles cognitifs et les médicaments) et extrinsèques (environnement : faible luminosité, tapis et autres obstacles). (Morley 2007, de Breucker et al. 2007, Das et Joseph. 2005, Kron et al. 2003, Bueno-Cavanillas et al. 2000).

Puisieux et al. (2005) et Strubel et al. (2001) indiquent que toutes les démences à tous les degrés de sévérité sont impliquées. A ces facteurs se surajoutent les troubles du comportement, de l'équilibre, les déficiences visuelles, la malnutrition, les effets indésirables des médicaments, la peur de tomber et les obstacles environnementaux.

Il est important de considérer cette population comme étant à haut risque et de mettre en place des mesures de prévention ciblées.

C. Moyens technologiques pour le maintien à domicile

De nombreuses études ont concerné les moyens technologiques mis en œuvre pour essayer de maintenir le plus longtemps possible les personnes âgées à domicile. Ils prennent différentes orientations :

- capteurs sur la personne, combinant également accéléromètres et de détecteurs de mouvements (Noury et al. 2007, Boulos et al. 2007).
- télésurveillance ou télémédecine (Caouette et al. 2007, Barlow et al 2007, Vincent et al 2006, Hui et al. 2002). L'évaluation de l'aspect coût-bénéfice conclut à l'apport d'une télésurveillance en termes de réduction des délais d'hospitalisation et de passages aux urgences.

Caouette et al (2007) ont documenté l'utilisation de services de télémonitoring chez les personnes âgées et leur impact à partir d'une revue de la littérature. Ils concluent à l'impact positif de ces systèmes notamment sur des composantes sociale, physique et cognitive. Cela permettrait la surveillance à domicile de personnes âgées d'une manière non intrusive et une intervention éventuelle en cas de nécessité.

Barlow et al. (2007) ont mené une revue de la littérature sur les télé-soins à domicile chez les personnes âgées et les malades chroniques. Les interventions les plus efficaces semblent concerner la surveillance automatisée des signes vitaux et le suivi téléphonique par des personnels de soins. Ils concluent au manque de preuve pour les systèmes de sécurité à domicile et des alarmes de sécurité.

Vincent et al (2006) ont mené une étude coût-bénéfice sur la mise en place d'un système de télésurveillance pour les personnes âgées à domicile. Ce système permettait un contact téléphonique entre les personnes âgées et une infirmière située dans un centre d'appels. Ils retrouvent que peu d'appels concernent des problèmes de santé (5%) et que les sujets sont très satisfaits du système. Ce système réduit la durée d'hospitalisation de 13 à 4

jours, ainsi que les visites d'hospitalisation à domicile (de 18 à 10 visites/sujet), permettant ainsi une économie de 17% des coûts sanitaires les 3 premiers mois et de 39% les 3 mois suivants. Ils concluent à l'efficacité d'un tel système de télésurveillance.

III. ETUDE

A. Objectifs

Le principal objectif de cette étude était d'évaluer l'apport de QuoVADis, en termes de détection d'événements nécessitant une intervention d'urgence. Les objectifs secondaires de cette étude étaient d'évaluer : 1) La pertinence de la réponse d'opérateurs en cas de déclenchement d'une alarme ; 2) Les différents temps d'intervention ; 3) La satisfaction des opérateurs, dans l'utilisation de QuoVADis.

B. Système QuoVADis

Le système QuoVADis comprenait : 1) un robot : avec des fonctions robotiques de base et un module "Healthcare" (un axe avec au sommet une caméra "pan-tilt" et au milieu un écran PC utilisé comme interface Homme-Machine) ; 2) un terminal **ambulatoire (TA) capteur de mouvement, de chute et de pouls** : cet appareil portatif, porté à la ceinture, était sous forme d'un boîtier et comportait en plus un bouton d'appel d'urgence. 3) **une interface homme-machine (IHM)** qui permettait de gérer les alarmes, le suivi des paramètres physiologiques et le pilotage du robot.

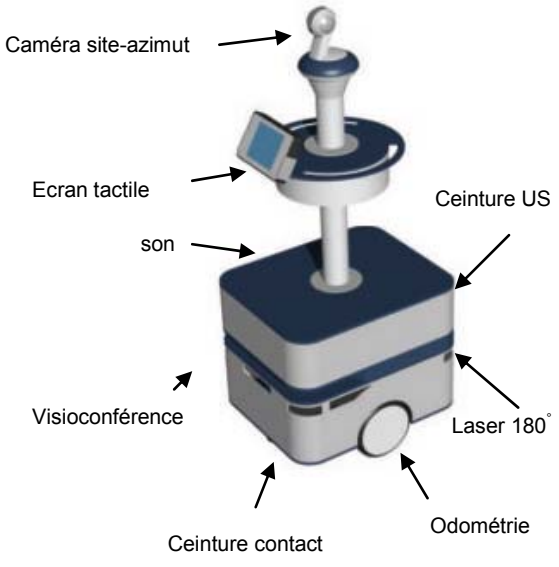


Fig. 1. Différentes modalités sensorielles de la base mobile.

La Fig. 1 montre les différentes modalités sensorielles disponibles sur la base mobile. C'est grâce à elles que les opérateurs distants peuvent mieux apprécier la situation et son degré d'urgence. 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

Ces informations permettent à l'opérateur :

- de guider le robot à travers le lieu de vie de la personne en visualisant l'environnement du robot et en profitant des fonctions d'aide à la navigation comme l'évitement d'obstacles réalisé par le robot
- de percevoir la situation du patient à travers l'image et le son afin de lever le doute sur le caractère d'urgence de la situation.

Pour l'interaction directe avec le patient, le robot dispose d'un système de visioconférence. Ainsi, le patient peut communiquer avec l'opérateur distant et avoir un retour audio et vidéo.

C. Protocole expérimental

L'étude a été menée du 24 mai au 16 juin 2011 dans les locaux du SAMU92.

Depuis 1986, le SAMU92 répond aussi bien à des appels provenant du SAMU-Centre 15, qu'à des personnes abonnées à un système de téléalarme (Biotel puis SERENITIS). A ce jour, près de 18000 personnes âgées et/ou dépendantes sont abonnées à SERENITIS. Les opérateurs qui répondent à la téléalarme sont situés dans les mêmes locaux que le SAMU-centre 15, ce qui permet une interaction entre les différentes équipes et le déclenchement immédiat des secours, en situation de détresse vitale. Les opérateurs de la téléalarme ont ainsi à disposition la possibilité de répondre à la personne à travers la téléalarme, d'envoyer sur place des parrains (famille ou voisins) ou des moyens de secours (médecins, premiers secours ou ambulance médicalisée de type SMUR).

Huit opérateurs habitués à prendre des appels de téléalarme ont testé QuoVADis suivant quatre situations différentes simulées par un acteur :

1. Interruption *volontaire* du TA : le « patient » devait appuyer sur l'interrupteur « arrêt ». Dans ce cas, QuoVADis offrait la possibilité de prévenir l'opérateur de la nature volontaire de l'arrêt. L'opérateur devait identifier l'alarme d'arrêt et aller vérifier la situation à l'aide du robot.

2. Appel déclenché sur le TA : le patient déclenchait le bouton d'alarme. L'opérateur identifiait l'alarme sur l'IHM et dirigeait le robot sur la scène afin de vérifier la situation.
3. Détection de chute sur le TA : l'opérateur identifiait une alarme de chute sur l'IHM et dirigeait le robot sur le lieu de la chute.
4. Détection d'une anomalie de la fréquence sur le TA : une baisse importante de la fréquence cardiaque était simulée, ce qui déclenchait une alarme au niveau de l'IHM ; l'opérateur devait le détecter et vérifier à l'aide du robot l'état du patient.

Les tests des situations ont été faits avec un système réel, des acteurs simulant les situations décrites ci-dessus. Ce choix a été fait compte tenu du nombre limité de ces événements dans la période de l'étude et de la nécessité de disposer d'un nombre élevé de systèmes de télévigilance à domicile, pour pouvoir détecter ces situations.

Des acteurs ont simulé des situations telles que malaise, détresse respiratoire ou accident vasculaire cérébral ou l'interruption du système. Pour chacune de ces situations, les différents temps d'intervention (détection de l'alarme, manipulation du robot, échanges avec le patient, décision ou pas d'engager des moyens de secours, clôture du dossier) ont été chronométrés par 2 enquêteurs et ce pour chacun des 8 opérateurs. A l'issue de ces tests, les opérateurs ont été interrogés sur leur opinion quant à la maniabilité des différentes composantes de QuoVADis et sur leur niveau de satisfaction.

IV. RESULTATS

A. Résultats

Huit opérateurs (5 femmes et 3 hommes) ont suivi l'ensemble de la formation et des évaluations. Leur âge moyen était de 27 ans. Ils avaient une ancienneté dans le service de 6 ans en moyenne (avec des extrêmes allant de 23 ans à 3 ans). Cinq d'entre eux avaient un niveau BAC ou plus, 3 un niveau BEP. La moitié avait l'habitude de jouer avec des jeux électroniques.

Le temps moyen global d'intervention par situation était de 4 min 24 s. Ce temps comprenait la survenue de l'événement déclencheur de l'alarme jusqu'à la fin du processus (clôture du dossier sur l'IHM). Selon l'opérateur, ce temps moyen pouvait varier de 2 min 51s à 6 min 34s (figure 2)

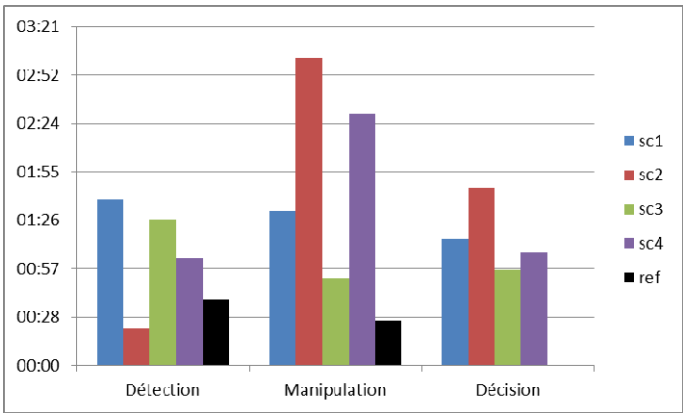


Figure 2 : les différents temps moyens selon la période de détection, manipulation du robot et prise de décision, en fonction de 4 scénarios (n=32) [sc1 = arrêt volontaire, ; sc2=déclenchement volontaire de l'alarme, sc3=chute, sc4=détresse cardio-respiratoire ; ref=temps standard par opérateur expériementé]

Ce temps moyen global d'intervention a été décomposé en 3 périodes : 1) temps de détection entre la survenue de l'événement et le déclenchement du robot ; 2) temps de manipulation robot entre le déclenchement du robot et l''arrivée du robot sur place ; 3) temps de décision entre l'arrivée du robot sur place et la prise de décision de l'opérateur (clôture du dossier sur l'IHM). Ces différentes périodes se décomposent en 1 min 08 s de détection de l'événement, 1min 59 s de manipulation du robot et 1min 16s de prise de décision.

La note de satisfaction globale de l'ensemble du système QuoVADis était de 6,75 sur une échelle de 1 (pas du tout satisfaisant) à 10 (très satisfaisant).

Concernant la facilité d'utilisation, 7 opérateurs sur 8 le trouvaient « facile » à utiliser de façon globale, et 1 opérateur « difficile », sur une échelle de 4 items allant de « très difficile » à « très facile ». Les fonctionnalités difficiles à utiliser étaient le robot (3 opérateurs sur 8) et l'IHM (2 opérateurs sur 8). Aucun des opérateurs n'a trouvé difficile à utiliser la détection des paramètres vitaux.

Sept opérateurs sur 8 ont trouvé que le robot apportait une aide utile pour mieux évaluer la situation. Les améliorations potentielles concernaient la qualité de l'image (5 opérateurs sur 8), de la voix (cinq opérateurs sur 8), la maniabilité du robot (5 opérateurs sur 8), le repérage dans les pièces (5 opérateurs sur 8).

Tous les opérateurs (n=8) touvaient que les capteurs étaient facilement visuables, 7 sur 8 trouvaient que ces informations étaient utiles pour mieux évaluer une situation d'urgence.

Trois opérateurs pensaient que QuoVADis était un plus en termes de gain de temps pour diagnostiquer une situation d'urgence. Les 8 opérateurs pensaient que QuoVADis facilitait l'identification de situations d'urgence, et était utile pour les personnes âgées et/ou dépendantes.

Sept opérateurs sur 8 utiliseraient QuoVADis comme outil de télévigilance pour eux-même et leur famille.

B. Discussion

Les évaluations menées auprès des opérateurs sur la partie sécurité du projet QuoVADis ont permis de mesurer le temps moyen nécessaire pour détecter un événement nécessitant l'intervention de QuoVADis. Ce temps moyen de 4 minutes 24 sec se décomposait en parts pratiquement égales pour la détection de l'événement, la manipulation du robot et la prise de décision. Il ne semble pas y avoir de différence de durée d'intervention notable entre les scénarios, ni d'effet d'apprentissage (le 1er test passé a une durée similaire au dernier).

L'appréciation globale des opérateurs ayant testé QuoVADis est bonne, et tous seraient prêts à l'utiliser pour eux-mêmes ou leur famille à l'avenir. Des suggestions d'améliorations concernant essentiellement l'IHM et ses fonctionnalités et l'apparence du robot ont été proposées.

Ces résultats doivent être pris avec précaution, le temps moyen reflète de grandes différences entre des interventions très courtes à plus longues, certains opérateurs ayant plus ou moins de facilité pour manipuler le robot. Il faut également noter que les tests ont été réalisés sur une période courte de 1 à 2 heures, ne permettant probablement pas de s'accoutumer à cette manipulation. Les opérateurs avaient nénamoins le loisir de tester le système QuoVADis durant la période de formation et avant la réalisation des tests.

Le nombre réduit d'opérateurs limite également les conclusions que l'on peut en tirer. Cependant, les opérateurs ayant participé à cette évaluation sont représentatifs des opérateurs travaillant en routine à la télésurveillance des personnes âgées et ont l'habitude de gérer les situations décrites.

Il est également difficile d'extrapoler ces résultats à d'autres conditions d'utilisation ou de les comparer à d'autres études. De par son originalité, le travail d'évaluation pratiqué est difficilement comparable à des situations d'intervention existantes.

La question de la durée d'intervention est essentielle pour des situations d'urgence, où mettre en œuvre une intervention dans les plus brefs délais peut avoir une conséquence sur l'issue de l'événement (notamment dans le scénario avec perte de conscience ou anomalie de la fréquence cardiaque). Dans ce cas, un temps de manipulation du robot durant près de 2 minutes peut sembler long. Il faut mettre cela en perspective avec la pratique actuelle où ces événements auraient pu passer inaperçus et où le temps d'intervention aurait alors été beaucoup plus long.

L'intérêt de ce système semble d'autant plus important qu'un dialogue peut être établi avec la personne. Actuellement, dans les systèmes de télévigilance pour personnes âgées, il est possible d'établir un contact vocal avec la personne abonnée.

Les situations où il est impossible de pouvoir communiquer avec elle (liée à une perte connaissance, personne malentendante, …) montre tout l'intérêt que peuvent apporter les données du terminal ambulatoire (pouls, actimétrie) et du robot. Cela pourrait ainsi éviter les situations actuelles d'appel au parrain ou à des premiers secours, qui prennent plus de temps, sont potentiellement plus stressantes et coûteuses en ressources humaines.

Dans la notion de durée, il faut bien insister sur la notion de « personne » ou potentiel « abonné », et pas de patient. Une durée de plus de 4 minutes pourrait être considérée comme une perte de temps inacceptable face à un patient téléphonant pour une intervention d'urgence. Dans le cas d'une personne « abonnée », cette durée comprend la détection de l'événement, qui ne peut être prise en compte par ailleurs.

L'acceptabilité de QuoVADis était relativement bonne parmi les opérateurs, sous condition de quelques modifications. Il faut cependant noter que dans les conditions d'évaluation, un enquêteur était toujours présent et pouvait remédier à des dysfonctionnements du système. De nombreuses interventions ont été nécessaires pour permettre aux différentes composantes de fonctionner ensemble. Les conditions de fonctionnement sont assez contraignantes : bonne disponibilité d'un réseau wifi, circulation du robot dans l'habitation nécessitant une ouverture automatique des portes (ou l'absence de porte), pas de barre de seuil, autonomie du robot (avec possibilité de rechargement), enfin le port du terminal ambulatoire avec port d'un capteur de pouls à l'oreille nécessitent une amélioration de l'ergonomie pour une meilleure acceptabilité.

Le système QuoVADis apporte une valeur ajoutée certaine en terme de capacité à identifier une situation d'urgence et de gain de temps. Il serait nécessaire de pouvoir l'évaluer dans des conditions « réelles » d'utilisation (domicile de personnes abonnées, résidences pour personnes âgées), afin de prendre en compte à la fois le côté « opérateur » mais également le côté « utilisateur » : son acceptabilité, sa fonctionnalité et la possibilité de l'utiliser en routine.

V. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Au terme de ce travail, il semble que la solution proposée par QuoVADis puisse améliorer la qualité de la réponse apportée à des personnes âgées maintenues à domicile malgré un déficit cognitif. Ainsi, dans les situations où il est impossible de communiquer par simple phonie (perte connaissance, malentendant…) les téléopérateurs des services dédiés auront maintenant la possibilité de contrôler visuellement la situation, en approchant le robot mobile près de la personne.

Sous réserve de quelques améliorations techniques, l'appréciation globale des opérateurs sur le système a été excellente. Tous seraient prêts à l'utiliser pour eux-mêmes ou leur famille. La question de l'acceptabilité par le « patient » n'a pas été évaluée dans cette tâche mais reste, évidemment, un point fondamental de la réussite pour l'implantation de telles technologies innovantes.

Si de façon expérimentale la valeur ajoutée des propositions de QuoVADis ne fait pas de doute, l'évaluation dans des conditions « réelles » reste un pré-requis à la possibilité de l'utilisation en routine.

VI. 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/)

VII. REFERENCES

- Barlow J, Singh D, Bayer S, Curry R. A systematic review of the benefits of home telecare for frail elderly people and those with long-term conditions. J Telemed Telecare 2007;13(4):172-9.
- Boulos MN, Rocha A, Martins A, Vicente ME, Bolz A, Feld R, et al. CAALYX: a new generation of location-based services in healthcare. Int J Health Geogr 2007;6:9.
- Bueno-Cavanillas A, Padilla-Ruiz F, Jiménez-Moleón JJ, Peinado-Alonso CA, Gálvez-Vargas R. Risk factors in falls among the elderly according to extrinsic and intrisic precipitating causes. Eur J Epidemiol. 2000 ; 16 : 849-859.
- Caouette A, Vincent C, Montreuil B. Use of telemonitoring by elders at home: actual practice and potential. Can J Occup Ther 2007;74(5):382-92.
- Das CP, Joseph S. Falls in elderly. J Indian Med Assoc. 2005 ; 103 : 136, 138, 140 passim.
- De Breucker S, Nkodo Mekongo YP, Ibeke B, Pepersack T. Falls of older individuals : medical assessment. Ref med Brux. 2007 ; 28 : 177-182.
- Faucounau V, Wu Y-H, Boulay M, Maestrutti M,Rigaud AS and the QuoVADis project. Caregivers' requirements for in-home robotic agent for supporting community-living elderly subjects with cognitive impairment. Technology and Health Care.2009; 17:33–40
- Hui E, Woo J. Telehealth for older patients: the Hong Kong experience. J Telemed Telecare 2002;8 Suppl:S3-S41.
- Kron M, Loy S, Sturm E, Nikolaus T, Becker C. Risk indicators for falls institutionalized frail elderly. Am J Epidemiol. 2003 ; 158 : 645-653.
- Morley JE. Falls : where do we stand ? Mo Med. 2007 ; 104 : 63-67.
- Noury N, Fleury A, Rumeau P, Bourke AK, Laighin GO, Rialle V, et al. Fall detection--principles and methods. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2007;2007:1663-6.
- Puisieux F, Pardessus V, Bombois S. Dementia and falls : two related syndromes in old age. Psychol Neuropsychiatr Vieil. 2005 ; 3 : 271-279.
- Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. Age Ageing 2006 Sep;35 Suppl 2:ii37-ii41.
- Staats DO. Preventing injury in older adults. Geriatrics 2008 Apr;63(4):12-7.
- Strubel D, Jacquot JM, Martin-Hunvadi C. Dementia and falls. Ann Redapt Med Phys. 2001 ; 44 : 4-12.
- Vincent C, Reinharz D, Deaudelin I, Garceau M, Talbot LR. Public telesurveillance service for frail elderly living at home, outcomes and cost evolution: a quasi experimental design with two follow-ups. Health Qual Life Outcomes 2006;4:41.
- Wu Y-H, Fassert C, Rigaud AS. Designing robots for the elderly: Appearance issue and beyond. Archives of Gerontology and Geriatrics 2012;54:121–6

Utilisation du geste avec l'ordinateur chez les séniors : intérêts et perspectives

Bousefsaf Frédéric, Atarodi Siavash, Pruski Alain
frederic.bousefsaf@umail.univ-metz.fr, siavash.atarodi@univ-metz.fr, alain.pruski@univ-metz.fr
Lasc, Université de Lorraine, Metz

***Résumé*—Les personnes âgées utilisent de plus en plus les nouvelles technologies de nos jours, l'ordinateur en particulier. A l'aide de périphériques comme la Wiimote de Nintendo, ou encore la Kinect de Microsoft, interagir avec l'ordinateur devient maintenant possible via les gestes, et plus particulièrement ceux de la main. Nous proposons une étude qui permet d'examiner l'intérêt du geste de la main comme moyen d'interaction avec l'ordinateur pour les séniors. Pour ce faire, nous avons développé en laboratoire une application composée d'une interface et d'un jeu sérieux. L'ensemble est contrôlé par les mouvements et le geste de la main. Les opinions et points de vue ont ensuite été recueillis auprès des personnes âgées et analysés à travers un questionnaire.**

Mots-clés : Interaction homme-machine, gestes de la main, séniors, stimulation cognitive.

I. INTRODUCTION

LES humains utilisent naturellement les gestes pour s'exprimer et communiquer. Ces derniers peuvent être réalisés par une partie du corps (bras et main…) et nous les utilisons instinctivement pour compléter la communication verbale. Prenons pour exemple les enfants qui communiquent intuitivement et naturellement avec les gestes avant même de savoir parler. De nos jours, nous utilisons les gestes humains pour commander une machine ou un système sans aucun matériel mécanique en utilisant des périphériques comme les caméras numériques. Il existe plusieurs types de gestes réalisables par différentes parties du corps (bouche, tête). La majorité des travaux de la littérature axent leur recherche sur les gestes de la main, qui sont classés suivant différentes catégories [7] et classes [8].

La commande d'interface par les gestes est sujette à de nombreux travaux depuis les années 1980 et des études [2] résument les applications et conclusions de ces recherches. On retrouve ce type de commande dans des applications à la domotique [9] ou encore pour interpréter des comportements dans le cadre de la santé et de la surveillance vidéo [11]. Dans le cas des thérapies par la réalité virtuelle, des recherches utilisant ce mode de communication ont déjà été menées, notamment lors de thérapies pour la réhabilitation des combattants de guerre [16]. Les auteurs expliquent que la réhabilitation est plus rapide et plus complète en utilisant la réalité virtuelle et les jeux vidéo interactifs spécifiquement. En stimulation physique, ces systèmes ont été utilisés à fin de réhabilitation post-traumatique [18] à l'aide de périphérique comme *l'EyeToy* de Sony, ou encore la *Kinect* de Microsoft.

L'utilisation d'une tablette tactile ou d'une Wiimote nous permet, par exemple, d'analyser des gestes de dessins [6] tandis que des gants de données ou des périphériques de vision (caméras) permettent d'analyser des gestes de la main plus précis en tenant compte de l'orientation de la main ou encore de la position des doigts.

L'extraction (segmentation) et le suivi de la main peuvent se faire selon des critères de couleur (de la peau) [1], de mouvement [3] ou encore via l'algorithme proposé par Viola & Jones [15] adapté à la main [5].

La reconnaissance des gestes (classification) est réalisable via des réseaux de neurones [12], les HMM (souvent utilisées pour reconnaitre les gestes de la langue des signes) [4] ou encore les SVM [11].

Nous pouvons actuellement envisager une utilisation de ce type de modalité à domicile en particulier grâce à certains systèmes accessibles au grand public (webcam, Kinect). Cette modalité apparait, à première vue, plus naturelle et intuitive que les périphériques traditionnels (souris, clavier) pour les séniors qui n'ont jamais utilisé d'ordinateur. A notre connaissance, aucune étude n'a été réalisée pour évaluer l'intérêt de ce type de modalité sur les personnes âgées.

Cet article est divisé en trois parties. Nous aborderons dans un premier temps l'aspect « technique » de l'application que nous avons développée, avec des détails sur les algorithmes et les méthodes utilisées, ainsi que des illustrations sur le résultat final. La seconde partie est quant à elle centrée sur les expérimentations et les résultats de l'étude. Nous clôturerons ce papier par une discussion et une conclusion sur ce travail.

II. DÉVELOPPEMENT DE L'APPLICATION

A. Présentation

Nous avons développé une application ludique dans l'optique de permettre aux personnes âgées de « jouer » sans se lasser. Notre objectif premier est que l'utilisateur maintienne son envie en prenant du plaisir et en s'impliquant dans le jeu. Nous cherchons donc à concevoir un jeu intéressant, simple et qui utilise une forme de contrôle relativement novatrice (le mouvement et le geste de la main) afin d'augmenter l'immersion et l'implication de l'utilisateur.

Le jeu vise principalement les capacités d'attention, de recherche et de concentration de l'utilisateur. Ce dernier doit ici déplacer des objets (des fruits et légumes) d'une couleur particulière dans des corbeilles à l'aide de sa main. Le but est de faire correspondre les couleurs, comme, par exemple, déplacer une banane dans la corbeille de couleur jaune.

L'utilisateur doit passer de la main ouverte à la main fermée (succession de gestes simples) pour prendre un objet virtuel et garder la main fermée pour le déplacer. L'action « lâcher » est complémentaire à l'action prendre (passage de la main fermée à la main ouverte).

Nous augmenterons la difficulté en incrémentant le nombre d'objets par essai et en introduisant des effets perturbateurs. L'utilisateur peut ainsi sélectionner des niveaux avec des corbeilles ou la couleur est indiquée via un effet Stroop [20]. Les fruits et légumes passent en niveau de gris pour les difficultés les plus élevées. Nous noterons aussi que les objets et corbeilles sont générés aléatoirement à chaque nouvel essai.

Notons aussi que l'interface est entièrement contrôlée par le geste. L'utilisateur à la possibilité de « cliquer » sur des boutons et menus afin de régler la sensibilité des mouvements et la difficulté du jeu.

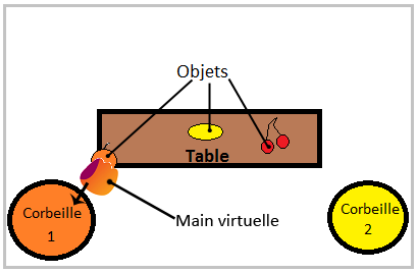


Figure 1. Croquis de l'application

Dans cet exemple, la personne est en train de déplacer l'orange dans la corbeille 1. La main est représentée par un curseur virtuel qui s'anime différemment en fonction du geste réalisé. Ici l'utilisateur déplace l'orange le poing fermé.

Nous utilisons une seule et unique caméra numérique dans notre travail et nous avons façonné la détection pour qu'elle soit peu sensible aux variations d'environnement (fond et éclairage) et peu sensible aux variations « d'utilisateur » (couleur de peau, forme de la main). Les postures (gestes statiques, comme laisser la main ouverte) et les gestes dynamiques (action de prendre un objet : passage de la main ouverte à la main fermée) sont différenciés dans notre application. Cette dernière n'utilisera ni marqueurs (pastilles de couleur…) et peut fonctionner en présence de fonds complexes.

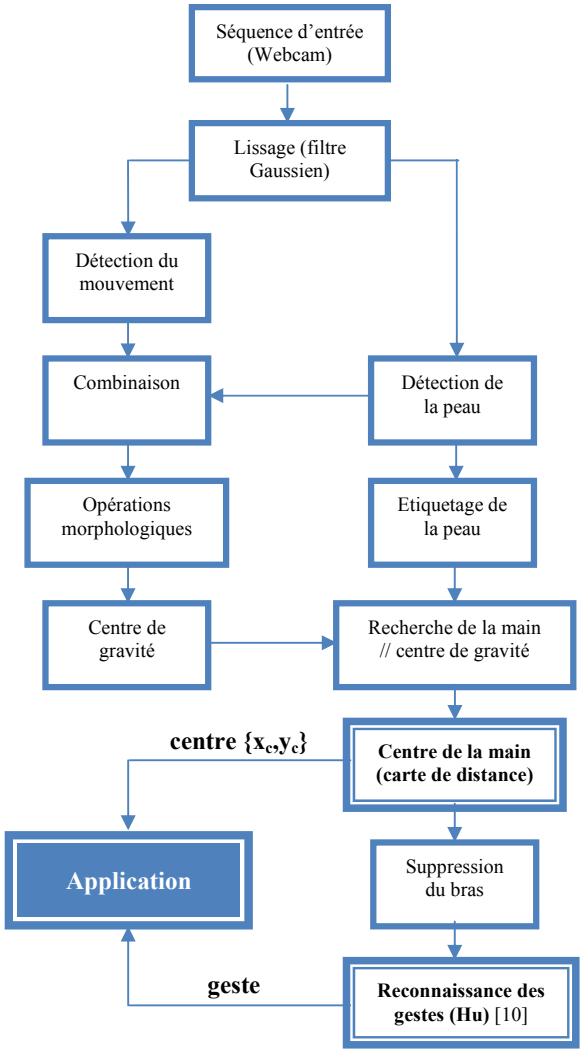


Figure 2. Analyse fonctionnelle

B. Détection et suivi de la main

Cette étape nous permet de détecter et de suivre la main de l'utilisateur en utilisant l'image source arrivant de la caméra. Pour ce faire, nous utilisons une détection de peau combinée (via un **ET** logique [4]) à une détection de mouvement (nous supposons ici que la main est l'objet de couleur de peau qui bouge le plus). Cet algorithme nous permet de respecter le temps réel et il n'est pas nécessaire d'utiliser un filtre (*e.g. Kalman*) pour prédire la prochaine position de la main.

1) Détéction de la peau

La détection des pixels de couleur « peau » est réalisée en filtrant (grâce à un seuillage dans une plage particulière) l'image source. Des études [13] comparant les différents espaces colorimétriques utilisables existent, un espace particulier ne fait cependant pas encore l'unanimité dans la littérature. Nous utiliserons l'espace YCrCb, qui obtient des scores de bonne détection plutôt satisfaisant dans la plupart de ces études. Ce dernier sépare la luminance Y des composantes chromatiques Cr et Cb. Pour notre application, nous utilisons des seuils adaptés :

$$P(x,y) = \begin{cases} 1 \text{ si } \begin{vmatrix} 140 \leq Cr(x,y) \leq 180 \\ 80 \leq Cb(x,y) \leq 130 \end{vmatrix} \\ 0 \text{ sinon} \end{cases}$$

L'image binaire résultante $P(x,y)$ contient uniquement des 1 lorsque la peau est présente, et des 0 a contrario. Le traitement se réalise sur tous les pixels (x,y) des composantes Cb et Cr. Des modèles adaptatifs [14] peuvent être réalisés pour améliorer la robustesse de la détection. Néanmoins, les caméras récentes intègrent maintenant la technologie *TrueColor* [17] et *ClearFrame*, qui régulent automatiquement les couleurs et l'exposition, et délivrent des images fines et détaillées même dans des endroits très peu éclairés.

2) Détéction du mouvement

Elle se base sur une méthode très récurrente dans la littérature : la différence d'images successives [3]. Dans notre application, nous utilisons cette méthode sur la composante Cr de l'image (et non pas en niveau de gris) afin de minimiser les parasites et en même temps maximiser les effets de mouvements du bras et de la main :

$$M(x,y) = \begin{cases} 1 \text{ si } |Cr_t(x,y) - Cr_{t-1}(x,y)| \geq seuil \\ 0 \text{ sinon} \end{cases}$$

Avec $Cr_t(x,y)$ la composante *Cr* des pixels (x,y) de l'image source à l'instant *t* et $Cr_{t-1}(x,y)$ celle à l'instant *t-1*. Le seuil (qui peut être aussi adapté en fonction de la luminosité) est choisi empiriquement dans notre cas. $M(x,y)$ correspond à l'image différenciée et seuillée.

3) Combinaison des deux méthodes

Une opération de combinaison est ensuite appliquée entre ces deux méthodes à l'aide d'un opérateur ET logique. Le but est d'isoler les éléments appartenant à la couleur de la peau et en mouvement. L'opération est appliquée bit à bit sur l'ensemble de l'image :

$$C(x,y) = P(x,y) \wedge M(x,y)$$

$P(x,y)$ est l'image issue de la détection de peau et $M(x,y)$ celle du mouvement. L'image résultante $C(x,y)$ est ensuite traitée à l'aide d'opérations morphologiques en vue de reconstituer la main. On récupère en dernière étape le centre de gravité de la forme segmentée.

4) Etiquetage

Lorsque l'utilisateur déplace sa main avec moins d'amplitude, le résultat de la combinaison n'est pas satisfaisant et la main est déformée voire non reconnaissable (cf. Figure 3). La méthode d'étiquetage va nous permettre de garder l'utilité de la détection de mouvement tout en reprenant l'exactitude sur les formes de la détection de peau. On utilise pour ce faire le centre de gravité de la combinaison uniquement pour localiser l'endroit où la main est située dans l'image.

Source combinaison

Figure 3. Divergence lors d'un mouvement de faible amplitude

L'opération d'étiquetage des zones est réalisée sur la détection de la peau. On associe un indice à chaque forme séparable. On isole la forme dans laquelle le centre de gravité de la combinaison est situé. Cette méthode nous permet de savoir quelle élément est en mouvement et appartient à la couleur de la peau, tout en nous délivrant une forme nette et précise, nécessaire pour la reconnaissance de gestes par la suite :

$$I_r = \{i \text{ si } G_{combi} \in formes(i)$$

$$i = 1 \dots N_{formes}$$

Avec I_r l'indice de la forme retrouvée, $forme(i)$ la forme testée d'indice i, N_{formes} le nombre maximum de formes étiquetées et G_{combi} le centre de gravité calculé à l'étape de combinaison.

5) Centre de la main et suppression du bras

Pour retrouver le centre morphologique de la main nous utilisons une carte de distance sur le résultat de l'étiquetage. Le maximum d'intensité dans cette image correspondra au centre de la main qui ne dépend pas du bras. C'est ce point que nous gardons pour réaliser le suivi de la main (cf. Figure 4 à gauche). On utilise une formule empirique pour séparer le bras de la main (cf. Figure 4 à droite) en prenant pour référence la distance H entre le centre morphologique et le haut de la main.

Centre morphologique séparation bras/main

Figure 4. Segmentation bras/main

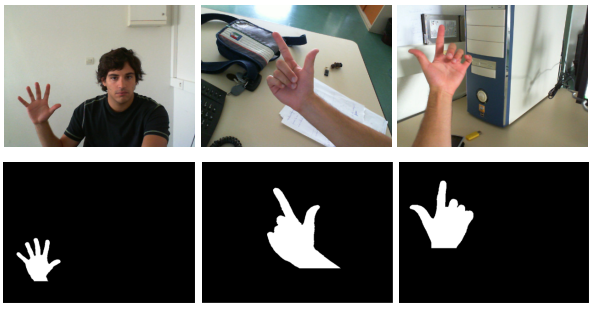


Figure 5. Quelques exemples de séquences avec leur résultat

C. Reconnaissance des gestes

1) Vocabulaire gestuel

Nous utilisons un ensemble de trois gestes statiques (postures) et trois gestes dynamiques pour contrôler notre application, à la fois au niveau de l'interface et du jeu. Voici ci-dessous les catégories et fonctions retenus :

TABLE I. CATEGORIES ET FONCTIONS DES GESTES

Gestes	*Catégories*	*Fonctions*
	Statique	Geste de repos (ne rien faire)
	Statique	Action de garder un objet pris
	Statique	Geste de pointage (interface)
	Dynamique	Action de prendre un objet
	Dynamique	Action de lâcher un objet
	Dynamique	Action de cliquer (interface)

2) Extraction des caractéristiques

Nous utilisons les moments de Hu [10] que nous classifions afin de reconnaitre le geste à l'instant *t*. Les 7 moments sont invariants, à la fois en échelle, en orientation et en position. Afin de vérifier cette théorie et la possibilité d'utiliser ces moments dans notre travail, nous les avons calculés et comparés en utilisant une série d'images transformées par rapport à une de référence :

Référence rotation 90° rotation 180° + zoom 150% rotation 180° + zoom 50% échantillon différent

Figure 6. Essai sur les moments de Hu

L'image la plus à gauche est l'image de référence, les 3 suivantes des transformations numériques de cette dernière (les moments de Hu de ces images ne doivent donc pas changer), et enfin la dernière un échantillon complètement différent (les moments doivent ici beaucoup varier). La fonction d'erreur est calculée via la relation :

$$\varepsilon_j^i = \left| h_j^{ref} - h_j^i \right|$$

$$i = 1 \dots 4 \text{ (les 4 images transformées)}$$

$$j = 1 \dots 7 \text{ (les 7 moments de Hu)}$$

Avec :

ε_j^i l'erreur absolue entre le moment de Hu *j* de l'image *i* et celle de référence,

h_j^{ref} le moment de Hu *j* de l'image de référence,

h_j^i le moment de Hu *j* de l'image *i*.

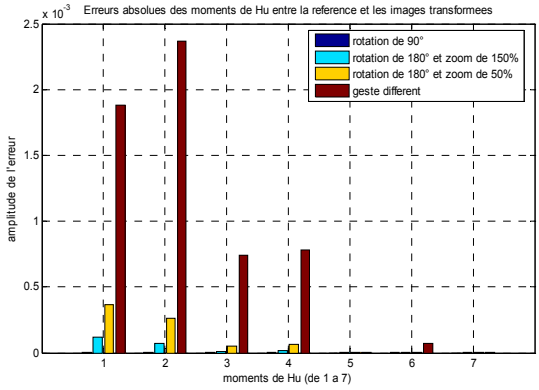


Figure 7. Erreurs absolues entre l'image de référence et les 4 images de test

Pour conclure, nous constatons qu'une simple rotation et un zoom ne génèrent pratiquement pas d'erreur. On

ressent bien dans ce cas l'invariance des moments en orientation et rotation. Le dernier cas (en rouge) affiche une erreur beaucoup plus importante pour un geste légèrement similaire mais malgré tout différent.

3) Classification des gestes

Nous n'utilisons pas d'algorithmes classiques de classification (HMM, réseaux de neurones, SVM…) mais un critère de tri qui nous permettra de comparer deux formes A et B afin d'obtenir leur **similitude** :

$$I(A,B) = \sum_{i=1\ldots7} \left| \frac{1}{m_i^A} - \frac{1}{m_i^B} \right|$$

Avec :

$$m_i^A = sign\left(h_i^A\right).\log\left(h_i^A\right)$$
$$m_i^B = sign\left(h_i^B\right).\log\left(h_i^B\right)$$

Avec h_i^A et h_i^B qui représentent les moments de Hu des formes A et B respectivement. Dans notre cas A est un échantillon de notre base de données et B la forme segmentée. Le résultat produit un scalaire. On compare la main segmentée à chaque échantillon et c'est le résultat **qui minimisera cette comparaison** qui nous donnera l'échantillon **le plus proche** de la main.

Les gestes dynamiques sont détectés temporellement (**si** le geste à *t-1* correspondait à la main ouverte **et** que le geste à *t* correspond à la main fermée, alors le nouveau geste correspondra à *l'action de prendre un objet*).

D. Résultats et évaluation formative

Nous avons réalisé en premier lieu une évaluation formative de l'application qui nous a permis de relever les contraintes et problèmes ergonomiques, de réalisation et de prise en main.

Figure 8. Navigation dans la page de démarrage (à gauche) et déplacement d'un objet dans une corbeille (à droite) durant le jeu

Nous avons retravaillé la fluidité de la commande suite à cet entretien car certaines personnes la trouvaient trop saccadée. L'utilisateur peut dorénavant choisir une sensibilité parmi deux niveaux.

III. Experiences

Nous utilisons pour les expérimentations un ordinateur Sony VAIO VGN-BX297XP couplé avec une webcam LifeCam Cinema de Microsoft.

Nos essais se portent sur un groupe composé de 12 séniors et constitué de 3 hommes et 9 femmes. L'âge moyen est de 73,8 ans (écart type : 6,1). Ces personnes sont pour la majorité membres d'un club de retraités. 5 d'entre elles étaient titulaires d'un certificat d'étude, 2 d'un diplôme de brevet, 3 d'un CAP et 2 avaient un niveau d'étude égal ou supérieur au baccalauréat.

Les séniors réalisent en premier lieu une courte session d'entrainement avec un logiciel. L'objectif est de toucher virtuellement des ballons de couleur avec leur main. Cet entrainement est nécessaire pour que la personne s'adapte à la sensibilité de l'application et se familiarise avec le curseur virtuel. Nous leur demandons ensuite d'utiliser leur main pour contrôler l'interface de l'application en appuyant virtuellement sur des boutons et des menus. Les séniors peuvent ensuite démarrer une session de test où ils devront prendre et déplacer virtuellement les fruits et légumes dans les corbeilles de couleur. Enfin, nous leur laissons la liberté de relancer ou de mettre fin à l'application.

Une fois les essais terminés, nous demandons aux séniors de répondre à un questionnaire basé sur une échelle de Likert allant de 1 à 5, réalisé en collaboration avec un psychologue du laboratoire. 1 signifiant « pas du tout » et 5 signifiant « tout à fait ». Ces questions nous servent à obtenir leur ressenti sur le contrôle de l'application et son intuitivité, ainsi que sur l'application et ses intérêts. Une session complète (essai et questions posées oralement) dure environ 25 minutes.

IV. Resultats et Discussion

Les réponses aux questionnaires démontrent une réception positive de notre jeu et des perspectives de développement de jeux sérieux sous cette forme. En effet, sur les douze personnes âgées ayant testé notre logiciel, dix ont déclaré que la façon de contrôler le jeu par les gestes à distance de la main leur paraissait naturelle et quatre participants ont répondu qu'ils pourraient jouer régulièrement de cette façon ce qui, compte-tenu de l'âge des personnes interrogées, est un score notablement positif.

Seulement quatre participants ont déclaré que l'utilisation du jeu était fastidieuse. L'apprentissage long et difficile de la façon de contrôler le jeu, la fatigue entraînée par le positionnement inconfortable de la main ainsi que la sensibilité trop forte de l'application à de petits mouvements non significatifs de la main sont des

raisons pour lesquelles ils trouvaient le jeu fastidieux à utiliser. Ces observations nous permettent d'identifier avec exactitude les améliorations à fournir à l'avenir.

Huit participants sur douze ont déclaré qu'il est utile et intéressant de développer des jeux contrôlés par le geste de la main, en fournissant principalement trois types de raisons. Cette façon de jouer favorise selon eux le maintien ou l'amélioration des capacités des personnes en bonne santé par l'exercice de la coordination physique, de l'habileté, de la concentration et de l'adresse, ainsi qu'en vue d'évitement de la sédentarité; ensuite, selon les participants, c'est une façon plus simple de jouer, ce qui peut attirer un nouveau type de public vers les jeux sérieux; enfin, selon un participant, cette manière de jouer peut être utilisée dans le cadre de programmes de rééducation physique.

Une dissociation est faite par les utilisateurs entre l'intérêt du contenu intellectuel du jeu et l'intérêt à la façon formelle d'y jouer. Dix participants ont répondu que ce type de jeu d'entraînement intellectuel était utile. Nous remarquons ici non seulement l'intérêt plus important porté à l'utilité intellectuelle du jeu plutôt qu'à l'utilité formelle du geste de la main approuvée par huit participants.

Enfin, sur les sept participants ayant déjà utilisé un ordinateur seuls deux ont déclaré que l'ordinateur est plus maniable avec le geste de la main tel qu'ils venaient de l'expérimenter (comparé aux classiques claviers et souris). Les cinq autres participants ont tous déclaré que l'habitude de ces périphériques plus « traditionnels » rendait ces outils plus confortables. Ceci est cohérent avec les connaissances actuelles sur les réticences aux changements, l'attachement aux habitudes étant significativement plus fort chez les personnes âgées que pour le reste de la population [19].

V. CONCLUSION

Nous avons examiné et investigué l'intérêt du geste de la main comme moyen d'interaction avec l'ordinateur chez les séniors. L'application informatique développée fonctionne à l'aide d'une simple webcam et d'un ordinateur. Une segmentation innovante permet de suivre les mouvements et reconnaitre les gestes de l'utilisateur.

La majorité des personnes âgées interrogées ont globalement apprécié cette modalité d'interaction et trouvent le contrôle intuitif. Des perspectives de jeux sérieux sous cette forme sont dorénavant envisageables. Un challenge futur sera de créer un modèle qui minimisera la fatigue sur ce type de public et ensuite développer des méthodes de travail physique et cognitif pour les personnes âgées à domicile.

REFERENCES

[1] C. Bencheriet, A.E.H. Boualleg, H. Tebbikh, Segmentation de la Couleur de Peau par Seuillage Selon Différents Espaces de Couleur, *JIG 2007, 3èmes Journées Internationales sur l'Informatique Graphique*, pp. 207-211 (2007)

[2] M. Bhuiyan & Rich Picking, Gesture-controlled user interfaces, what have we done and what's next?, *Proceedings of the Fifth Collaborative Research Symposium on Security, E-Learning, Internet and Networking, Darmstadt, Germany*, 26-27 November 2009, pp. 56-60 (2009)

[3] Y. Benezeth, P.M. Jodoin, B. Emile, H. Laurent, C. Rosenberger, Review and Evaluation of Commonly-Implemented Background Subtraction Algorithms, *International Conference on Pattern Recognition* (2008)

[4] Feng-Sheng Chen, Chih-Ming Fu, Chung-Lin Huang, Hand gesture recognition using a real-time tracking method and hidden Markov models, *Image and Vision Computing*, Vol. 21, pp. 745-758 (2003)

[5] Q. Chen, N.D. Georganas, E.M. Petriu, Real-time Vision-based Hand Gesture Recognition Using Haar-like Features, *Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings* (2007)

[6] Simon Conseil, Suivi tridimensionnel de la main et reconnaissance de gestes pour les interfaces Homme Machine, *thèse de doctorat, Université Aix-Marseille* (2008)

[7] Alistair D.N. Edwards, Progress In Sign Language Recognition, Wachsmuth and M. Frölich, *Gesture and Sign Language in Human-Computer Interaction*, pp. 13-21 (1997)

[8] P.A. Harling & A.D.N. Edwards, Hand Tension as a Gesture Segmentation Cue, *Proceedings of the Progress in Gestural Interaction* (1997)

[9] Takayuki Hattori, Yorinobu Mine, Michael Cohen, Jun Yamadera, Gesture Interpretation for Domestic Appliance Control, *18th International Conference on Artificial Reality and Telexitence* (2008)

[10] M.K. Hu, Visual pattern recognition by moment invariants, *IRE Trans. on Information Theory, IT-8*, pp. 179-187 (1962)

[11] M.B. Kaaniche, Human gesture recognition, *thèse de doctorat, université de Nice – Sophia Antipolis* (2009)

[12] Tin Hninn Hninn Maung, Real-Time Hand Tracking and Gesture Recognition System Using Neural Networks, *World Academy of Science, Engineering and Technology*, pp. 466-470 (2009)

[13] S.L. Phung, A. Bouzerdoum, D. Chai, Skin segmentation using color pixel classification: analysis and comparison, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, pp. 148-154 (2005)

[14] M. Soriano, B. Martinkauppi, S. Huovinen, M. Laaksonen, Adaptive skin color modeling using the skin locus for selecting training pixels, *Pattern Recognition 36*, pp. 681-690 (2003)

[15] P. Viola, M. Jones, Rapid Object Detection using a Boosted Cascade of Simple Features, *Computer Vision and Pattern Recognition*, Vol. 1, pp. 511-518 (2001)

[16] B.K. & M.D. Wiederhold, Evaluation of virtual reality therapy in augmenting the physical and cognitive rehabilitation of war veterans, *Intl Conf. Disability, Virtual Reality & Assoc.*, pp. 91-96 (2006)

[17] Microsoft True Color Technology [Online]. Disponible : http://www.cravingtech.com/microsoft-new-true-color-technology.html

[18] Coding4Fun Kinect Projects, Channel 9 [Online]. Disponible : http://channel9.msdn.com/coding4fun/kinect/The-Kinect-helps-in-Post-Traumatic-Rehabilitation

[19] P. Paillat, Les pratiques culturelles des personnes âgées, *Paris, La Documentation française* (1993)

[20] J.R. Stroop, Interference in serial verbal reactions, *Journal of Experimental Psychology 18*, pp. 643-661 (1935)

Grande randonnée en solitaire pour les déficients visuels

Farcy René, Zegarra Jesus
Laboratoire Aimé Cotton, Université Paris Sud, bat 505, 91405 Orsay cedex
rene.farcy@u-psud.fr
jesus.zegarra-flores@u-psud.fr

Résumé : Les antennes GPS actuelles très sensibles ne peuvent pas fournir l'orientation instantanée d'une personne de manière fiable à faible vitesse de déplacement. Cette limitation ne permet pas de guider efficacement les déficients visuels. Notre proposition se base sur l'utilisation d'un GPS assisté par une centrale inertielle. Nous décrivons ici la mise en œuvre d'une grande randonnée de 700 km qui a été réalisée en juillet – août 2011 par un non-voyant de catégorie 4 sur la partie française du chemin de Saint Jacques de Compostelle. Cette expérience a permis de mettre au point une nouvelle technique de guidage et a montré de manière claire des nouvelles possibilités et limitations à l'autonomie totale en grande randonnée pour les déficients visuels.

Mots clés : GPS, centrale inertielle, guidage, déficient visuel, randonnée.

I. INTRODUCTION

Les antennes GPS actuelles (SIRFIII) ne peuvent pas fournir l'orientation d'une personne à l'arrêt et donnent des valeurs erronées pour le cap instantané à faible vitesse [1], [2], [3]. Ces difficultés sont rédhibitoires pour guider un déficient visuel dans les situations complexes car il ne peut pas exploiter les représentations cartographiques. Nous avons proposé une solution à base de GPS assisté par une centrale inertielle pour palier les difficultés. Deux types de guidages ont été proposés : urbain et grande randonnée. Nous présenterons ici la mise en œuvre expérimentale d'une grande randonnée faite en juillet aout 2011 par un déficient visuel de catégorie 4 sur les sentiers de Saint Jacques de Compostelle.

II. MATERIEL

Le matériel utilisé est constitué de deux antennes GPS, une interne à un téléphone portable et l'autre externe communiquant par Bluetooth avec le téléphone. Une centrale inertielle spéciale comportant une boussole électronique, un accéléromètre trois axes et un gyroscope développée au laboratoire est portée à la ceinture. L'information est constituée de messages vocaux, sollicité à la demande, signalant le cap et la distance au point suivant : <12 heures, 100 mètres > signifie que le point suivant est tout droit à 100 mètres, <9 heures, 60 mètres> indique un point suivant à gauche à 60 mètres etc. Toutes ses informations sont données par rapport à l'axe corporel de la personne et réactualisées toutes les secondes. Si la personne fait un quart de tour à droite, ce qui était tout droit devient à gauche.

Dans ce premier cas notre objectif se trouve à 9 heures (Fig. 1).

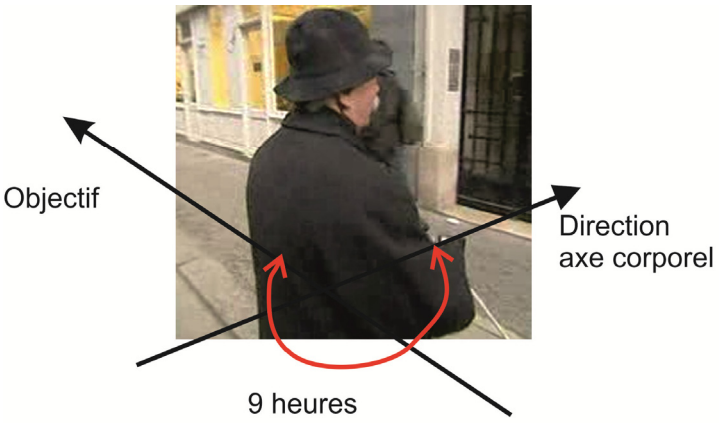


Fig. 1 Objectif à 9 heures

Dans le deuxième cas (Fig. 2), après avoir fait un quart de tour, notre système se réactualise dans la

seconde pour donner l'information, qui maintenant se trouve à 6 heures par rapport à l'axe corporel de la personne.

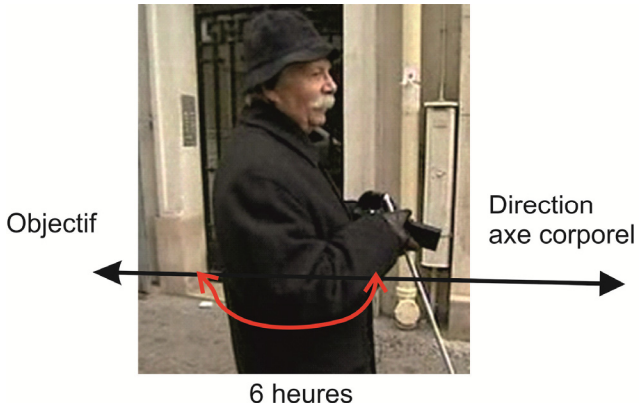


Fig. 2 Objectif à 6 heures

Les points sont sur des tronçons de lignes droites. Si le point <n+1> à rejoindre est indiqué légèrement à gauche et qu'on ne trouve pas de passage à gauche, on est sur une fausse route. Dans ce cas, on fait demi tour en serrant en permanence à droite pour reprendre la bonne route. Pour éviter cette erreur et si les deux chemins sont présents sur la cartographie, on peut ajouter une information complémentaire au point <n> constituée du message « serrer à gauche » (Fig. 3).

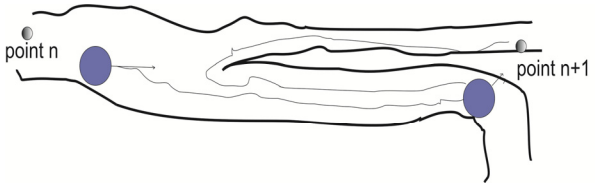


Fig. 3. Cas de difficulté pour deux chemins presque parallèles

Pour mieux anticiper son trajet une information complémentaire est donnée. Par exemple en plus du cap et distance au point suivant on ajoute « chemin à 3h », ce qui signifie qu'au point suivant la route tourne à droite par rapport à la trajectoire en ligne droite pour rejoindre le point suivant. (Fig. 4).

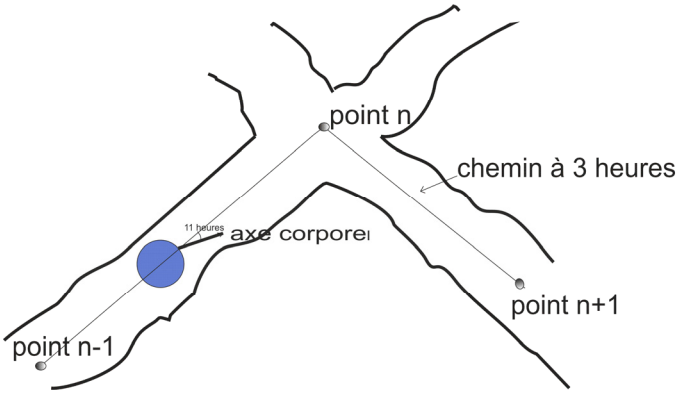


Fig. 4. Point <n> à 11h, 70m , chemin à trois heures

Pour enrichir l'information, on a donné des informations complémentaires comme chemin montant, chemin descendent, sol avec pierre, sol herbeux, etc. La figure 5 représente le cas le plus complexe rencontré : on a trois chemins presque parallèles à 12 heures, 12 heures 30 et 11 heures 30. Les textures et dénivelés des trois chemins sont identiques. La différence de direction est trop faible pour être une information fiable. La solution si on doit prendre le chemin de droite ou de gauche est simple il suffit de dire de serrer à droite ou à gauche. Pour prendre le chemin du milieu la seule solution sure est de par exemple serrer à gauche sur 40 mètres puis faire demi tour en serrant à gauche pour prendre le chemin central. Cette solution doit être fournie sous la forme de commentaires affectés au point <n>.

Fig. 5. Chemin avec trois routes presque parallèles

De manière pratique le téléphone portable est fixé au bâton de marche (figure 6) tenu par une main. L'autre main gère le balayage du sol avec la canne blanche.

Fig. 6. Photo montrant le baton de marche

L'interface réalisée a été adaptée aux besoins exprimés de l'expérimentateur. On a convergé sur 6 boutons (Fig. 7).

Le premier bouton en haut au centre <Demande de point> donne le cap et la distance au point sélectionné plus l'information <chemin à> ainsi que les commentaires additionnels éventuels. Si les deux GPS sont en concordance, un seul cap et distance sont fournis. S'il y a une différence de plus de 40 mètres entre les deux GPS, le cap et la distance correspondant à chaque GPS sont donnés. L'utilisateur en fonction du contexte a rarement eu d'hésitation sur la donnée valide à prendre en considération.

Il y a un bouton <+> et un bouton <-> sur les deux côtés du bouton <demande de point>, c'est pour trouver le point suivant ou le point précèdent. Cela est utile si la personne veut retourner à un point précèdent ou si la personne veut anticiper de quelques points son trajet.

Un bouton <point plus proche> est placé au milieu. Il fournit le cap et distance au point du parcours le plus proche par rapport à la localisation GPS de la personne. Il est particulièrement utile pour reprendre un parcours suite à un arrêt du GPS pour une longue pause. Il permet de d'entrer immédiatement dans le parcours.

Le bouton en bas à droite <nombre de satellites> fournit le nombre de satellites pris en compte pour le calcul de la position. Avoir un grand nombre de satellites n'est pas forcément synonyme de précision, mais en avoir 3 ou moins est un critère de non fiabilité des données.

Le bouton en bas à gauche <gite plus proche> donne l'information de cap et distance par rapport au gite le plus proche.

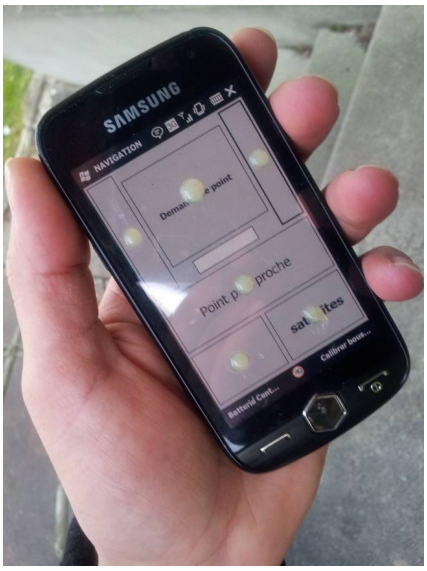


Fig. 7. Interface pour la grande randonné

III. METHODE

L'expérimentateur non-voyant de 64 ans est atteint d'une rétinite pigmentaire en stade final (vision de quelques ombres dans un champ très étroit). Il a suivi les tests suivants contenant aussi des trajets urbains car les chemins de grande randonnée traversent aussi les villes :

Vérification du niveau de sécurité de la personne :

- **Tests en milieu urbain** : traversée d'une route simple voie et double voie, carrefours à feux, traversée d'une route avec un trottoir non perpendiculaire à la route, carrefours à feux décalés.
- **Tests en milieu semi-urbain** : recherche du trottoir à partir d'une place en zone peu circulante, traversée de ronds-points.
- **Tests en milieu forestier :** traversée hors sentiers d'un segment de forêt à forte pente, équilibre dans les sols irréguliers glissants, résistance psychologique à une situation de perte, transitions non prévenue entre zones non circulantes et circulantes.

Vérification du niveau de la représentation spatiale:

- **Tour d'un pâté** de maison à 4 côtés, puis 3 côtés, puis plus de 4 côtés : capacité à analyser la forme de la structure.
- **Aptitude à réaliser un parcours** par indications à 3 tournants et d'être capable de montrer la direction à vol d'oiseau du point de départ et de faire le retour sans indications par un trajet différent.
- **Parcours en centre commercial** et indication sur le trajet de la position de trois magasins, être capable de retrouver les 3 magasins sans revenir sur ses pas.

Fig. 8 Test réalisées sur la Foret Rambouillet

Un entrainement de 10km a été effectué dans la forêt de Rambouillet (Fig. 8) et un second de 45km au Mont Saint Odile dans la région de Strasbourg. Ces trajets ont été suivis à distance par un instructeur de locomotion. La fédération des randonneurs de France (FRF) a fourni le fichier numérique du GR 65 du Puy en Velay à St Jean Pieds de Port. Les points numérisés étaient espacés de 20 à 30 mètres en général. Certains tronçons ont été non vérifiées, d'autres ont fait l'objet de tentatives l'enrichissement de l'information par observation des images sur Google Earth, les cartes IGN et le topo guide. Certains tronçons du trajet ont été suivis à distance par des proches, d'autres par des instructeurs de locomotion, et quelques étapes se sont faites seules. Les étapes étaient entre 15 et 25 km. L'expérimentateur utilisait une canne blanche dans la main gauche pour explorer le sol, et un bâton de marche dans la main droite sur lequel était fixé le téléphone portable servant d'interface (Fig. 9). Pour la sécurité la personne était équipée d'un téléphone satellite et pouvait vocaliser sa position GPS en latitude, longitude, les gites étaient prévenus et il y était appelé régulièrement sur son téléphone.

Fig. 9 Expérimentateur portant avec la main droite le bâton et GPS et dans la main gauche la canne.

Le trajet de randonnée contenant des traversées urbaines, on a testé la stabilité de l'orientation instantanée fournie à Paris : proximité de grands bâtiments, voies ferrées, grandes rivières. A la Fig.10, la ligne rouge représente le trajet parcourut, on a mis 9 point pour faire les relevés du cap GPS brut et de celui que l'on fournit (boussole plus gyroscope).

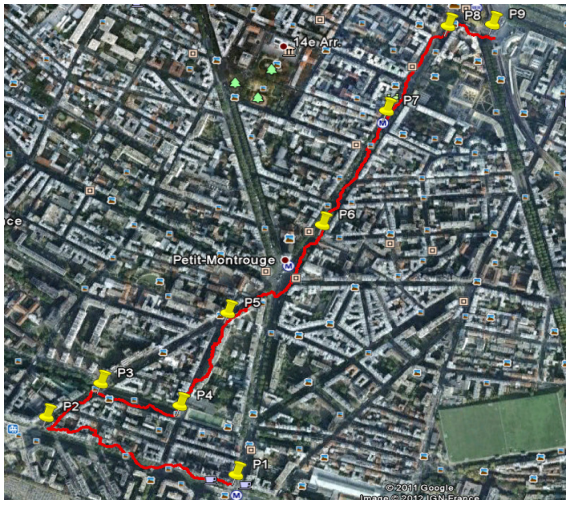


Fig. 10 : Trajet parisien avec points de relevés de cap

IV. RESULTATS

Les résultats au niveau technique, Amélioration du cap (gyroscope plus boussole) de la figure 10 par rapport à la celui du GPS (table 1).

Table 1
Comparaison des caps cartographiques, GPS et boussole.

TRAJET	Cap (°) cartographique	Cap boussole (°)	Cap (°) GPS à 3,6 km/h
P1	291	280	330
P2	56	65	43
P3	109	110	100
P4	21	25	0
P5	50	55	25
P6	27	30	55
P7	32	30	25
P8	108	100	140
Erreur Moyenne		5,375°	21,75°
Erreur max		11°	39°

Les résultats relatifs à l'utilisation de l'appareil et à la sécurité de l'utilisateur sur le terrain, ont été les suivants :

- une présence à distance même sans aucune aide reste rassurante,
- certains passages se sont montré à la limite de l'ingérable (descentes sur grosses pierres mouillées) où le temps mis était énorme,
- sur terrain peu accidenté la vitesse moyenne pouvait atteindre 3km/h,
- certains segments se sont avérés à éviter impérativement car demandant de longer les routes à circulation rapide sinueuses sans réelle bordure,
- Certaines étapes ont pu être réalisées avec une autonomie totale en sécurité,
- Le passage près d'une centrale nucléaire à totalement décalibré la centrale inertielle qui a dû être changée, nous avons dû mettre en place pour la suite une procédure de recalibration,
- Certains propriétaires de terrains sur le trajet ont clôturé l'accès au chemin entre la numérisation datant de quelques années et le trajet effectif, bien entendu le déficient visuel ne peut voir la pancarte de déviation, une situation sur deux en moyenne de ce type était gérable seul,
- La sollicitation des chevilles et des genoux est très forte car le déficient visuel ne peut pas anticiper complètement la pose de son pied. Notre expérimentateur avait une résistance exceptionnelle sur ce point, il est très probable, qu'un sujet moyen aurait eu de sérieux problèmes ligamentaires avant la fin des 700 km,
- Une seule chute s'est produite sur une racine, ce qui a dénoté aussi un équilibre exceptionnel de l'expérimentateur,
- L'utilisation de deux antennes GPS pour assurer une meilleure performance dans le cas que la couverture végétale ou nuageuse a été indispensable,
- Les informations complémentaires sur les intersections ajoutées à partir des cartes ou de Google Earth sans aller directement sur le terrain ont été rarement pertinentes.

V. CONCLUSION

Le dispositif inertiel est indispensable pour fournir un cap à l'arrêt. Même à une vitesse soutenue de marche (3,6km/h), il apporte une amélioration claire en milieu urbain par rapport au cap disponible sur le GPS.

Le mal voyant ayant effectué cette expérimentation est sportif et ce type de randonnée est peu reproductible. Cependant nous avons initié une vingtaine de non-voyants à la randonnée autonome sur des parcours allant du sentier botanique plat de 3km au trajet montant de 500m de dénivelé sur 8km. La prise en main du dispositif pour gérer des situations simples demande 2 à 3 km de pratique à condition d'avoir un bon axe corporel.

Cette expérimentation a démontré que la grande randonnée pour les personnes déficients visuelles en autonomie totale est possible, mais avec les restrictions suivantes :

- L'évaluation et un entrainement préalable conséquent de la personne est indispensable,

- La vérification préalable sur place de la mise en sécurité du trajet par un instructeur de locomotion

- Etablissement des alternatives aux zones dangereuses et enrichissant l'information des passages compliqués à trouver est nécessaire.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] Farcy R. et Zegarra J., «Système de Navigation pour non-voyants et malvoyants », Colloque de Jeunes chercheurs et jeunes chercheuses IFRATH ; Juin 2011.

[2] View Ranger, Wiki Android: GPS Accuracy and heading http://support.viewranger.com/wikihelp/index.php/Android:GPS_Accuracy_and_Headings , September 2010

[3] Holtrop, J., « Limitations GPS for sailors», Technical Articles; http://www.johnsboatstuff.com/Articles/gpserror.htm,, Updated March 2010;

Vers Un Système de Géolocalisation Interne et d'Assistance à la Mobilité

Djibrilla Amadou Kountché, Nicolas Monmarché, Pierre Gaucher and Mohamed Slimane
Université François Rabelais, Tours, Laboratoire d'Informatique,
64 Av. Jean Portalis, 37200 Tours, France

***Résumé*—Cet article a pour objectif de présenter la spécification d'un projet visant à fournir des services basés sur la position des personnes handicapées en prenant en compte les handicaps moteur, visuel et auditif. Un prototype du système est présenté. Il est basé sur un réseau de capteurs et les identifiants de cellules GSM (Global System for Mobile Communications)/GPRS (General Packet Radio Service) pour localiser un smartphone.**

***Index Terms*—Localisation Interne, Personnes Handicapées, Réseaux de Capteurs, GSM/GPRS**

I. Introduction

Le système présenté dans cet article a pour objectif de localiser et d'assister les personnes handicapées dans leurs déplacements en environnement clos. Il peut être utilisé pour les musées, les parcs d'expositions, etc., avec la particularité d'être robuste, facile à déployer et moins coûteux. Nous allons décrire notre approche pour résoudre le problème, les objectifs du système, son architecture et un prototype utilisant un réseau de capteurs et l'identifiant de cellule GSM/GPRS pour collecter les informations sur le positionnement d'un smartphone. Le reste du document est organisé comme suit : la section suivante décrit le problème de la localisation, la section III présente certains travaux liés aux services basés sur la position (*location-based services*), aux services sensibles au contexte (*context-aware services*), aux middlewares et à l'informatique ubiquitaire (*ubiquitous computing*). La spécification du système est donnée dans la section IV et le prototype est présenté dans la section V, la dernière section conclut et donne les perspectives sur ce travail.

II. Le problème de la localisation

La localisation consiste à déterminer le *positionnement* d'une entité connaissant les *estimations* de ses relations avec certains points de référence ou d'autres entités.

L'entité peut être une personne, un animal ou un objet portant ou non un appareil spécial appelé nœud dans la suite. De ce fait, dans la majorité des cas l'entité est localisée grâce à ce noeud.

Le positionnement d'un nœud peut être :

- Un espace défini par : une région, une chambre ou une partie d'une chambre, etc ;
- Une position définie par des coordonnées dans un repère à deux ou trois dimensions. Ces coordonnées peuvent être locales ou globales comme le GPS.

La relation entre nœuds est estimée à partir des caractéristiques de l'onde électromagnétique émise ou reçue par un nœud. Ainsi, en considérant un modèle de variation de ces caractéristiques dans un environnement, l'estimation peut être faite par des techniques basées sur la mesure (*range-based measurement techniques*) de ces caractéristiques.

Plusieurs solutions ont été proposées pour la localisation aussi bien pour les réseaux cellulaires, les réseaux locaux que les réseaux de capteurs. Bien que chacun de ces domaines ait ses spécificités, ils partagent les mêmes techniques [1]. Plus loin, nous décrirons les techniques basées sur la mesure, une classification détaillée de ces solutions est donnée dans [2]. Cette classification se base sur le fait que la localisation se fait à l'intérieur d'un bâtiment ou à l'extérieur, précise ou approchée ou que l'algorithme est centralisé ou distribué.

Les techniques basées sur la mesure estiment la position d'un nœud en se basant sur l'angle ou la distance obtenue à partir de l'angle d'arrivée, du temps d'arrivée, de la puissance du signal reçu ou du profilage de la puissance du signal. Ainsi, le problème de localisation consiste à estimer, considérant N estimations, la position x en dimension 2 ou 3.

Dans le cas où les mesures $m_i, i = 1, \cdots, N$ ne comportent pas d'erreurs, on a : $m_i = f_i(x_i)$ où en général $f_i(x)$ est une fonction non-linéaire [3]. Mais, les mesures comportent en général une erreur additive e_i, ce qui transforme la relation en :

$$m_i = f_i(x) + e_i, i = 1, \cdots, N \tag{1}$$

Ces N équations sont résumées en une équation vectorielle à N-dimensions :

$$m = f(x) + e \tag{2}$$

Ainsi, suivant la distribution de probabilité de l'erreur, un estimateur peut être déterminé pour x qui est :

- Un Estimateur de Maximum de Vraisemblance, lorsque l'erreur est gaussienne ;
- Un Estimateur des Moindres Carrées dans le cas non gaussien.

La précision de cet estimateur est mesurée par la borne inférieure de Cramer et Rao et le coût du calcul [4]. Les techniques de mesures considérées par la suite sont :

1) La Mesure de la Puissance du Signal: La puissance d'un signal décroit proportionnellement à $1/d^\eta$ entre un émetteur et un récepteur, où d est la distance qui les séparent et η est l'exposant de perte dépendant du milieu de propagation. $\eta = 2$ en espace ouvert. Le problème consiste alors à estimer x sachant que : $r = \left[\tilde{d}_1, \cdots, \tilde{d}_N\right]^T$ les estimations des

distances, $[x_1, \cdots, x_N]$ les positions connues des nœuds de référence et $f(x) = [f_1(x), \cdots, f_N(x)]$ un ensemble de fonctions $\left(f_i(x) = d^2(x, x_i) = (x - x_i)^2 + (y - y_i)^2\right)$. Des méthodes de trilatération sont utilisées pour déterminer x.

Les difficultés principales que l'implémentation d'une solution de localisation à base de RSSI (*Received Signal Strength Indicator*) rencontrent sont les perturbations dans l'environnement. Bien que des modèles existent pour divers environnements, ils nécessitent un paramétrage fin. Le RSSI reste néanmoins la technologie de choix car plus accessible et facile à mettre en œuvre.

2) L'Angle d'Arrivée: Les lignes de portée d'un signal reçu par plusieurs récepteurs (deux au minimum) s'entrecroisent à la position de l'émetteur lorsqu'il n'y a pas d'erreurs dans les mesures. Cependant, en cas d'erreurs les lignes ne s'entrecoupent pas. La formulation du problème de localisation dans ce cas devient : Déterminer x, lorsque $r = [\beta_1, \cdots, \beta_N]^T$: les mesures des portées, N est le nombre total de récepteurs, $x_i = [x_i, y_i], 1 \leq i \leq N$ leurs positions. $\phi(x) = [\phi_1, \cdots, \phi_N]^T$ les vraies valeurs des portées inconnues, $f(x) = \tan \phi(x)$ la relation entre la position du récepteur et celle de l'émetteur. Les techniques AOA (*Angle of Arrival*) sont très dépendantes, en terme de précision, de la sensibilité des récepteurs, de la largeur du faisceau utilisée pour estimer l'angle, de la directivité de l'antenne et des problèmes de multi-trajets. Elles ajoutent aussi un surcoût en requérant un dispositif spécial pour la mesure de l'angle. Néanmoins, elles obtiennent de meilleurs résultats comparées aux techniques basées sur la puissance du signal.

3) Le Temps d'Arrivée: La distance moyenne parcourue entre un point A à l'instant t_1 et un point B à l'instant t_2 est donnée par $d = v\Delta t$, où v est la vitesse moyenne et $\Delta t = t_2 - t_1$. Ainsi, lorsque la vitesse est connue, l'estimation de Δt permet de déterminer la distance. Deux catégories de mesures du temps de propagation d'un signal sont couramment utilisées : les techniques dites *one-way* et celles dites *round trip propagation*. Dans le premier cas, l'émetteur envoie un message en enregistrant le temps d'envoi et au moment de la réception le récepteur enregistre le temps de réception et l'envoie à l'émetteur qui peut ainsi déterminer Δt. En général c'est la vitesse de la lumière qui est utilisée. Cette méthode nécessite une synchronisation des horloges, ce qui introduit un coût au niveau du nœud et en transmission réseaux.

La seconde catégorie permet de déterminer le temps mis par le signal pour aller et revenir d'un émetteur vers un récepteur sans synchroniser les horloges. Dans ce cas, l'émetteur enregistre aussi en plus du temps d'envoi le temps d'attente, ce que fera aussi le récepteur qui enregistre le temps de réception et de traitement du message. C'est la différence de ces temps qui donnera le temps d'arrivée.

Après la détermination des temps, des distances peuvent être calculées et le problème formulé comme pour RSSI. La précision de ces techniques dépend fortement des horloges et aussi de l'environnement.

4) La Différence entre Temps d'Arrivée: La position d'un émetteur peut être déterminée grâce aux différences entre les temps de réception sur divers récepteurs du signal qu'il a émis. Considérons un émetteur i et deux récepteurs j et k, la différence Δt_{jk} entre les temps d'arrivée du signal à l'émetteur j et k est $\Delta t_{jk} = t_j - t_k = c^{-1}(d(x_j, x_i) - d(x_k, x_i))$, où t_j et t_k sont les temps de réception du signal sur j et k et $d(.,.)$ est la distance euclidienne. La position de i se retrouve à l'intersection des hyperboles dont les foyers se trouvent aux positions de j et k. Torrieri en a donné une description plus complète [3].

Les techniques présentées précédemment souffrent, en plus du multi-trajet, du *Geometric Dillution of Precision (GDOP)* où une petite erreur de mesure peut résulter en une grande erreur d'estimation.

5) Le Profilage de la Puissance du Signal: Cette technique est basée sur la construction d'une empreinte unique de la propagation du signal dans un environnement. L'empreinte est obtenue en mesurant la puissance du signal pour plusieurs points dans les quatre directions et en considérant les positions des nœuds de référence. On obtient alors un ensemble de vecteurs, dont certaines entrées peuvent être nulles à cause de l'éloignement du nœud de référence correspondant. Pour estimer sa position, le nœud mesure le vecteur correspondant à sa position courante. Ici, le problème de la localisation peut être reformulé en problème de classification supervisée. Les réseaux de neurones artificiels, les réseaux bayésiens peuvent être utilisés pour le résoudre [5].

Dans cette section nous avons présenté, les techniques les plus utilisées parmi les *range-based*. Dans ce travail nous projetons de les combiner afin d'obtenir des meilleures performances. Ces performances se mesurent en terme de précision, coût du calcul et de la transmission ainsi que la densité du réseau [4].

III. État de l'Art des Systèmes de Localisation

Plusieurs systèmes de localisation ont été conçus, certains pour des considérations pratiques et d'autres pour la recherche. Pour exemple nous citons, BAT [6], Active Badge [7], Cricket [8], RADAR [9], APS [10]. Ces systèmes implémentent une ou plusieurs des techniques présentées dans la section II. Dans cette partie, nous allons nous focaliser sur certains travaux ayant trait aux services basés sur la position, aux services sensibles aux contextes, à l'informatique ubiquitaire (*ubiquitous computing*). Ces travaux ont aussi la particularité de cibler les personnes âgées et les personnes handicapées.

A. Marco et *al* ont présenté dans [11], un système de localisation interne pour personnes âgées et handicapées appelé Zigbee and UltraSound Positioning Sysetem (ZUPS). ZUPS fournit : i) un système d'alarme pour surveiller la résidence et le comportement des résidents dans le but de lancer des alarmes lorsque des comportements à risque ou inappropriés se produisent et sont détectés par les capteurs ; ii) un système de guidage vers les sorties d'urgence en cas de problème, ou pour visiter la résidence, etc. iii) un système de détente permettant aux résidents de faire des exercices physiques et des compétitions ou des jeux de société.

Ambient Support Living System (ALS) implémente le concept de l'Intelligence Ambiante (Ambiant Intelligent) qui a pour but de développer un environnement pour personnes âgées et handicapées. L'architecture AmbienNet [12] qui supporte ALS est basée sur : i) deux réseaux de capteurs qui fournissent les informations sur les paramètres physiques (température, humidité, etc.) de l'environnement, un système de localisation interne et de navigation ; ii) un middleware pour intégrer les divers matériels hétérogènes ; iii) des fauteuils roulants intelligents ayant des sonars et des capteurs infrarouges.

Dans [13], Boulos et *al* décrivent six projets liés à plusieurs domaine comme *homecare, health care monitoring* concernant des personnes âgées.

La bonne conception du middleware est importante pour les systèmes basés sur la position. Dans [14] l'auteur présente une architecture redondante utilisant un middleware pour intégrer plusieurs technologies : GPS, RFID, caméra, réseaux de capteurs, etc. afin d'obtenir de meilleurs résultats.

IV. La spécification du Système

Nous allons nous servir de tous types d'appareils capable d'émettre et de recevoir pour localiser et guider la personne handicapée dans un bâtiment. Ainsi nous étendons la définition d'un nœud à :

- un nœud d'un réseau de capteurs ;
- smartphone, PDA, PC, spot WIFI, etc ;
- le matériel électroménager : TV, Réfrigérateur, Micro-onde, etc. ;
- puces RFID, Camera, etc ;
- fauteuils roulants intelligents [15].

Certains de ces nœuds sont mobiles, portés par la personne handicapée alors que d'autres sont fixes et servent de nœud de référence. Le nœud mobile peut aussi servir de point de référence une fois sa position déterminée. Nos objectifs sont de proposer des solutions pour :

- Les personnes handicapées en prenant en compte leurs défis quotidiens et le fait que l'environnement doit être tolérant aux pannes et accessible ;
- la localisation des nœuds fixes et mobiles ;
- Incorporer une intelligence dans l'environnement en utilisant les méta-heuristiques dites Intelligence Collective.

L'architecture du système se subdivise en trois parties importantes : la couche réseau, le middleware et le système de localisation.

A. La Couche Réseau

De nos jours, plusieurs réseaux existent dans un bâtiment. Cette hétérogénéité peut être exploitée afin de fournir un réseau plus dense. Une forte densité contribue à augmenter la précision.

Dans ce projet, nous considérons les réseaux filaires ou non pour réduire les coûts, faciliter le déploiement et garantir la robustesse. Avant de déployer notre système, une étude de l'environnement sera menée pour prendre en compte les réseaux déjà existants, le plan du bâtiment et les besoins spécifiques à traiter. Ainsi, en considérant le positionnement de certains nœuds, nous allons déterminer un déploiement de nœuds supplémentaires et/ou le redéploiement de certains nœuds. Par exemple changer l'emplacement de la télévision afin de mieux localiser la personne dans le salon. La Figure 1 montre le rôle de cette couche.

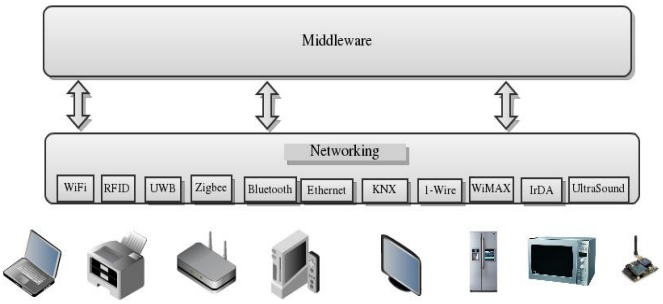


FIGURE 1. La couche réseau

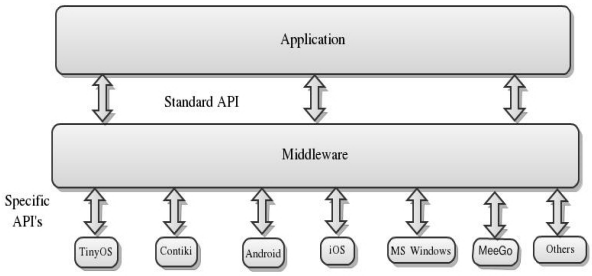


FIGURE 2. Le middleware

La couche réseau doit aussi gérer les interférences, la sécurité des transmissions (un-saut et multi-sauts), la sauvegarde de l'énergie et le contrôle de la topologie.

B. Le Middleware

Ce sous-système est une partie clé de notre système. A terme, il permet à plusieurs matériels différents avec de système d'exploitation différents de communiquer de façon transparente. La Figure 2 montre le rôle charnière du middleware à savoir : i) procurer de la transparence en terme de distributivité et d'hétérogénéité des ressources ; ii) fournir une API standard pour les applications et les développeurs ;

Le middleware devrait être léger pour pouvoir être facilement déployer sur divers nœuds.

C. Localisation

Ce sous-système fournit à l'utilisateur les services de localisation. La première fois qu'un utilisateur entre dans la zone de déploiement, le type et le système d'exploitation de son appareil seront déterminés. Il lui sera proposé de se connecter à un serveur, de télécharger et installer l'application sur son nœud. Ensuite, il choisira la politique de localisation.

Une politique de localisation est l'ensemble des mesures mises en place pour assurer le service de localisation en

préservant la vie privée de l'utilisateur. Nous avons choisi de fournir deux types de services :

- la localisation passive : la détermination de la position est faite par le nœud au niveau local sans qu'aucune information ne soit envoyée au niveau centrale. Toute fois avec l'accord de l'utilisateur certaines informations peuvent être transmises. Par example sa position courante.
- la localisation active : c'est le système qui calcule et enregistre les déplacements de l'utilisateur dans une base de données. Ce cas est mis en place pour des raisons de sécurité. L'utilisateur sera traqué lorsqu'il entre dans certaines zones réservées et informé de cela.

Ainsi, après détermination de la position, le système fournira à l'utilisateur une assistance à la mobilité.

L'assistance à la mobilité est le processus qui détermine un chemin à partir de la position courante du nœud vers une autre position en prenant en compte les contraintes et en évitant les obstacles. Nous avons considéré un graphe $G(V, E)$ où V est l'ensemble des positions et E les relations entre ces positions (distance, énergie, etc.). Ainsi, la détermination d'un chemin peut être faite : i) en calculant le plus court chemin par l'algorithme de Dijkstra, etc ; ii) ou dans un cas multi-objectifs, un chemin minimisant ou maximisant un ensemble de critères sera déterminé. Des techniques de robotique mobile seront aussi utilisées pour éviter les obstacles qui peuvent survenir de façon aléatoire puisque l'environnement est dynamique. D'autres catégories d'algorithmes de localisation peuvent aussi être utilisées tels que les algorithmes bayésiens, les filtres de Kalman ou les Modèles de Markov Cachés [16].

Nous avons défini un certain nombre de profils d'utilisateurs concernant l'assistance à la mobilité :

- Un utilisateur avec les trois handicaps (moteur, visuel et auditif) nécessite de ce fait la présence d'un opérateur humain.
- Un utilisateur ayant un handicap moteur et visuel sera doté d'un fauteuil roulant intelligent équipé par exemple d'un terminal braille et des écouteurs pour transmettre et recevoir les instructions. Cet utilisateur doit être suivi avec une grande précision.
- Un utilisateur ayant un handicap moteur et auditif sera équipé, par exemple, par un fauteuil roulant intelligent muni d'un écran tactile pour les instructions.
- Un utilisateur ayant un seul des handicaps, peut soit utiliser un fauteuil roulant intelligent ou son appareil, par exemple un smartphone.

Dans la prochaine section, nous allons présenter un prototype de notre système.

V. Le prototype

Le prototype utilise un réseau de capteurs pour localiser un smartphone Nexus One. Les nœuds du réseau de capteurs sont munis de modules GSM/GPRS leur permettant d'être reliés au même réseau GSM que le smartphone. Un réseau GSM est un ensemble de cellules munies entre autre d'un identifiant et d'une station de base. Chaque appareil qui se trouve dans une cellule donnée peut être identifié par l'identifiant de la cellule. Ainsi, nous allons utiliser cet identifiant qui est le même à un moment donné pour le smartphone et au moins trois nœuds de référence. Ces nœuds estiment la distance les séparant du smartphone et ainsi nous appliquons la méthode des moindres carrées pour résoudre l'équation de triangulation. Le projet est toujours en cours, ainsi, nous avons décrit le comportement attendu de notre système. La Figure 3 décrit l'architecture choisie. Nos objectifs principaux dans la mise

FIGURE 3. L'architecture du prototype utilisant un réseau de capteurs.

en place de ce prototype sont d'étudier la faisabilité, le modèle de propagation et les problèmes de déploiement.

A. L'application Superviseur

Le superviseur est une application développée en JAVA responsable de la surveillance du système et des utilisateurs en temps réel. La surveillance des utilisateurs consiste : à déterminer leurs positions et à leurs envoyer des avertissements en cas de problèmes. Cependant, dans le cadre de la politique de localisation choisie, un utilisateur peut choisir de ne pas envoyer les informations permettant de le localiser. Le superviseur reçoit les informations de localisation via une station de base (nœud du réseaux de capteurs) connectée à un port USB. Ces informations sont enregistrées dans un fichier suivant le formant : $CellID_i, data_1, data_2, data_3$ où $data_i, i = 1, 2, 3$ est une structure de données contenant la distance d_i et l'identifiant id_i du nœud i. Cette position obtenue va être raffinée en utilisant l'algorithme de Broyden-Fletcher-Goldfard-Shanno (BFGS) [17] en considérant la fonction coût :

$$f_i(X) = d_i - \sqrt{(x_i - x)^2 + (y_i - y)^2} \tag{3}$$

d_i est la distance entre la position (x_i, y_i) du nœud de référence i et la position $X(x, y)$ de l'utilisateur. La nouvelle position sera estimée en minimisant la fonction :

$$F(X) = \sum_{i=1}^{N} f_i^2(X). \tag{4}$$

Notre but a aussi été d'évaluer la méthode BFGS dans une application réelle en terme de coût de calcul et de consommation d'énergie pour un nœud. La Figure 4 montre l'état du système. Á gauche, l'opérateur humain peut voir les utilisateurs dont le smartphone est détecté. Au centre le plan du bâtiment est affiché avec le positionnement des utilisateurs vus précédemment. Leur déplacement peut aussi être visible sur cette partie.

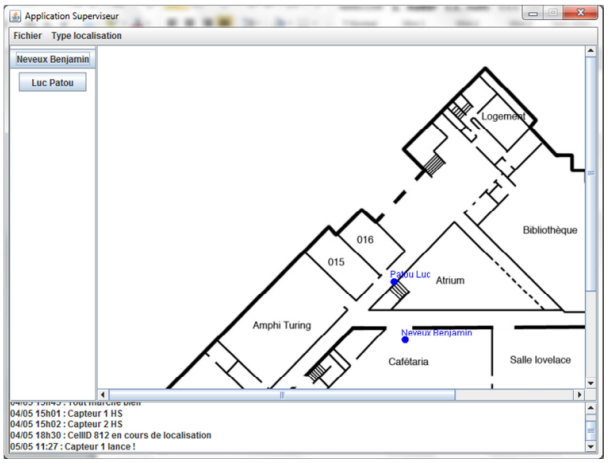


FIGURE 4. L'interface utilisateur de l'application Superviseur. Sur cette figure, les positions des utilisateurs sont déterminées et les états des noeuds sont affichés.

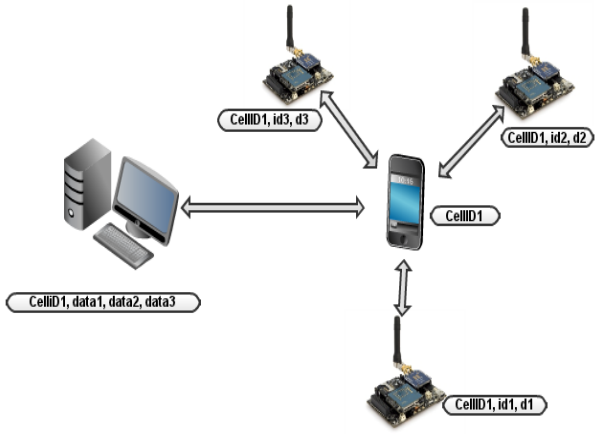


FIGURE 5. Cette figure montre le scénario de la localisation par identifiant de cellule GSM.

La surveillance du système consiste à journaliser l'activité des nœuds (niveau d'énergie disponible, temps, etc), envoyer des requêtes aux capteurs, reprogrammer les nœuds, etc. Dans le cadran, en bas de l'interface graphique de l'Application Superviseur, l'état du système est affiché à une certaine fréquence (200 mHz actuellement) choisie par le superviseur.

B. Le Réseau de Capteurs

Le réseau est composé de 11 capteurs Waspmote [18] avec des modules Zigbee appelés XBEE ZB [19] opérant dans la bande de fréquence 2.4 GHz. Nous avons configuré les modules afin d'avoir 1 coordinateur et 10 routeurs. Ces capteurs ont aussi des modules GSM/GPRS et Bluetooth ainsi que des capteurs de température, de luminosité, d'humidité et un accéléromètre.

La topologie actuelle du réseau Zigbee est une topologie étoile centrée sur le coordinateur. Une topologie maillée sera choisie pour plus de robustesse et d'économie en terme d'énergie et de communication.

Le coordinateur est responsable de la création et de la configuration du réseau (qui inclut scanner les canaux disponibles) ; de donner accès aux routeurs cherchant à se rattacher à un réseau et d'envoyer les distances obtenues à partir des routeurs au Superviseur et au Smartphone.

Les routeurs déterminent les informations concernant le smartphone, lorsqu'il est dans un rayon atteignable en utilisant leur module GSM/GPRS. Après avoir déterminé l'identifiant de cellule du smartphone ; les distances sont déterminées par TOA et RSSI en utilisant les commandes fournies par l'API des capteurs Waspmote. Après cela, le routeur envoie une trame contenant $CellID_i, id_i, d_i$ au coordinateur. Comme illustré par la figure 5.

Lorsque le coordinateur reçoit une trame d'un nœud, il détermine la cellule correspondante et remplit la ligne correspondante à la cellule avec la distance et l'identifiant du nœud tant que les distances reçues ne sont pas au nombre de trois. Le coordinateur peut aussi remplacer dans le tableau $Data$, une entrée correspondant à une cellule par la distance la plus courte. Une fois le tableau rempli, le coordinateur l'envoie au superviseur et au smartphone.

C. Le Smartphone

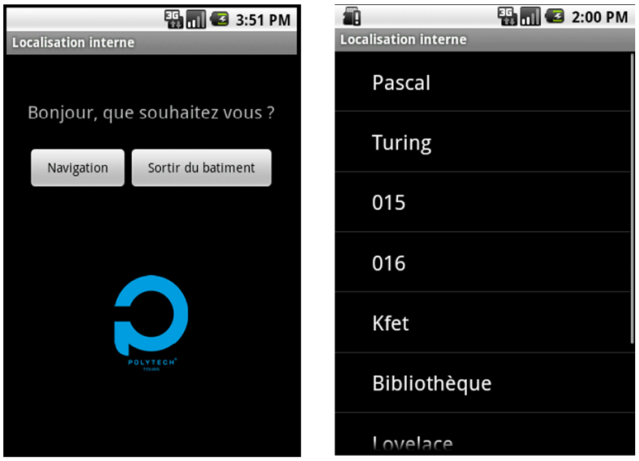
Le smartphone utilisé dans ce prototype est un Nexus One sous Android [20]. L'application développée permet de déterminer le plus court chemin par Dijkstra à partir d'un point donné vers les issues de secours. Elle permet aussi d'afficher des informations sur l'environnement comme le montre la Figure 7. La position de l'utilisateur est déterminée en utilisant les même techniques que l'application superviseur.

Le smartphone communique avec le réseau de capteurs via du WIFI ou du Bluetooth pour obtenir les distances et les autres informations. Lorsque l'application du smartphone démarre, après l'écran d'accueil (Figure 7), l'utilisateur a le choix de faire une navigation ou de sortir du bâtiment. En choisissant la navigation (Figure 6), il peut visiter le bâtiment en déterminant les lieux importants selon ses critères. Il aura des informations sur les salles environnantes. En passant par exemple à côté de la bibliothèque, les ouvrages récents lui seront affichés ou la disponibilité d'un livre qu'il a reversé.

VI. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté un système de localisation de personnes handicapées dans un bâtiment. Les environnements de ces personnes nécessitent la sûreté, l'accessibilité, la robustesse et la préservation de la vie privée. Nous avons principalement décrit le comportement de notre système en insistant sur les grandes lignes et nous avons présenté un prototype utilisant un réseau de capteurs pour localiser un smartphone en se basant sur l'identifiant de cellule GSM/GPRS. En perspectives, nous travaillons à construire le système entier basé sur nos trois sous-systèmes et aussi à fournir une comparaison rigoureuse avec les systèmes déjà existant en terme de la précision, du coût énergétique et de la communication.

FIGURE 6. Détermination du plus court chemin entre la position courante de l'utilisateur de l'issue de secours.



a) b)

FIGURE 7. a) L'écran d'accueil de l'application. b) Les salles environnantes de la position du smartphone.

RÉFÉRENCES

[1] F. Gustafsson and F. Gunnarsson, "Mobile Positioning Using Wireless Networks," *IEEE Signal Processing Mag*, vol. vol, no. July 2005, pp. 22no4pp41–53, 2005. [Online]. Available : http ://emits.esa.int/emits-doc/1-5200-RD24-Mobile-positioning-using-wireless-networks.pdf

[2] W. M. Y. W. Bejuri, M. M. Mohamad, and M. Sapri, "Ubiquitous Positioning : A Taxonomy for Location Determination on Mobile Navigation System," p. 15, 2011. [Online]. Available : http ://arxiv.org/abs/1103.5035

[3] D. J. Torrieri, "Statistical Theory of Passive Location Systems," *Ieee Transactions On Aerospace And Electronic Systems*, vol. AES-20, no. 2, pp. 183–198, 1984. [Online]. Available : http ://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm ?arnumber=4103919

[4] Y. Liu, Z. Yang, X. Wang, and L. Jian, "Location, Localization, and Localizability," *Journal of Computer Science and Technology*, vol. 25, no. 2, pp. 274–297, 2010. [Online]. Available : http ://www.springerlink.com/index/10.1007/s11390-010-9324-2

[5] G. Mao, B. Fidan, and B. Anderson, "Wireless sensor network localization techniques," *Computer Networks*, vol. 51, no. 10, pp. 2529–2553, Jul. 2007. [Online]. Available : http ://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1389128606003227

[6] R. Harle and A. Beresford, "The Bat System Bat History," *Computing*, 2002.

[7] R. Want, A. Hopper, V. Falcão, and J. Gibbons, "The active badge location system," *ACM Transactions on Information Systems*, vol. 10, no. 1, pp. 91–102, 1992. [Online]. Available : http ://portal.acm.org/citation.cfm ?doid=128756.128759

[8] N. B. Priyantha, A. Chakraborty, and H. Balakrishnan, "The Cricket location-support system," *Proceedings of the 6th annual international conference on Mobile computing and networking - MobiCom '00*, vol. 2000, no. August, pp. 32–43, 2000. [Online]. Available : http ://portal.acm.org/citation.cfm ?doid=345910.345917

[9] P. Bahl and V. Padmanabhan, "RADAR : An in-building RF-based user location and tracking system," in *INFOCOM 2000. Nineteenth Annual Joint Conference of the IEEE Computer and Communications Societies. Proceedings. IEEE*, vol. 2. Ieee, 2000, pp. 775–784. [Online]. Available : http ://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp ?arnumber=832252

[10] D. Niculescu, "Ad hoc positioning system (APS) using AOA," *IEEE INFOCOM 2003 Twentysecond Annual Joint Conference of the IEEE Computer and Communications Societies IEEE Cat No03CH37428*, vol. 00, no. C, pp. 1734–1743, 2003. [Online]. Available : http ://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm ?arnumber=1209196

[11] A. Marco, R. Casas, J. Falco, H. Gracia, J. Artigas, and A. Roy, "Location-based services for elderly and disabled people," *Computer Communications*, vol. 31, no. 6, pp. 1055–1066, 2008. [Online]. Available : http ://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140366407005609

[12] J. Abascal, B. Bonail, L. Gardeazabal, A. Lafuente, and Z. Salvador, "Managing Intelligent Services for People with Disabilities and Elderly People," *Access*, pp. 623–630, 2009.

[13] M. N. Kamel Boulos, R. C. Lou, A. Anastasiou, C. D. Nugent, J. Alexandersson, G. Zimmermann, U. Cortes, and R. Casas, "Connectivity for healthcare and well-being management : examples from six European projects." *International journal of environmental research and public health*, vol. 6, no. 7, pp. 1947–71, Jul. 2009.

[14] T. Pfeifer, "Redundant positioning architecture," *Computer Communications*, vol. 28, no. 13, pp. 1575–1585, 2005. [Online]. Available : http ://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0140366405001325

[15] "http ://en.wikipedia.org/wiki/Smart_wheelchair."

[16] F. Seco, A. R. Jim, C. Prieto, J. Roa, and K. Koutsou, "A survey of Mathematical Methods for Indoor localization," *Techniques*, no. x, pp. 9–14, 2009. [Online]. Available : http ://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm ?arnumber=5286582

[17] "http ://en.wikipedia.org/wiki/BFGS_method."

[18] "http ://www.libelium.com/support/waspmote."

[19] "http ://www.digi.com/."

[20] "http ://developer.android.com/index.html."

Escarre, de l'éducation à la formation sur support mobile

Florent Carlier
Centre de Recherche en Education de Nantes
Université du Maine
Av. O. Messiaen, 72085 Le Mans, France
Email: florent.carlier@univ-lemans.fr

Jonathan Ben Hassen, Mathieu Chojnacki, Kevin Fer,
Kathleen Jarrot, Marion Leclaire, Julie Yapaudjian
École Nationale Supérieure d'Ingénieurs du Mans
1 Rue Aristote, 72085 Le Mans, France

***Résumé*—Savoir comment bien traiter un patient ayant une escarre n'est pas toujours chose aisée. En effet, il existe bon nombre de facteurs sources et de méthodes de traitement. Choisir la bonne position, la bonne méthode et le matériel relève parfois d'un véritable parcours du combattant. C'est dans ce contexte qu'une application iPhone a été développée à l'Université du Maine par une équipe de l'École Nationale Supérieure d'Ingénieurs du Mans (ENSIM). Ce projet avait pour but de mettre à disposition une formation théorique accessible plus rapidement et d'élargir la gamme des services numériques offerts aux personnels travaillant dans le domaine de la santé et pouvant être confrontés aux escarres. L'application, nommée "Escarre", permet de diffuser un ensemble d'informations via les fonctionnalités web-services, en collaboration avec les établissements de santé. Cette première version regroupe des fiches informatives sur des thèmes liés à la formation ou au traitement des escarres, des tests de positionnement ainsi que des renseignements sur les différents centres de formation. Elle pose les bases d'un développement fiable et offre une réflexion sur les potentialités futures de l'outil. L'objet de cet article est la description d'une première approche de l'application, ainsi que des évolutions futures pour le suivi de l'apprenant.**

Mots clés : Formation sur support mobile, éducations dans le domaine de la santé, mobilité dans l'enseignement, prévention des escarres, test de positionnement des connaissances acquises.

***Abstract*—Diagnosing a patient suffering from bedsore is not always easy. Indeed, numerous factors can be involved, and many types of treatment co-exist so as to relieve the patient as quickly as possible. Most of the time, choosing the right position, the right method and the right equipment is a true challenge and requires knowledge as well as experience. In this context, an Iphone application has been developed at the Université du Maine by a operational team from ENSIM - Ecole Nationale Supérieure d'Ingénieurs du Mans. This project aims at offering quickly-accessible theoretical training and at widening the range of digital services proposed to staff working in the health sector - and potentilally confronted to patients suffering from bedsore. The application, called "Escarre", presents information via web-services-like functionalities, in collaboration with health institutes. This first version gathers information sheets on topics related to bedsore - diagnosis or cure -, self-assessment tests and information on the different training centers. It sets the bases for a reliable programming structure and gives the opportunity to ponder on the potential uses of this tool. This article aims at describing a first draft of the application, and explores the prospects to guide more thoroughly the future users.**

I. Introduction

La mise en place en 2011 des rencontres "Santé, Recherche et Territoire" a permis d'engager un dialogue fécond entre les praticiens et les chercheurs Manceaux et Sarthois. Ces rencontres ont pour finalité l'émergence de projets collaboratifs de proximité. Ancrés sur le territoire, ils seront bénéfiques à tous, personnels de santé, chercheurs et acteurs socio-économiques.

Un projet tel que le notre s'inscrit à la fois dans l'émergence de nouvelles technologies et la collaboration avec les personnels de santé. Effectivement de nos jours, certains sujets sont parfois difficiles à traiter, comme par exemple le thème des lésions cutanées, plus communément appelé escarre [11]. L'application "Escarre" apporte une première réponse innovante qui vise à porter les services d'information et de formations des spécialistes sur le sujet à travers un support mobile. Cette application est la seule disponible sur support mobile justifiée par le besoin d'éducation thérapeutique [12].

En téléchargeant l'application "Escarre", le personnel soignant pourra consulter les différentes informations pour lui permettre une meilleure prévention des escarres sur tous types de patients, voir les différents lieux de formations ou encore savoir quels spécialistes contacter.

II. Présentation générale de "Escarre"

A l'heure actuelle, l'application est principalement axée sur le partage d'informations relatives à la prévention des escarres. Elle vise également à proposer à l'utilisateur une auto-formation à travers différents tests [8].

Ce projet est réalisé en collaboration avec une association de professionnels de santé qui prennent en charge des patients à risque ou porteurs d'escarre [10]. Cette association porte le nom de PERSE (Prévention, Education Recherche et Soins Escarres) [3]. Depuis 1991, PERSE est devenue le pôle de référence en France des activités de formation, d'information et de recherche clinique ainsi que de recherches fondamentales dans le domaine de la prévention et du traitement des escarres. Des médecins, des chirurgiens, des infirmiers, des aides-soignants, des kinésithérapeutes, des diététiciens, des pharmaciens, ainsi que des structures de soins se sont regroupés pour partager leur expertise et créer ainsi un réseau d'échange sur toute la France métropolitaine et d'outre-mer. PERSE est également présente au niveau international pour faire connaître

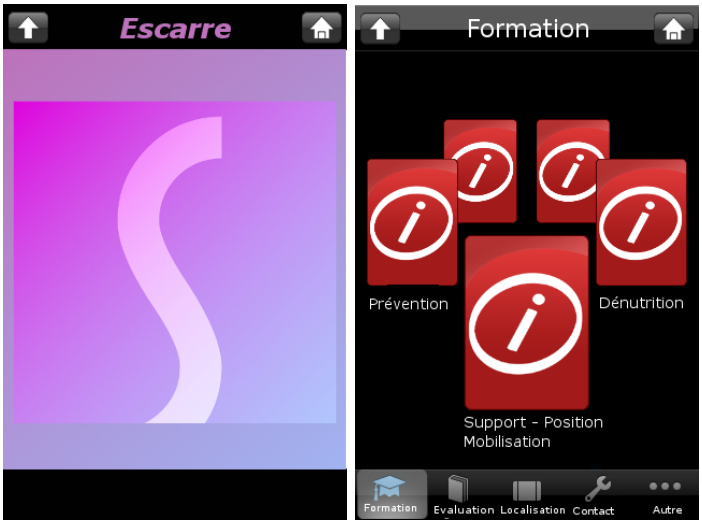


Fig. 1. Démarrage de l'application et son carrousel

les travaux réalisés sur le territoire national et pour participer et développer des activités de recherche, d'éducation et de formation au sein de l'EPUAP (European Pressure Ulcer Advisory Panel). Grâce à ce partenariat, des échanges ont eu lieu, permettant de faire profiter de l'expérience et des conseils de nombreux spécialistes du domaine. En effet, ces entretiens nous ont permis de cibler les attentes des personnels soignants.

A. Architecture du dispositif

Les informations sont issues du système d'information de l'association PERSE (Prévention Éducation Recherche Soins Escarres) et pourront être mises à jour en temps réel (à condition que l'utilisateur soit connecté à Internet), sinon il lui sera possible de l'utiliser grâce au informations contenu à la racine de l'application. "Escarre" a été développée de façon à faire une distinction entre "contenu" (ensemble des informations disponibles) et "conteneur" (fonctionnalités et organisation des informations). Cette séparation permet la mise à jour des informations de façon autonome vis-à-vis des fonctionnalités de l'application (par exemple : l'information n'est pas contenue à la racine de l'application mais ira se synchroniser régulièrement et de façon autonome).

L'utilisation d'un modèle MVC (Modèle-Vue-Contrôleur) comme patron d'architecture va organiser notre application. Cette méthode de conception divise l'application en trois parties : un modèle (modèle de données), une vue (présentation, interface utilisateur) et un contrôleur (logique de contrôle, gestion des événements, synchronisation).

La conception d'une application modulaire est un point important de notre projet. En effet, le but est de garantir une qualité de code et de permettre d'assurer une évolution pérenne.

B. Caractéristiques principales de l'application

L'application "Escarre" est d'abord présente pour s'adapter aux besoins du personnel soignant. Effectivement, le domaine des escarres est peu connu et trop peu de personnel médical sont formés. Le but de l'application vise donc à permettre à tout le personnel soignant de se renseigner sur les risques et les symptômes de l'apparition des escarres afin de pouvoir les prévenir.

La structure de l'application est fondée sur un carrousel [Figure 1] [4] de services modulables et personnalisables par l'utilisateur. "Escarre" utilise les fonctionnalités déjà présentes dans les téléphones mobiles (du type de l'iPhone / iPod Touch / iPad) permettant la disponibilité et l'utilisabilité dans n'importe quel endroit et à tout moment. Ils sont appelés smartphones. Toutes les fonctionnalités utiles de l'iPhone (et à terme des smartphones Android) sont exploitées par "Escarre". Un contact intéressant peut, par exemple, être directement intégré au carnet d'adresses du téléphone. La réalisation de cette fonctionnalité, démontre qu'il est possible d'utiliser les fonctionnalités déjà présentes dans l'appareil et d'éviter de développer certaines fonctions. Le smartphone, de plus en plus utilisé de nos jours, devient ainsi un outil de formation complémentaire à l'existant.

L'application a pris en compte l'élargissement potentiel des informations diffusées. La présentation sous forme de carrousel et d'onglets permet de présenter simplement et sans surcharge visuelle, une masse d'informations à l'usager. La navigation lui permet en effet de sélectionner rapidement l'information recherchée et elle seule. Cet ensemble de fonctionnalités et d'onglets de base n'est pas figé dans le code de l'application. Il est ainsi aisé de rajouter des onglets ou cartes dans le carrousel par configuration de l'application.

Les mises à jour de l'application pourront être téléchargées sur l'AppStore. Tout utilisateur est averti de la mise à jour et peut ainsi la télécharger immédiatement sans avoir à gérer la configuration de l'application [5]. Ce mode permet d'envisager une gestion du projet progressive, afin de faire évoluer les fonctionnalités de l'application en fonction des différentes manipulations effectuées par l'utilisateur.

Fig. 2. Fiche pédagogique et évaluation proposées par “Escarre”

III. Application relative à la formation et la prévention des escarres

L’association PERSE est forte d’une diffusion soutenue des informations permettant de prévenir la formation d’escarres sur un patient. L’association possède actuellement différentes méthodes de diffusion, tel qu’un trimestriel ou un site internet, mais souhaite aujourd’hui élargir son champ d’action en utilisant un support en expansion. Aujourd’hui peu de personnel soignant possède une réelle formation sur le soin et la prévention des escarres et encore 7% des patients hospitalisés meurent suite à l’apparition de ce type de plaies.

La revue ou le site internet permettent de combler les lacunes en terme de formation en proposant la mise à disposition des informations sur les causes de formation d’une escarre mais aussi les solutions pour contrer son apparition. Dans cette optique, l’application a été développée et ajoute des moyens supplémentaires de formations sur support mobile.

L’application a été développée pour fonctionner avec deux modes, le premier hors connexion permettant l’utilisation dans des services hospitaliers et le second a la possibilité de mettre à jour ses données en se synchronisant automatiquement à un serveur externe, via une connexion internet. Elle est disponible en Anglais et en Français, et permet à long terme de s’aligner sur les actions de l’association PERSE à destination d’un public international.

Elle comprend cinq onglets toujours accessibles :

- L’onglet “Formation” permet la consultation des différentes fiches de formation. En effet, il existe différents thèmes, par exemple “dénutrition” [9], “plaie” ou encore “support et position”, qui peuvent être traités lors d’une formation sur les escarres. Lorsque l’utilisateur sélectionnera l’onglet cet onglet, il sera alors dirigés vers la liste de ces thèmes. Il pourra ainsi choisir le thème qu’il veut étudier. Il aura alors accès à toutes les fiches de formation, ces fiches seront présentées sous forme de liste. L’usager pourra consulter la fiche mais aussi naviguer de fiche en fiche. Il aura devant lui la fiche en cours de lecture, avec un seul scroll (commande mécanique horizontale ou verticale permettant de naviguer sur une page). Sur son écran, l’utilisateur verra également des flèches indiquant l’article précédent ou l’article suivant. Il est possible à la fin de chaque thème, de faire une auto-évaluation, afin de s’assurer des connaissances acquises, avant d’étudier un autre thème. L’utilisateur est libre de lire les thèmes ou même les fiches dans l’ordre qu’il souhaite.

- L’onglet “Évaluation” permet l’auto-évaluation. Lorsque l’usager a lu les fiches de tous les thèmes ou même lorsqu’il ouvre l’application, il a la possibilité d’effectuer une évaluation [Figure 2], qui s’appuie sur un panel de questions couvrant l’ensemble des informations expliquées dans les différents thèmes, afin de se positionner ou de valider celles qu’il vient d’acquérir. L’utilisateur effectue l’évaluation qui comporte un certain nombre de question de bout en bout en choisissant ses réponses parmi une liste de réponse, puis l’application affiche le résultat du test. L’utilisateur peut ensuite choisir de voir les réponses afin de mieux comprendre ces erreurs. Cela permet donc à un usager de s’auto-former et de s’évaluer en fin de formation, afin de faire un bilan de ces acquis.

- L’onglet “Localisation” permet de voir sur une carte [Figure 3] où se situent les lieux de formation pour la prévention des escarres. Effectivement, en France,

Fig. 3. L'outil Localisation de l'application

les formations traitant des escarres sont peu courante, il n'existe qu'un seul Diplôme Universitaire (DU) [1] traitant entièrement des escarres et quelques Diplômes Universitaire [2] traitant des "plaies et lésions cutanées". Grâce à cette fonctionnalité, un usager peut voir où se situe les différents DU à travers la France. Bien entendu, la base de donnée géolocalisée s'étoffera de coordonnées, comme par exemple, les centres de soins adaptées aux soins des escarres. La visualisation d'une carte et la possibilité d'afficher plus d'information sur un lieu par un simple clique est proposé (par exemple: affichage de l'adresse complète). Une application sur support mobile permet, à partir des coordonnées GPS du smartphone d'obtenir un itinéraire pour se rendre sur le lieu désiré.

- L'onglet "Contact" a pour utilité de savoir quels spécialistes contacter comme par exemple les responsables des centres médicaux spécialisés tel que le Dr Colin (président de l'association PERSE et directeur médical du Centre de l'Arche) pour le Centre de l'Arche de Saint Saturnin (72) ou encore les responsables des centres de formations escarres ou plaies et lésions cutanées. L'utilisateur pourra alors consulter un contact, c'est à dire consulter les informations le concernant comme son numéro, son email ou son adresse. L'utilisateur pourra ensuite choisir d'intégrer le contact consulté directement dans le répertoire de son smartphone.

- L'onglet "Autres" permet de faire des fonctionnalités secondaires. L'utilisateur aura accès à un fil d'actualités que l'on pourra trouvé dans un onglet nommé "Actualité, à une partie "Réglages" et ou encore à un onglet "Galerie".

- L'onglet "Actualité" sera relié au fil d'actualité de l'association PERSE [6], l'utilisateur pourra donc voir en direct les nouvelles informations publiées sur le site comme les nouvelles conférences auxquelles l'association participe, ou encore la date de sortie du nouvel exemplaire de la revue, ou même les nouveaux articles parus sur le site. Le contenu éditorial sera géré par l'association PERSE afin de pérenniser l'usage de cette application.

- L'onglet "Galerie" donne accès à un panel complet de photo d'escarre. Ces photos montrent les différents stades d'évolution des escarres et donnent la possibilité de comparer les étapes. Ainsi, ce panorama d'image offre à l'utilisateur une visualisation réelle de l'état d'un escarre. Les photos sont classées par catégories reflétant les différents thèmes de formation proposés par l'application. Un lien vers les thèmes spécifiques est mis en évidence. Cela permet à un personnel soignant de s'apercevoir de l'existence d'un escarre sur un patient et ainsi en jauger le type ou le niveau d'évolution. L'utilisateur a alors un accès plus rapide et une comparaison visuel direct possible grâce à cette fonctionnalité de l'application.

IV. Conclusion

Le corps médical prend de plus en plus conscience de l'importance du traitement des escarres dès l'apparition des premiers symptômes. Cependant, trop peu d'outils sont mis à disposition des personnels soignants afin de les accompagner vers une auto-formation sur les escarres. Ce modèle d'application permet au personnel hospitalier et, à terme, à tout un chacun de se former et s'informer sur les escarres.

Selon Antoine Lavoisier [7] : "rien ne se perd, rien ne se crée, tout se transforme". L'innovation apportée par ce projet

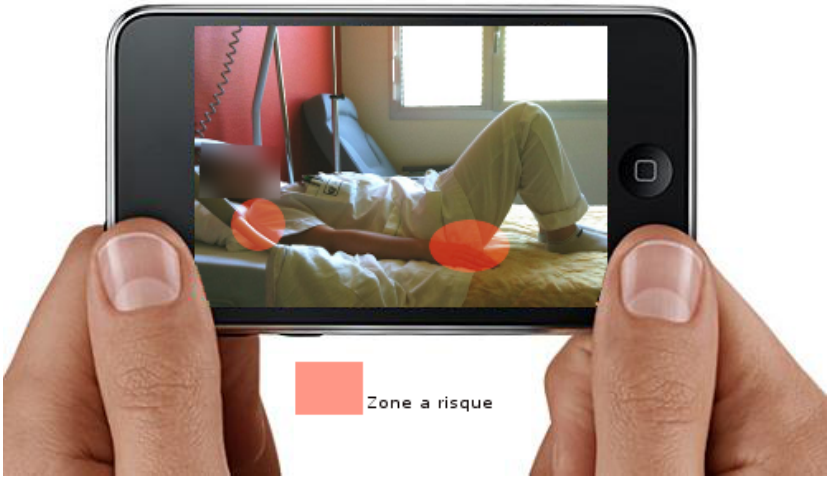


Fig. 4. La réalité augmentée au sein de l'application Escarre

est liée au succès incontestable des supports mobiles pour l'accès à l'Internet et vise à s'adapter aux nouveaux usagers induits par ces produits. Il permet de démontrer qu'un premier portage des services déjà offerts sur le web sur ces supports mobiles est possible.

L'ouverture de l'application au grand public ainsi que ses mises à jour régulières permettront d'enrichir les fonctionnalités offertes, d'adapter l'ergonomie et d'améliorer la qualité de vie des personnes atteintes d'escarres et de celles susceptibles d'en développer.

V. Perspectives

L'évolution future serait d'incorporer la réalité augmentée à l'application. En effet, à l'heure actuelle, la réalité augmentée est une méthode en constante évolution, surtout dans le domaine de la géolocalisation GPS au sein des milieu citadins et ruraux. La réalité augmentée se définie comme une méthode informatique rendant possible la superposition et l'incrustation d'objet virtuel en 2D ou 3D à la séquence d'images prise par le support mobile via la caméra le constituant [Figure 4]. Le résultat obtenu apporte à l'usager un sentiment d'augmentation de l'information et peut de ce fait préciser les réelles connaissances de l'usager. Par conséquent, elle pourra permettre, à travers le smartphone, de visualiser un patient et de superposer une image de la position à adopter pour éviter l'apparition d'une escarre. Pour réaliser cette opération, nous aurons donc une banque de données des positions types à adopter en fonction de la morphologie et de la pathologie du patient. L'idée d'inclure une telle technologie au sein d'une application comme "Escarre" est de permettre en amont au corps médical de mieux prévenir les escarres et anticiper une mauvaise position, dans laquelle pourrait être mis le patient, grâce à des contrôles de positions simples et rapides à mettre en oeuvre.

Le patient devra être photographié selon différents critères: l'angle de la prise de vue, le côté où l'appui se fait, ou encore la localisation de l'escarre afin de permettre à l'application de déterminer sa posture. L'application sera alors capable de comparer les différentes postures prédéfinies dans la base de données, et provenant de références médicales, à celle du patient. Un lien vers un thème et les fiches adaptées pourra être proposé par l'application.

VI. Remerciements

Nous tenons à remercier le Dr Colin, médecin chef d'établissement du Centre de rééducation de l'Arche de Saint-Saturnin, pour sa collaboration au projet et sa disponibilité. Nous remercions également l'association PERSE pour la mise à disposition de son système d'information.

References

[1] DU de Grenoble: http://www.ujf-grenoble.fr/
[2] DU de Rennes
[3] PERSE (Prévention Education Recherche Soins Escarres): http://www.escarre-perse.com/escarres/
[4] ALLSCHOOLS. http://allschools.univ-lemans.fr (2010)
[5] CARLIER F., RENAULT V. Educational webportals augmented by mobile devices with iFrimousse architecture, In: The 10th IEEE International Conference on Advanced Learning Technologies, 4-6 Juillet 2010, Sousse (Tunisie), (2010)
[6] CHAUVET J.-M. Services web avec SOAP, WSDL, UDDI, ebXML..., Editions Eyrolles. (2002)
[7] LAVOISIER, A. Traité élémentaire de chimie. (1789)
[8] KERIHUEL J.-C., MARIE M., BARROIS B., Prévention de l'escarre à domicile et pratique infirmière libérale. Résultats de l'enquête observationnelle VIGIESCARRE: "l'escarre" Revue officielle de l'Association PERSE Vol. 44 Décembre 2009, page 49
[9] FERRY M., RUAULT G., Mobiqual nutrition/dénutrition: alimentation de la personne âgée, un outil à la disposition des professionnels de santé: "l'escarre" Revue officielle de l'Association PERSE Vol. 49 Mars 2011, page 12
[10] GONTHIER R., ACHOUR-CRAWFORD E., CANDELA A., Fragilité et risque d'escarre: "l'escarre" Revue officielle de l'Association PERSE Vol. 51 Septembre 2011, page 8
[11] MICHEL J.-M., THALGOTT A., Prise en charge des plaies chroniques en médecine générale, les difficultés rencontrées
[12] BEAU P., Impacts Économique et Qualité de l'utilisation d'un nouvel outil informatique dans l'aide à la gestion d'un parc de supports à air à pressions alternées, en prestation de services - avec la participation du Groupe Escarre du CH d'Orange : Mme C. Bouty, Mme S. Marcellot, C. Morales, B. Surles, M. Wijnen

Système d'assistance à la navigation handivoile

N. BROCHETON, K. BRUGET, A. WIBAUX, O. REYNET, B. CLEMENT
ENSTA Bretagne
B. WEBER
Splashelec
kevin.bruget@ensta-bretagne.fr
HandivoileEnsta@gmail.com

Résumé : Ce projet, fruit d'une collaboration entre l'ENSTA-Bretagne et l'entreprise Splashelec vise à développer une Interface Homme-Machine (IHM) qui facilite la navigation par le biais de capteurs et d'un boîtier de commandes embarqué sur le bateau. Il se concrétise par la création d'une interface graphique directement accessible via un téléphone mobile pour pallier le manque de mobilité du navigateur.

Mots clés : IHM, assistance à la navigation, Android, Arduino, plaisance, voile.

I. INTRODUCTION

La robotique autour des voiliers est aujourd'hui devenue une réalité ; elle a pour but de remplacer l'humain en course [1], ou de réaliser des mesures scientifiques [2,3] de manière autonome. Notre démarche n'est pas de supprimer l'action humaine comme on l'entend souvent en robotique mais de l'assister tant au niveau de l'acquisition de l'information, de l'aide à la décision que de l'action dont les aspects puissance sont pris en charge par le robot. Dans ce cadre, le monde de la voile est un bon exemple d'activité qui demeure relativement inaccessible aux personnes handicapées en raison de la perception de l'information qui se fait par la mobilité du skipper et par les efforts importants qui peuvent être demandés pour piloter un bateau. À ce titre, ce projet vise à promouvoir et à rendre accessible ce loisir à destination de ce public. Pour répondre aux contraintes imposées par les particularités de la navigation à la voile et la perte de mobilité de l'utilisateur, il est nécessaire de faire preuve d'innovation en utilisant les technologies existantes.

La spécificité de ce projet réside dans l'adaptation d'un boîtier électronique actuellement couplé avec un joystick et un système de barre électrique, qui permet à une personne handicapée de manœuvrer un voilier avec les sensations d'un barreur classique. Ce système est entièrement amovible et son installation peut se faire de manière non invasive sur différents modèles de voiliers.

Amélioration du boitier de commande	Développement d'une interface graphique
- *Ajout de capteurs :* • Compas • Sondeur • GPS • Centrale inertielle • Anémomètre • Thermomètre - *Ajout de fonctionnalités :* • Pilote automatique • Commandes vocales • Synthèse vocale des données ***- Conservation du caractère "volant" de l'installation*** - *Mise à jour du code :* - Prise en compte des modifications - Implémentation des nouvelles fonctions	- *Affichage attendu :* • Angle de la barre • Position du neutre de la barre • Compas / Boussole • Position GPS - *Ergonomie :* • Facilité d'emploi • Lecture facilitée des données • Réglages simplifiés des paramètres - *Commandes possibles :* • Poursuite d'un cap • Modification du cap • Bouton d'arrêt d'urgence • Lancement d'un pilote automatique ***- Sécurité des communications***

Fig. 1. Objectifs du projet

Le projet se décompose en deux extensions dont les objectifs sont donnés sur la figure 1 :

- ajout de multiples capteurs au système et modification de la carte électronique basée sur Arduino [4,5] en vue de son optimisation.
- implémentation et programmation d'une interface homme-machine ergonomique sur un appareil de type smartphone fonctionnant sous Android [6].

Dans ce but, les capteurs ajoutés sont un GPS, un compas, une girouette-anémomètre et un sondeur, qui fournissent des données en temps réel et sont autant d'aides à la navigation ce qui rapproche cette partie du projet d'une centrale de navigation conventionnelle, bien que ces dernières ne soient pas adaptées à un usage par des personnes handicapées.

Il s'agit donc de s'appuyer sur les travaux de Splashelec en matière d'assistance au pilotage d'un voilier par une personne handicapée pour en améliorer l'ergonomie et agrandir le cercle des utilisateurs. A l'heure actuelle, le système se compose d'un boîtier de commande et permet, via un joystick et l'installation d'un vérin, de manipuler la barre d'un voilier.

Cet article présente donc l'architecture du système d'aide à la navigation, d'abord en le décomposant en plusieurs éléments, le boîtier électronique, les capteurs et l'IHM puis en le décrivant de manière fonctionnelle. Une dernière partie est dédiée à la validation du produit.

II. DESCRIPTION DU SYSTEME

A. Boîtier électronique

Le boîtier électronique (figure 2) au cœur du système est un vrai calculateur de pilote automatique. Il contient un microcontrôleur, l'électronique de puissance pour un vérin électrique ou une pompe hydraulique, les circuits d'alimentation et divers interfaces pour le capteur d'angle de barre, le joystick, un petit clavier de commande et un bus de communication (figure 3).

Fig. 2. Boîtier calculateur du système

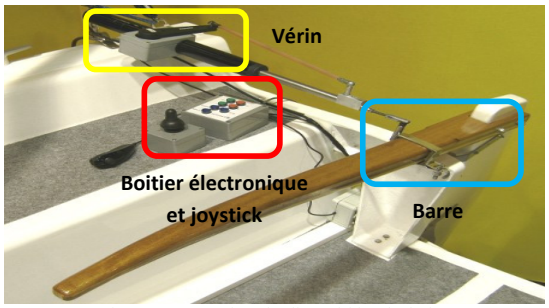


Fig. 3. Présentation du dispositif Splashelec

Ce boîtier central a été développé en se basant sur la technologie *open-source*, ceci afin de pourvoir adapter librement et facilement de nouvelles fonctionnalités, comme cela est nécessaire avec les problématiques très hétérogènes du handicap. Le résultat de cette initiative *open-source* (matériel et logiciel) est disponible sur Internet [7].

Le microcontrôleur utilisé est compatible avec les cartes Arduino et il est programmé avec le logiciel de chargement émanent de ce projet, ce qui donne accès à l'interface de développement, aux bibliothèques existantes et à de nombreux exemples sur le web. En fait, ce boîtier avec sa carte de circuit imprimé spécifique se comporte exactement comme une carte Arduino basique qui est déjà connectée aux périphériques nécessaires pour piloter un bateau, manœuvrer un joystick ou activer un mode pilote automatique.

L'idée centrale est d'interconnecter ce système, un appareil afficheur (de type tablette ou smartphone sous Android) et des capteurs supplémentaires selon l'architecture donnée sur la figure 4. Pour ce faire, nous avons choisi de rajouter au boîtier une carte Arduino ADK (Android Developpment Kit). Il s'agit d'une platine micro contrôlée, architecturée sur la base d'un ATmega2560. Dotée d'une interface USB Host, elle est spécialement conçue pour être connectée à des téléphones portables avec un système d'exploitation Android lui permettant d'interagir avec le monde extérieur en lui faisant disposer de ports d'entrée/sortie, de sorties de type PWM, d'entrées analogiques, de liaison SPI™, I2C™, et de plusieurs UART pour les connexions NMEA-183. Un autre intérêt de ce choix est qu'il laisse la possibilité de brancher directement le téléphone portable à la carte en cas d'absence de module de connexion sans fil.

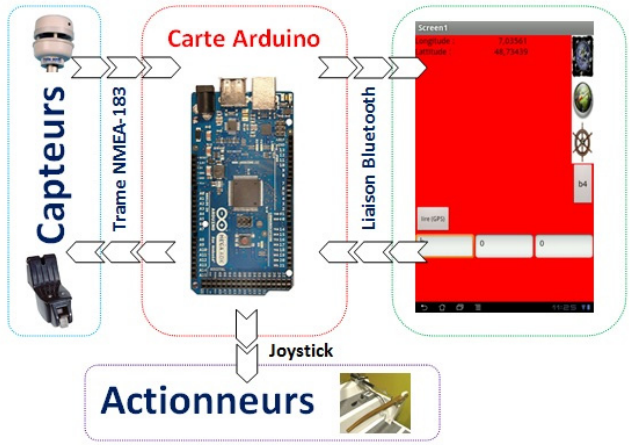


Fig. 4. Architecture du système

B. Capteurs

Concernant le choix des capteurs, divers critères ont été suivis. Tout d'abord le choix de ceux-ci résulte d'une consultation avec M. Gakiere, notre pilote d'essai, afin de répondre à ces exigences en termes de navigation. Par ailleurs, les caractéristiques techniques du capteur en question doivent également correspondre aux spécifications du cahier des charges, un capteur pouvant éventuellement remplir plusieurs missions. Ensuite, il doit pouvoir être connecté à la carte microcontrôleur. Le cas du sondeur est un bon exemple : de nombreux modèles remplissent les spécifications techniques, mais sont inexploitables soit à cause d'une interface électrique propriétaire, soit à cause d'un protocole de communication spécifique dont la documentation n'est pas accessible. Cet état de fait a restreint le choix de capteurs à ceux émettant une trame NMEA-183 dont le détail est donné en [8]. Le dernier critère était l'assurance du caractère amovible du capteur au prix d'un éventuel bricolage ou effort d'adaptation. Ainsi tous les capteurs qui nécessitaient de percer un trou dans la coque du voilier n'ont pu être sélectionnés. Le sondeur Furuno (SP235TA-1 Sonde active NMEA0183 tableau arrière Tri-fonction 235 kHZ (P66)) [9] a finalement été retenu.

Pour la puce GPS, le choix de conserver ce capteur a été guidé par d'autres préoccupations. En effet, bien que la plupart des smartphones soient désormais équipés d'une puce, la faisabilité d'une telle solution a été compromise par le fait qu'il s'agisse d'A-GPS [10] nécessitant une connexion que le milieu marin est loin de garantir. En outre, ce type de technologie peut s'avérer gourmand en énergie, la batterie d'un téléphone étant somme toute limitée, cela risque en cas d'usage de diminuer le temps d'utilisation de ce dispositif.

La communication sans fil entre le boîtier de commande et le smartphone responsable de l'affichage des données est assurée par un module Bluetooth en raison de sa plus faible consommation énergétique, du faible poids des données transmises et de la faible distance séparant le navigateur et donc le smartphone, du boîtier de commande. Cependant, cela prive le téléphone d'une batterie déportée.

Enfin, s'adjoint au système une petite centrale inertielle conçue pour venir directement se brancher sur la carte Arduino afin de pouvoir déterminer la gîte du bateau, ainsi qu'un anémomètre qui correspond à une demande de l'utilisateur et dont le choix a été largement guidé par des contraintes matérielles et de placement d'un tel capteur sur un voilier.

C. Interface homme-machine

Le développement de l'interface Homme-Machine s'est décomposé en deux phases. Une première a consisté en l'élaboration d'un prototype codé à l'aide du logiciel AppInventor initié par Google [11] afin d'évaluer les possibilités graphiques, ergonomiques et d'emploi d'une telle application. Cette première version de l'application désirée se décompose en trois grandes fenêtres d'affichage : une première nous renvoie les coordonnées GPS acquises par le téléphone et les convertit en paramètres de latitude et de longitude. Une seconde utilise la boussole afin de donner le cap en temps réel, tandis que la troisième fournit la position angulaire de la barre

en fonction de l'angle de référence. La navigation se fait à l'aide d'onglets latéraux qui composent un menu à la fois visuel et laisse libre une portion non négligeable de l'écran garantissant un affichage correct des graphiques présentant les données capteurs.

Cette version beta (figure 5), exportée sur une tablette ASUS équipée du système d'exploitation Android s'est avérée fonctionnelle et a ainsi pu être testée. Le smartphone disposant des mêmes caractéristiques techniques, le portage sera le même vers ce type d'appareils et devrait être facilité avec le lancement de la dernière version d'Android baptisée Ice Cream Sandwich [12] qui étend la compatibilité des applications à l'ensemble des appareils pris en charge. La réalisation du code est relativement aisée du fait du caractère graphique du langage utilisé qui permet de se concentrer sur l'aspect algorithmique du programme. Cependant, le choix de Google de cesser le développement de cet outil laisse planer un doute sur sa pérennité, bien qu'il soit actuellement repris par le MIT.

Cependant cela ne remet pas en cause les fondements du travail et le programme pourra donc être réalisé sous une autre plateforme, en C/C++, ou en JAVA par exemple, et convertis lors de son portage sous une forme interprétable par Android, voire directement en langage Android.

Les tests effectués avec la maquette ont confirmé la difficulté de rendre visuellement compte des données renvoyées par les capteurs et ont montré l'importance d'une bonne ergonomie pour garantir un emploi facile du produit développé.

La seconde partie repose sur l'implémentation du programme sous une forme définitive qui reprend les enseignements et les grandes lignes du prototype.

III. FONCTIONNALITÉS

Les fonctionnalités à mettre en place sont multiples et le calendrier de réalisation ne peut garantir à toutes leur développement. Une définition de phases ou d'étapes vient donc structurer ce projet. Ainsi, il a été décidé de développer dans un premier temps l'interface graphique qui constitue un élément fort de ce projet et l'ajout de capteurs. Ensuite, l'interface pourra se voir ajouter la possibilité, pour le navigateur, de directement entrer un cap ainsi que un arrêt d'urgence en cas de dysfonctionnement. Un pilote automatique plus élaboré pourrait implémenter des fonctionnalités de

Fig. 5. Prototype d'IHM et claviers permettant la navigation

sécurité supplémentaires comme, par exemple, en cas de gîte élevée et dangereuse pour l'embarcation, le pilote pourrait reprendre le contrôle pour redresser le bateau en modifiant l'angle d'incidence du vent. Ce développement ainsi que la commande vocale bien que tous deux extrêmement intéressants puisqu'ouvrant encore plus largement cette discipline, seront abordés en toute fin de projet.

A. Étude des risques

De nombreux risques ont pu être identifiés. Si la majorité d'entre eux sont prévisibles et donc susceptibles d'être corrigés au fur et à mesure du développement, d'autres, plus ou moins aléatoires, sont à prendre en compte afin de proposer une solution qui pallierait au mieux ces problèmes. Ceux-ci peuvent se subdiviser en trois catégories :

- **Les risques relatifs à l'électronique de bord** et plus particulièrement à la communication entre le smartphone, la carte Arduino et les principaux capteurs. Comme tout support électronique, le programme de communication entre le smartphone et la carte Arduino ne sera pas exempt de bogues, c'est pour cela que des campagnes de tests auront lieux afin de les corriger. La solution de communication retenue entre le téléphone et la carte est une liaison par Bluetooth. Si ce système a démontré sa grande fiabilité, il n'est pas à exclure une interruption dans la communication ce qui rendrait, l'espace de quelques instants, le navigateur aveugle sur la situation de son bateau, un aspect non négligeable lors de la programmation du logiciel. Concernant l'autonomie de la batterie du téléphone, qui peut varier d'un modèle à un autre, la solution devra être élaborée en prévoyant le pire des scénarios afin que le système ne soit pas coupé en pleine navigation et qu'en cas de survenue d'un tel incident, le navigateur conserve la possibilité de diriger le voilier.
- **Les risques concernant le boîtier et les actionneurs** présents sur le bateau. Le projet s'incluant dans une solution déjà existante risque de bouleverser l'architecture mise en place. Le choix de privilégier une solution à installation « volante » afin de rendre facilement démontable le système après une sortie en mer, solution qui s'est répercutée sur le choix des capteurs, n'inclut pas que le montage des capteurs de manière amovible soit aisé. Il faut également tenir compte d'une défaillance possible du système qui ne doit pas mettre en danger les occupants du bateau et donc proposer un arrêt d'urgence bloquant les actionneurs et empêchant le bateau d'échapper au contrôle du barreur.
- **Les risques environnementaux** d'une telle solution évoluant en milieu marin. En effet, quelques précautions sont à prendre afin de limiter les risques spécifiques liés à cet environnement, particulièrement hostile pour tous appareils électriques. Ces précautions passent par l'étanchéité du boîtier et du téléphone et de tous les câbles de liaisons entre capteurs et actionneurs. La communication sans fil entre les appareils a été privilégiée afin de limiter le nombre de câbles présents. Enfin, l'ensemble du dispositif devra être respectueux de l'environnement marin.

L'ensemble des risques énumérés ci-dessus sont à prendre en compte afin de proposer une solution répondant au besoin tout en s'avérant efficace et fiable.

B. Campagne de tests

Dans le but de valider ce prototype et de confirmer la prise en compte des différents risques évoqués ci-dessus, une campagne de tests a été envisagée. Elle se décompose en trois parties :

- des tests unitaires sur les capteurs. Pour ce faire chaque capteur sera implémenté individuellement sur la carte, testé dans différentes configurations et conditions et, s'il donne entière satisfaction, sera validé et intégré au boîtier. Une fois l'ensemble des capteurs testés, les essais porteront sur la carte dans son ensemble et veilleront à éviter qu'il y ait des conflits en terme de programmation ou de sollicitation de la puce ou de ses sorties.
- simultanément, l'interface programmée sera éprouvée afin d'en éliminer les différents bugs et d'en valider l'ergonomie, puis mise en situation pour évaluer son bon fonctionnement en terme de communication avec le boîtier.
- enfin, une fois le système fonctionnel, il faudra contrôler que sa résilience et sa résistance aux risques présentés ci-dessus satisfont les critères du cahier des charges.

La réalisation de ces batteries de tests sera effectuée, d'une part en laboratoire, puis à terme, sous réserve de validation du prototype, en mer soit en condition réelles d'utilisation. Dans ce cadre, les données émises par le boîtier seront collectées pour analyse soit sur un ordinateur, soit enregistrées sur une mémoire externe. Dans l'idéal, la réalisation d'un logiciel de simulation reprenant ces informations permettrait une meilleure visibilité du fonctionnement du système et une interprétation plus fine des résultats.

IV. CONCLUSION

Le monde de l'handivoile demeure encore fortement limité par des contraintes matérielles et financières importantes. Cependant, ce projet a pour objectif de proposer une solution à faible coût pour permettre à tous de profiter des joies de la voile et plus largement de la navigation. Il constitue une base pour de futures améliorations visant à élargir le public ciblé. L'ajout d'un pilote automatique plus complexe ou d'un algorithme de navigation peut constituer un bon moyen d'en agrandir le champ d'action. Une autre solution consisterait à remplacer le joystick par un casque « MindWave » [13], le boitier serait alors directement dirigé par la pensée, un moyen d'ouvrir ce loisir aux personnes tétraplégiques par exemple [14].

V. REMERCIEMENTS

Nous remercions M. Gakiere, le pilote d'essai, qui, grâce à son expérience dans le milieu de la voile, a su exprimer ses besoins et attentes en termes d'interface désirée et nous a permis d'adapter au mieux ce système pour les personnes souffrant d'un handicap physique et souhaitant s'adonner à la navigation.

Nous remercions également "Nautisme en Finistère" et les personnes ayant travaillé sur le prototype du système de barre : Pierre Beloeil, Ludovic Dehedin, Thierry Dehedin, Vincent Mazure, Pierre Pensivy et Bernard Prouveur.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] G. Guillou. *Architecture multi-agents pour le pilotage automatique des voiliers de compétition et extensions algébriques des réseaux de Petri. Thèse de Doctorat de l'Université de Bretagne Occidentale*, 2011

[2] L. Jaulin, B. Clement, Y. Gallou, F. Le Bars, O. Ménage, O. Reynet, J. Sliwka, *Suivi de Route pour un robot voilier*, 7ième Conférence Internationale Francophone d'Automatique, Grenoble, 2012, (soumis)

[3] O. Menage, F. Gaillard, T. Gorgues T. Terre, P. Rousseaux, S. Prigent, Y. Auffret, L. Dussud, B. Forest, M. Repecaud, L. Jaulin, B. Clement, Y. Gallou, F. Le Bars, VAIMOS : *Autonomous sailing boat with embedded instrumentation for ocean surface measurements, Symposium on Vulnerability of coastal ecosystems to global change and extreme events*, France, 2011

[4] Hribernik, K.A., Ghrairi, Z., Hans, C, Thoben, K.D., *Co-creating the Internet of Things—First experiences in the participatory design of Intelligent Products with Arduino,* 17th IEEE International Conference on Concurrent Enterprising (ICE), 2011

[5] Site web : www.arduino.cc

[6] E. Burnette, *Hello, Android: introducing Google's mobile development platform*, Pragmatic Bookshelf, 2009

[7] Site web : Wiki.splashelec.com

[8] *National Marine Electronics Association*, NMEA 0183 Standard for interfacing marine electronics devices, Ver. 3.01, January 2002.

[9] Site web : www.furuno.fr/Produit.php?Produit=SP235TA-1

[10] Site web : www.gpsworld.com/gps/assisted-gps-a-low-infrastructure-approach-734

[11] Site web : info.appinventor.mit.edu/

[12] Site web : www.android.com/about/ice-cream-sandwich

[13] Site web : http://neurosky.com/Products/MindWave.aspx

[14] Tero Karvinen, Kimmo Karvinen, *Make a Mind-Controlled Arduino Robot, Use Your Brain as a Remote*, O'Reilly Editions, 2011

Contribution à la mesure de l'anxiété chez les personnes phobiques induite par environnements virtuels anxiogènes.

Wahida HANDOUZI[1], Choubeila MAAOUI[1], Alain PRUSKI[1], Abdelhak MOUSSAOUI[2], Yamina BENDIOUIS[3]
LASC, université de lorraine[1]. (Université ABB[2], psychologue clinicienne et psychothérapeute[3]), Tlemcen.
{wahida.handouzi, maaoui, alain.pruski, abdelhak.moussaoui}@univ-metz.fr, bendiouisyamina@hotmail.com

Résumé: Dans ce papier, nous présentons l'utilisation d'environnements virtuels pour l'induction de l'anxiété chez les personnes phobiques sociales. La mesure de l'anxiété induite consiste en l'utilisation de signaux physiologiques (pression sanguine volumique, conductance de la peau, température de la peau et fréquence respiratoire). Les résultats obtenus montrent l'efficacité de l'exposition à la réalité virtuelle (ERV) pour l'induction de l'anxiété et la pertinence des signaux physiologiques utilisés. Nous soulignons les difficultés rencontrées pour les enregistrements vidéo et le signal du volume respiratoire et identifions l'intérêt de cette étude dans nos recherches.

Mots-clés : Anxiété sociale, Induction de l'émotion, Signaux physiologiques, Thérapie cognitive comportementale (TCC), réalité virtuelle (RV).

I. INTRODUCTION

Depuis une quinzaine d'années, une nouvelle forme de technique d'exposition en thérapie cognitive et comportementale est apparue, elle consiste à utiliser les technologies de la RV comme outil qui permet de placer le patient dans un monde virtuel dans lequel il est exposé à différents stimuli (visuels, auditifs ou autres) qui répondent aux besoins de la thérapie visée [1].

Cette forme de technique est utilisée pour les différentes phobies existantes comme la peur de prendre l'avion, la peur des hauteurs ou l'acrophobie, la peur des araignées ou l'arachnophobie, troubles post-traumatiques, la peur de conduire, les troubles de panique avec l'agoraphobie, la peur de l'enfermement ou la claustrophobie, troubles obsessionnels compulsifs,…etc. Dans nos travaux nous nous intéressons à la phobie sociale, récemment appelée désordre d'anxiété sociale qui touche 3 à 13% de la population. Elle est caractérisée par une peur irrationnelle face aux différentes situations sociales qui provoquent un évitement et entraine de ce fait un handicap [2] important.

L'utilisation de l'exposition in virtuo pour traiter la phobie sociale a de nombreux avantages. Elle permet de contrôler les séances de thérapie hiérarchisées d'une manière progressive en préservant l'intimité et la sécurité du patient, d'évaluer la progression de la thérapie à travers les moyens de mesures utilisés et permet au thérapeute d'être plus attentif au comportement du patient [1].

Nous exposons l'intérêt de cette nouvelle technologie, vérifiée par plusieurs études, dans la section suivante. Dans la section 3, nous présentons notre application et ses différentes étapes (induction, mesure, traitement des données).

Dans la section 4 nous présentons les résultats et discussions. Nous terminons avec les conclusions et perspectives dans la section 5.

II. ETAT DE L'ART

Plusieurs études ont été menées pour prouver l'efficacité de l'utilisation de la réalité virtuelle dans la thérapie cognitive comportementale. Nous citons, dans la suite, les plus importantes :

Parmi les premiers chercheurs qui ont proposés les systèmes d'ERV, nous pouvons citer Max M. North et al [3] qui en 2002 ont mené une étude de traitement de la peur de parler en public sur un groupe de 16 personnes. Le principe de l'expérience était de diviser les patients en deux groupes, l'un exposé à un public réel dans un auditorium et un autre exposé à une scène virtuelle sans aucun programme de traitement en utilisant un visiocasque. D'après les résultats obtenus par les mesures subjectives (ATPSQ : Attitude Towards Public Speaking Questionnaire et SUDS) et objectives (Le rythme cardiaque) des 5 séances hebdomadaires de 10 à 15 min, les auteurs ont conclus que le système d'ERV provoque l'anxiété et diminue efficacement la peur de parler en public.

En 2002, dix sujets dont 5 phobiques et 5 non phobiques ont participé à l'expérience préliminaire de B. Herbelin et al [4]. Ces derniers ont proposé de placer les sujets au centre d'une scène virtuelle dans laquelle il

y a une répartition aléatoire d'images de regard définissant différentes émotions sur des cercles concentriques à différentes hauteurs. Les résultats obtenus montrent que ce système provoque l'anxiété chez les patients et prouvent la faculté de l'ERV à remplacer l'exposition in vivo.

La génération de l'anxiété sociale dans des environnements virtuels couvrants plusieurs aspects des troubles anxieux (prendre le métro, aller dans un bar) a été évaluée à partir des mesures subjectives de l'anxiété sociale sur dix sujets par James et al [5] en 2003 qui ont conclu que l'exposition à la réalité virtuelle (EVR) génère l'anxiété sociale malgré l'absence de réalisme mais il a été également remarqué une réduction de cette génération lors d'expositions répétées.

En 2004, Slater et al [6] ont procédé à la mesure des différentes réactions de 16 personnes phobiques et 20 d'autres personnes non phobiques face à deux environnements en utilisant pour l'immersion un visiocasque. Le premier environnement était "d'entrer dans une salle de séminaire vide" et l'autre "de faire un discours dans une salle de séminaire devant un groupe d'agents virtuels". Les résultats des auto-questionnaires et de la mesure de la fréquence cardiaque ont montré que les personnes non-phobiques n'ont pas eu un changement significatif tandis que les personnes phobiques ont eu une augmentation considérable du niveau d'anxiété face au groupe virtuel. Cette augmentation a été moins sensible dans la salle vide mais néanmoins significative.

Dans le cadre du projet européen VEPSY [5] en 2005, plusieurs scènes ont été développées selon le scénario de performance (prendre la parole en public), scénario d'intimité (faire connaissance avec des personnes inconnues), scénario d'affirmation (défendre ses intérêts) et scénario d'observation (être observé). Ces scènes ont été utilisées pour faire une étude comparative avec la thérapie cognitive comportementale in vivo. Les résultats collectés sur 36 personnes par l'échelle d'anxiété sociale de Liebowitz montrent que les deux techniques sont efficaces pour réduire le niveau de l'anxiété sociale.

L'évitement du contact visuel chez les phobiques dans l'ERV a été évalué par Grillon et al [7] en 2006, sur 8 sujets phobiques sociaux qui ont été affrontés à des environnements simulant la peur de parler en public (rencontre dans un bar ou cafétéria, passer un entretien d'emploi, faire un discours). L'analyse des différentes mesures subjectives (auto-questionnaires) et le suivi du regard (mesure objective) ont montré l'efficacité du traitement de l'évitement du contact visuel par ERV.

L'efficacité de l'ERV pour le traitement des troubles de panique avec ou sans agoraphobie à court et à long terme a été montrée, conformément à la TCC in vivo par l'expérimentation de C. Botella et al en 2007 [8] sur 37 participants divisés en trois groupes (groupe ERV, groupe EIV (Exposition in vivo), groupe en attente de liste). La conclusion repose sur les mesures subjectives recueillis tout au long des 9 séances hebdomadaires.

A .Moussaoui [1] en 2010, a étudié l'utilisation d'un environnement virtuel simulant une banque modélisée par un système multi-agents dotés de plusieurs comportements dépendant du niveau d'anxiété du patient, ce niveau est évalué par une mesure objective (rythme cardiaque) et mesures subjectives (l'échelle subjective d'inconfort (SUDS 0-100), l'échelle d'anxiété sociale de Liebowitz (LSAS), le questionnaire des peurs (QP), l'inventaire abrégé de dépression de Beck (BDI-13), le questionnaire de présence de iGROUP (IPQ)), les résultats obtenus à la fin du traitement montre une diminution du niveau d'évitement chez les personnes phobiques.

Une comparaison entre différentes méthodes de contrôle d'agents virtuels a été étudiée par Ni. Kanga et al, 2011 [9] pour évaluer le traitement de la phobie sociale à distance. Un système multi-agents est appliqué pour créer des avatars autonomes dans le scénario de parler en public. Les résultats préliminaires ont servi à l'amélioration du système.

En conclusion, toutes les études convergent pour montrer l'efficacité de la TCC in virtuo à l'image de la TCC in vivo.

III. APPLICATION: INDUCTION ET MESURE

A. *Définitions:*

- La phobie sociale consiste en une crainte persistante et intense d'une ou de plusieurs situations sociales ou de performance qui peuvent exposer la personne à l'observation attentive d'autrui [2].
- L'anxiété est un état psychologique et physiologique caractérisé par des composants somatiques, émotionnels, cognitifs, et comportementaux. Elle est considérée comme une réaction normale dans une situation stressante. Mais devient pathologique lorsqu'il n'y a pas de danger réel. La figure 1 présente quelques aspects internes et externes de la manifestation de l'anxiété.

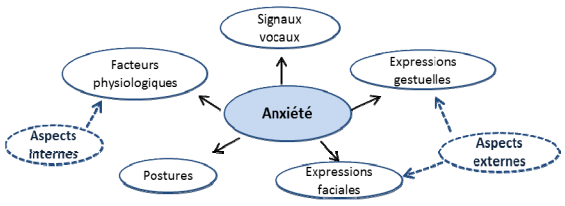


Fig.1 : Aspects internes et externes de la manifestation de l'anxiété.

B. *Induction de l'anxiété*

Dans la littérature, il existe plusieurs moyens d'induire l'émotion en utilisant des images, des sons, l'imagination, etc. Seule l'exposition in vivo peut englober tous ces aspects mais peut aussi présenter quelques inconvénients pour les patients c'est pourquoi on a eu recours à l'exposition in virtuo qui a fait ses preuves.

Pour cela, nous avons développé plusieurs environnements virtuels 3D en utilisant le logiciel 3DStudio Max, pour l'animation, et pour le contrôle dynamique de ces derniers nous avons utilisé le logiciel Virtools. Pour les scénarios, nous nous sommes inspirés de l'échelle de l'anxiété sociale de Liebowitz [10] ce qui a aboutit à 6 scènes phobogènes: téléphoner en public, entrer dans une salle où des gens sont déjà assis, être le centre d'attention, parler à une personne inconnue, aller à une soirée, parler à une personne qui détient une autorité.

La figure 2 illustre quelques scènes développées.

Fig.2. a. Téléphoner en public

Fig.2. b. Assister à une réunion

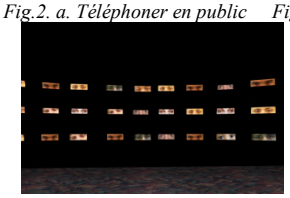


Fig.2. c. Être au centre d'attention

Fig.2. d. Personne d'autorité

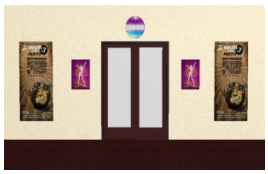


Fig.2. e. Aller à une soirée

Fig.2. f. Parler à une personne inconnue

Fig.2 : Environnements virtuels.

Rappelons que l'objectif de l'exposition à ces environnements est d'induire l'anxiété chez les personnes phobiques sans objectif de traitement thérapeutique. Ces scènes sont de types statiques sans interaction entre agents virtuels et personnes phobiques. Pour naviguer le patient utilise une souris durant un temps d'immersion d'environ 5 min. Nous avons pris le soin de créer deux phases distinctes dans l'environnement : une phase neutre sans inducteur anxiogène, et une autre phobogène pour bien distinguer les réactions des patients.

C. *Mesure de l'anxiété :*

L'émotion peut être révélée par un ensemble de traits physiques et physiologiques tels que l'intonation de la voix, les pleurs, le sourire, les mimiques faciales, l'augmentation du rythme cardiaque, le rougissement etc.

La fonction principale de l'expression émotionnelle est de générer un langage détectable par les autres individus [11].

Dans notre étude, nous avons prévu d'utiliser un système bimodal basé sur la reconnaissance par expressions faciales et signaux physiologiques (la pression sanguine volumique, la conductance de la peau, la température de la peau et la fréquence respiratoire).

✓ *La pression sanguine volumique (Blood volume pulse, BVP) :*

C'est une indication de l'écoulement du sang à travers le corps humain. Elle diminue sous l'effort et le stress puisque le sang est détourné vers les muscles qui travaillent afin de les irriguer et les préparer à une action imminente. Ceci signifie que l'écoulement du sang est réduit aux extrémités et donc aux doigts.

A partir de ce signal on peut trouver la valeur du rythme cardiaque [12] en calculant l'intervalle inter beat (IBI) du signal comme illustré dans la figure suivante.

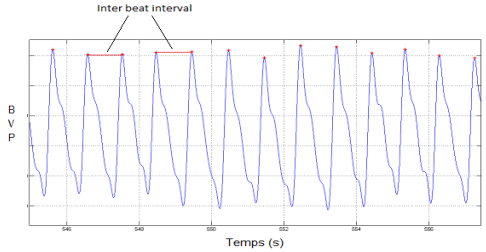


Fig.3: Signal de la pression sanguine volumique

À partir de l'inter beat intervalle, on peut calculer le rythme cardiaque par l'équation suivante :

$$\textbf{Rythme cardiaque}\left(\frac{\textbf{beats}}{\textbf{min}}\right) = \frac{\textbf{60}}{\textbf{IBI}}$$

✓ *Volume et rythme respiratoire (VR)* :

Le rythme respiratoire est défini par l'alternance régulière des mouvements d'inspiration et d'expiration, où le volume de la cage thoracique augmente à chaque inspiration et diminue à chaque expiration. Un état de stress ou de peur est décelable par une respiration de fréquence élevée puisque les émotions à valence négative causent généralement des respirations irrégulières.

✓ *Conductance de la peau (SC):*

C'est une mesure qui permet de déterminer le niveau de conductance électrique de la peau. Cette conductibilité est due à la micro sudation sécrétée par l'épiderme.
Lorsque l'on est soumis à une émotion, elle augmente, ce qui témoigne de l'existence de courants électriques cutanés associés à la sudation qui va améliorer la conductibilité de la peau.

✓ *Température cutanée (SKT) :*

La température périphérique, telle que mesurée aux extrémités du corps, varie en fonction de l'irrigation sanguine dans la peau. Si une personne est stressée, la température des extrémités de son corps diminue, car le sang est acheminé en priorité vers les organes vitaux.

Le matériel utilisé pour l'acquisition des données est :

- Une caméra HD (fig.4) pour l'enregistrement vidéo.

Fig.4: Caméra HD

- Un système biofeedback procomp [13] pour l'acquisition des signaux physiologiques (fig.5).

Fig. 5: Procomp et les capteurs utilisés

Remarques : Lors des mesures en environnement clinique les patients ont refusé l'utilisation de la caméra pour l'enregistrement vidéo. De même, le nombre important de capteurs a induit une anxiété qui a faussé de nombreux enregistrements, ce qui nous a conduit, après discussions, avec la psychothérapeute à n'utiliser que le signal BVP vu sa pertinence et à n'essayer les autres capteurs en fonction de la réaction des patients. La justification du psychothérapeute est que les patients sont des phobiques et toute situation nouvelle est une source d'anxiété importante.

D. Protocole d'une séance d'exposition

L'expérimentation été gérée par une psychothérapeute dans une clinique spécialisée à Tlemcen en Algérie. Comme illustré dans la figure 6, le patient est placé devant un écran d'ordinateur sur lequel est affiché l'EV. Le patient porte un capteur de BVP (Blood Volume Pulse) relié à l'ordinateur du psychothérapeute pour qu'elle puisse lancer et arrêter les enregistrements sans perturber l'immersion du patient.

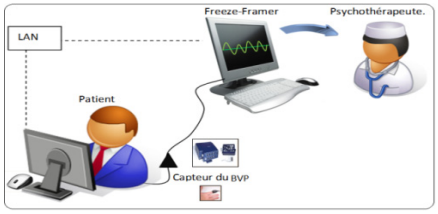


Fig.6: Dispositif expérimental

En collaboration avec la psychothérapeute, nous avons mis en œuvre un protocole pour le déroulement d'une séance d'exposition.

Chaque séance comprend les étapes suivantes:

1- Explication du principe de l'exposition à l'environnement virtuel, son apport au traitement et de la méthode de navigation.

2- Placement des capteurs BVP, SC, et Température selon l'acceptation du patient dans la main gauche afin qu'il puisse manipuler EV avec la main droite.

3- Lancement des enregistrements par le psychothérapeute.

4- Pause relaxation : habituation du patient aux capteurs.

5- Commencement de l'immersion: les patients sont exposés aux différentes scènes l'une après l'autre sans interruptions.

6- Après la fin de l'exposition continuer l'enregistrement des signaux jusqu'à la baisse du niveau de l'anxiété, le psychothérapeute se base sur l'observation et la mesure subjective de l'anxiété (une échelle de 0 à 100, le patient doit donner un chiffre au début, au milieu et en fin d'exposition) et de chaque comportement, mouvement, attitude et signe physiologique apparent de l'anxiété.

7- Un feedback concernant l'exposition (émotions, pensées) est recueilli par le psychothérapeute.

IV. RESULTATS ET DISCUSSION

Après quelques traitements apportés au signal BVP (Filtrage avec un passe bas, calcule de l'inter beat intervalle), nous avons réparti les résultats de cinq patients en deux catégories: la première donne le rythme cardiaque avant, pendant et après exposition (Tab.1), et la deuxième, le rythme cardiaque des patients pendant les différentes scènes (Tab.2). Dans le Tab.3, nous présentons les résultats de l'étude subjective de quelques patients.

	RC avant exposition	RC pendant exposition	RC après exposition
Patient 1	62.4390	**105.9310**	60.1763
Patient 2	83.7628	**95.2671**	78.5176
Patient 3	72.1550	**78.6227**	76.1338
Patient 4	80.2613	**82.3902**	78.4174
Patient 5	74.2029	**81.13075**	77.477

Tab. 1 : Rythme cardiaque de cinq patients avant, pendant et après exposition

IV. 1. Analyse des résultats tab.1

Nous remarquons une augmentation du rythme cardiaque pour tous les patients pendant l'immersion ce qui confirme les résultats obtenus le long de ces dernières années *"l'ERV est un bon inducteur d'anxiété et d'émotion de manière générale"*.

Nous remarquons aussi que les patients 1,2 et 4 ont été plus anxieux avant l'immersion qu'après, ce qui confirme les remarques du psychothérapeute sur l'appréhension des personnes phobiques de toutes nouvelles situations.

Nous avons pu avoir pour quelques patients d'autres mesures physiologiques comme la température et la conductance de la peau, illustrées dans les figures suivantes :

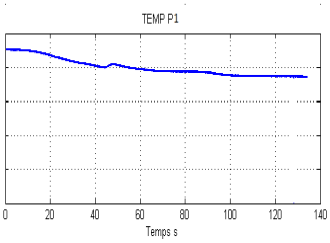


Fig. 7 : Signal de température du patient n°1

- La diminution de la température aux extrémités de la main caractérise un état de stress et d'anxiété.

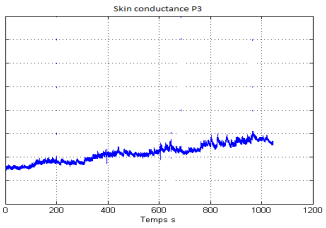


Fig.8 : Signal de la conductance de la peau du patient n°3

- L'augmentation de la conductance électrique de la peau traduit de l'anxiété ressentie par le patient.

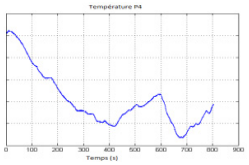


Fig.9 : a. Température P4

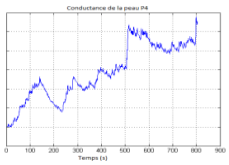


Fig.9: b. Conductance P4

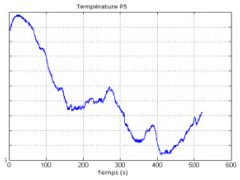


Fig.10: a. Temperature P5

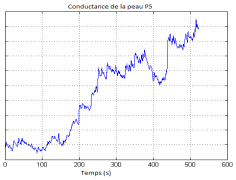


Fig.10: b. Conductance P5

- Dans les figures 9a et 10a: Une baisse de la température est remarquée, confirmant les résultats obtenus dans le tab. 1.

- Dans les figures 9b et 10b, on remarque l'augmentation de la conductance électrique de la peau qui traduit l'activation du système nerveux sympathique, ce qui veut dire que c'est une émotion à valence négative.

Patients **Scènes**	**P1**	**P2**	**P3**	**P4**	**P5**
C P I	68.312	87.7088	80.948	82.5252	80.156
T E P	68.609	93.5872	76.848	83.4783	83.591
Réunion	67.553	156.335	72.882	81.2161	81.920
Soirée	111.38	78.5176	78.517	78.8703	81.323
C A	70.783	82.1940	81.216	84.1068	79.740
Autorité	59.105	73.7575	81.323	81.2161	80.052
Moyenne	**105.93**	**95.2671**	**78.622**	**82.3902**	**81.130**

Tab. 2: Rythme cardiaque des cinq patients pendant les différentes scènes

C P I : Contacter à une personne inconnue.
TEP : Téléphoné en public.
Réunion : entrer dans une salle où des personnes sont assises.
Soirée : Aller à une soirée.
C A : Être au centre d'attention.
Autorité : Parler à une personne qui détient une autorité.

IV.2. Analyse des résultats tab.2

Les valeurs du rythme cardiaque changent significativement pendant les différentes scènes ce qui montre différents niveaux d'évitement par rapport aux scénarios développés.

Patients / Scènes	P1	P2	P3
C P I	40	40	40
T E P	40	10	30
Réunion	100	80	70
Soirée	100	70	70
Centre d'attention	80	30	60
Autorité	90	50	80

Tab. 3: L'autoévaluation des patients pendant les différentes scènes

L'étude comparative entre la mesure objective (Signaux physiologiques) et l'autoévaluation des patients a montré qu'ils ont mal évalué leur état réel d'anxiété par rapport aux différentes scènes.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Nous avons présenté des environnements virtuels pour l'induction d'anxiété chez les personnes phobiques.

Les résultats obtenus vérifient que les réactions des patients en environnement clinique confirment que le rythme cardiaque est un paramètre pertinent pour la reconnaissance de l'anxiété. Nous constatons que les résultats de l'autoévaluation du niveau d'anxiété face aux situations phobogènes ne sont pas toujours en adéquations avec nos mesures. Cette constatation pose le problème de la validité et de l'objectivité de l'autoévaluation.

Le refus des capteurs montre les difficultés rencontrées pour l'acquisition des données (nombres de capteurs, caméra), ce qui nous a conduit à changer d'approche. Malgré cela nous avons pu obtenir des résultats encourageants menant vers plusieurs perspectives: la réalisation d'un retour d'information de l'état émotionnel de personnes phobiques dans une application de thérapie cognitive comportementale et une possibilité d'automatisation de l'échelle d'anxiété sociale de Liebowitz.

VI. REFERENCES

[1] A. Moussaoui, « Etude, analyse et réalisation d'un système de choix automatique de scènes dans le cadre d'une thérapie par mise en situation virtuelle pour la phobie sociale », thèse, Université Paul Verlaine, Metz, 2010.

[2] American Psychiatric Association (Corporate Author), Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders DSM-IV-TR Fourth Edition (Text Revision), 4e éd. 2000.

[3] MM. North, CM. Schoeneman, JR. Mathis, « Virtual Reality Therapy: case study of fear of public speaking. », Cyberpsychol Behav. 2006 Oct; 9(5):627-33., 2002.

[4] B. HERBELIN, « Virtual reality exposure therapy for social phobia », thèse, Université Louis Pasteur, Strasbourg, 2005.

[5] E. KLINGER, « Apport de la réalité virtuelle à la prise en charge de troubles cognitifs et comportementaux. Instrumentation », thèse, Télécom Paris, 2006.

[6] M. Slater, D.-P. Pertaub, C. Barker, and D. M. Clark, "An experimental study on fear of public speaking using a virtual environment.," Cyberpsychology & behavior : the impact of the Internet, multimedia and virtual reality on behavior and society, vol. 9, no. 5, pp. 627-33, Oct. 2006.

[7] H. GRILLON, « Simulationg interactions with virtual characters for the treatment of social phobia », thèse, Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, Suisse, 2009.

[8] C. Botella, H. Villa, A. Garcia-Palacios, S. Quero, RM. Banos, M. Alcaniz, « The use of VR in the treatment of panic disorders and agoraphobia », Amsterdam, IOS Press,© 2004, 2005, 2006.

[9] N. Kang a W. Brinkman, M. Birna van Riemsdijk, Mark A. Neerincx, « Internet-delivered multi-patient virtual reality exposure therapy system for the treatment for anxiety disorders », ECCE, Germany / ACM (2011), p. 233-236.

[10] "Echelle d'anxiété sociale de Liebowitz." www.psychophilopensees.com/.../Echelle%20de%20Liebowitz.pdf

[11] F. Abdat, « Reconnaissance automatique des émotions par données multimodales : expressions faciales et signaux physiologiques », thèse, Université Paul Verlaine, Metz, 2010.

[12] E. Peper, R. Harvey, I-Mei Lin, H. Tylova, D. Moss, « Is There More to Blood Volume Pulse Than Heart Rate Variability , Respiratory Sinus Arrhythmia , and Cardiorespiratory Synchrony ? », Psychophysiology, Biofeedback Volume 35, Issue 2, pp. 54-61, 2007.

[13] « Biofeedback Device: Procomp Infiniti Encoder ». [Online]. Available: http://www.thoughttechnology.com/proinf.htm.

Session 8

Assistance à l'autonomie dans la communication

Présidents de session : Antonio Pinti, Denis Chêne

Le clavier virtuel ElastiClav

Abraham Maryvonne
Institut Mines-Telecom
Telecom-bretagne
LaLIC, STIH, Paris-Sorbonne
Maryvonne.Abraham@telecom-bretagne.eu

Le Saux Frédéric
Institut Mines-Telecom
Telecom-bretagne
frederic.lesaux@telecom-bretagne.eu

Guyomar Marine
Institut Mines-Telecom
Telecom-bretagne
marine.guyomar@telecom-bretagne.eu

Rannou Sandrine
Institut Mines-Telecom
Telecom-bretagne
Sandrine.Rannou@telecom-bretagne.eu

Résumé :

Les nombreux claviers virtuels annoncés sur internet montrent qu'il est difficile en situation de trouver le clavier répondant aux besoins d'une personne. Pour faciliter cette réponse, nous proposons un générateur de clavier virtuel adaptable dynamiquement en situation d'usage.

Les principales fonctions du clavier ainsi que leur choix en situation réelle sont exposés.

Mots clés : clavier virtuel ; handicap moteur, visuel et/ou de communication.

I. PROBLEMATIQUE

A. Contexte sociétal

Dans le cas où, par suite d'accidents de la vie, des personnes ne peuvent plus s'exprimer oralement de manière à être comprises, on tente de mettre en place des outils informatiques qui leur permettent d'écrire. Le texte produit peut de plus être ensuite oralisé par une synthèse vocale. Quand le clavier physique se révèle impraticable, c'est un clavier virtuel qui est proposé sur un écran d'ordinateur. Cette solution, couplée à un dispositif d'entrée adapté, doit permettre de donner accès aux facilités d'un ordinateur, en personnalisant l'arrangement des touches.

Et pourtant, en situation expérimentale, nous sommes souvent confrontés à des personnes dont la vue s'avère très mauvaise, au point de ne pas pouvoir lire les lettres sur un écran, sans que ce défaut de vision ait été remarqué par les accompagnants[1]. Sans possibilité de lire les informations présentées à l'écran, l'utilisation d'un ordinateur par un novice devient très compliquée. Les gestes de manipulation des dispositifs d'interaction avec un ordinateur se révèlent inefficaces et inattendus, laissant le dispositif, pourtant raisonnablement conçu, dans l'impossibilité d'être utilisé.

B. Aperçu fonctionnel du marché des claviers virtuels

Il existe un grand nombre de claviers virtuels qui sont périodiquement recensés par l'Institut Garches, et analysés suivant un certain nombre de critères. Une telle profusion conduit à se demander s'il peut exister un générateur de clavier optimal, adaptable sur place, et en ce cas, que doit-il proposer comme facilités pour donner à une personne le clavier le mieux adapté à ses besoins ?

II. QUEL CLAVIER VIRTUEL ? COMMENT L'OPTIMISER ?

A. Conditions d'un clavier minimal

Les claviers virtuels sont destinés à des personnes qui ont des difficultés à utiliser le clavier physique classique, à cause de différents handicaps qui peuvent être physiques, visuels, ou résulter de difficultés d'adaptations d'apprentissage. Suivant les difficultés des personnes concernées, ces claviers ne procureront pas les mêmes facilités : les expérimentations en vraie grandeur auprès de personnes très lourdement handicapées montrent qu'un certain nombre d'étapes doivent être franchies pour réussir à utiliser ces claviers, par exemple pour écrire le texte présent. Ce texte est écrit en utilisant les caractères de l'alphabet, mais ces caractères peuvent être minuscules ou majuscules, grâce à l'emploi d'une touche d'édition. De plus, le caractère d'espacement et les

[1] Les tests de reconnaissance des lettres par des personnes adultes qui ne parlent pas sont difficiles à faire, puisque la personne ne peut indiquer oralement ce qu'elle voit, et souvent, ne lit plus depuis longtemps; les années passant, la vision s'est encore dégradée sans qu'une correction ait été mise en place. C'est au moment où on lui présente un écran d'ordinateur que le grave défaut de vision est mis en évidence, et devient la première condition d'accès à un ordinateur.

caractères de ponctuation doivent être disponibles pour permettre de séparer les mots, ainsi que l'accès au niveau de la gestion de ce document. Nous voyons ici se dessiner une gradation suivant plusieurs niveaux de compétence dans l'écriture : communiquer, avec simplement un clavier de lettres minuscule ou majuscule, sans gestion de la différence, c'est le premier degré d'une utilisation par un débutant, qui écrit alors généralement son nom, et quelques mots, pas nécessairement mis en phrase. Mais déjà à ce niveau se pose la question des touches de fonctions essentielles : il faut séparer les mots, le clavier comportera donc, en plus de l'alphabet, une touche <espace>. Il faut aussi prévoir d'effacer des erreurs de frappe, ce qui peut nécessiter des retours avant et arrière, si le pointage direct par la souris est trop imprécis et demande trop de temps : nous arrivons donc à un clavier minimal qui comprend les touches de l'alphabet, et les touches <espace>, <gomme> (« backspace »), et les flèches avant et arrière. Ce clavier minimal permet d'écrire du texte compréhensible, mais ne gère pas encore les majuscules et les minuscules, dont la maîtrise demande parfois un effort trop considérable par rapport à l'information à transmettre.

Pour faciliter la reconnaissance et l'emploi des touches, des systèmes de couleurs, de formes, et de tailles rendront le clavier plus ergonomique, à condition toutefois que l'utilisateur ait une vision suffisante lui permettant de lire les caractères et de distinguer les couleurs, ce qui n'est pas toujours le cas.

C'est toute la progression de la génération de claviers virtuels de plus en plus augmentés que nous décrivons, en montrant comment leur ergonomie doit s'adapter aux déficiences d'un utilisateur donné, et aux compétences qui permettent malgré tout l'usage du clavier.

B. A la recherche d'un clavier

Le tableau comparatif présenté par Garches retient comme critères de choix des claviers virtuels, à un premier niveau :

1. système d'exploitation,
2. utilisable avec d'autres applications,
3. prédiction dynamique,
4. défilement,
5. création de macros et raccourcis,
6. programmation création clavier,
7. prix
8.

Les claviers retenus sur ces critères sont ensuite comparés (Tableau 1) suivant des caractéristiques plus fines :

accès	mode (pointage, défilement) validation (clic gauche, autoclic)
défilement	Oui/non type, paramétrage
ergonomie	Contenu des cases (lettres, caractères spéciaux, chiffres)
Fonction de transparence	réglages
clavier	Permanence possibilité de le programmer Achat de claviers déjà personnalisés
paramétrage	Possibilité de régler taille et forme du clavier, taille et police des lettres sur les touches du clavier Modification de l'ordre des touches Touches fonctions disponibles Clic automatique réglable
Aide à la saisie	Prédiction Correction automatique
Contenu des cases	Lettres, chiffres, fonctions, mots, pictogrammes

Tab.1 : critères de comparaison des claviers (Garches)

Dans les expérimentations, il est certain que si une personne (qui n'est pas aveugle) ne peut se servir d'un ordinateur, c'est-à-dire voir et lire l'écran, puis sélectionner, pointer et cliquer sur une information, un clavier virtuel est inutilisable.

Nous avons expérimenté que les problèmes d'accès à un ordinateur se situaient, dans l'ordre, au niveau : i) de la vision (il faut pouvoir lire ou repérer les touches du clavier, qu'il soit réel ou virtuel) ; ii) du geste (il doit être précis pour frapper la touche choisie) ; iii) du contrôle de la frappe (un retour sonore bien articulé en français assure que la frappe est juste) ; iv) de la gomme (pour corriger une mauvaise frappe). Il est clair que la vision et le geste doivent pouvoir se coordonner d'une manière ou d'une autre. Ces contraintes sont bien présentes dans le tableau 1 ci-dessus.

Face à la détresse des personnes sans communication (mais pas sans pensée ni sans désir de communiquer), nous ajoutons trois contraintes principales, un coût très bas (si possible gratuité, mais conditionnée à une maintenance assurée), un retour sonore intelligible, indispensable dans le cas d'une très mauvaise vision, et une compatibilité de programmation java qui permet la portabilité et l'usage du clavier dans des logiciels de texte, de courriel ou même de programmation.

En situation, il faut procéder par essais-erreurs, l'idéal est alors de disposer d'un générateur de claviers qui facilite sur place la mise en place d'une configuration adaptée, qui pourra au fil des usages s'affiner de plus en plus. C'est en voulant aider une personne (G.) de très bon niveau intellectuel mais porteuse de séquelles d'un

traumatisme crânien sévère que nous avons décidé de construire un clavier virtuel alphabétique reconfigurable, éditable et personnalisable en temps réel.[2]

III. CREATION DE CLAVIERS ADAPTES A PARTIR D'ELASTICLAV

A. Etendre le clavier minimal jusqu'à intégrer la totalité des fonctions

Après avoir recensé les conditions minimales de configuration d'un clavier virtuel, nous souhaitons étendre le clavier minimal par paliers au vu des difficultés de catégories d'utilisateurs. Pour cela, en réponse aux critères de premier niveau de Garches, nous proposons un générateur de clavier, « elasticlav », qui permet en une dizaine de minutes à une personne sans connaissance particulière de créer le clavier spécifique à un cas donné, et de continuer à adapter simplement ce clavier en temps réel au cours des expérimentations et des usages. En effet, un même utilisateur peut progresser ou régresser dans sa pratique d'un dispositif, selon l'évolution de ses infirmités, sa fatigue ou ses objectifs.

Nous nous interrogeons ensuite sur les extensions possibles de ces claviers, en particulier l'ajout de touches nouvelles, qui ne seront plus les calques des touches physiques habituelles, mais des touches imagées, calques cette fois d'un espace contextuel particulier. Ces deux options, touches physiques et touches imagées, correspondent à deux modes d'écriture, l'écriture alphabétique et l'écriture pictographique. Les deux écritures produisent deux types de documents différents, des textes, et de l'image.

B. Les fonctions de paramétrage d'Elasticlav

Le clavier Elasticlav doit stimuler une communication souvent absente, voire la rendre possible de manière autonome. Le clavier doit aussi être adaptable, en temps réel, à un éventuel large spectre de contraintes dues à l'utilisateur, qui peuvent être un déficit visuel, une faible amplitude des mouvements, des tremblements, des difficultés à parler, etc.

Nous avons alors retenu les possibilités présentées dans le tableau 5[3].

Pour des raisons de droit d'utilisation et d'expérimentation la plus large possible, ElastiClav utilise la synthèse vocale Vocalyse gratuite mais à usage non commercial. Elle est intégrable en java afin d'assurer la portabilité multi-plateforme et assure une meilleure qualité sonore que les autres synthèses vocales gratuites que nous avons répertoriées (Une autre synthèse vocale est à prévoir dans le cas d'une commercialisation d'ElastiClav).

En résumé, ElastiClav permet à ce jour :

- l'édition simplifiée de claviers virtuels par insertion de un ou plusieurs boutons simultanément,
- l'écriture textuelle interne ou externe à l'application,
- le retour sonore des noms de boutons ou du texte écrit dans la zone de texte intégré en réponse à un handicap visuel,
- l'insertion d'images ou de pictogrammes,
- le lancement de fichiers,
- la création de bouton de message textuel,
- le redimensionnement de la fenêtre et des touches,
- le changement des couleurs,
- la fonction zoom des touches par passage du pointeur de la souris sur celles-ci, pour répondre à un handicap visuel.

C. Pourquoi configurer ?

Si la mesure de performance intrinsèque d'un clavier en laboratoire sur des textes imposés lui garantit une certaine efficacité, l'expérimentation de terrain montre l'importance des conditions d'accès à l'ordinateur : même si l'organisation des écrans est parfaitement optimisée selon les critères de laboratoire, l'apprentissage du dispositif dans son ensemble puis le travail d'écriture peuvent se révéler fastidieux. Au total, des évaluations plus qualitatives, telles que la satisfaction de l'utilisateur et son contexte d'usage, les nouveaux domaines qui lui sont peu à peu rendus accessibles, sont aussi à prendre en compte.

Il ne suffit pas de placer les touches sur un écran, leur disposition relative est essentielle, en particulier pour ce qui concerne l'ordre des lettres : calque du clavier physique, alphabétique, ESARIN, …

Optimiser l'organisation des touches était essentiel dans le cas que nous présentons, c'est pourquoi nous détaillons maintenant ce qui est possible avec notre clavier.

D. Organiser les touches

A priori, tout le monde connaît l'ordre alphabétique, celui qui avait été choisi pour les premiers minitels, et c'est la première disposition à proposer aux personnes

[2] Nous ne décrivons pas ici les laborieuses 5 séances de 3 heures ave l'ergothérapeute , auxquelles il faut ajouter le soutien de bénévoles, dont le résultat se résume à quelques lignes d'un chant.

[3] Pour des raisons de lisibilité, ce tableau est placé à la fin du texte sur une seule colonne.

peu familiarisées avec les claviers azerty des ordinateurs. Il s'agit ensuite d'organiser les lettres en ligne/colonne, avec une taille suffisante pour qu'elles puissent être lues, et un rapport nombre de touches par lignes qui tienne sur l'écran. C'est ici qu'une possibilité de déplacement des lettres soit par bloc soit individuellement est intéressante pour ne pas rendre les configurations fastidieuses. On ajoute la faculté de gérer la couleur des touches et de leur bord, leur forme et leur taille par bloc ou individuellement. Les claviers esarin et jesarin, a priori préférables puisqu'ils proposent un ordonnancement des lettres suivant leur fréquence d'apparition en français, posent très vite un problème de disposition : comment grouper les lettres ? autour d'un centre ? en rectangle ? quelles largeur et longueur choisir ? quelle forme de boutons ? On voit rapidement que l'organisation ne peut se faire qu'avec la collaboration de l'utilisateur, mais que peut-être il faudra tout modifier après les premiers essais. Si le premier arrangement a été très long, tout refaire peut rapidement devenir rebutant, c'est pourquoi des claviers préconfigurés, facilement transformables, sont proposés. C'est aussi dans ce cas que les modifications par groupe deviennent intéressantes à l'usage.

Multiplier les touches pose la question de leur emplacement dans l'ensemble du clavier. Suivant la culture de l'utilisateur, la ponctuation est demandée (le point, la virgule, le point d'exclamation et le point d'interrogation, marqueurs d'humeurs que la voix blessée ne rend plus). Le changement minuscule/Majuscule, assez compliqué à gérer, en cas de geste difficile et de vision défectueuse, paraît moins important. Le garnissage du clavier à partir d'un clavier minimal dépend donc très fortement de l'utilisateur.

IV. EXPERIMENTATIONS

A. Cas d'une vision très déficiente

Nous illustrons notre propos avec l'exemple de G., traumatisé crânien, porteur d'une vision très déficiente. L'expérimentation a été réalisée avec un écran de 20 pouces encadré de bandes rouges pour être bien repéré, et l'affichage de lettres blanches sur fond noir de 10cm de hauteur. Une « loupe » grossissait la lettre pointée puis disparaissait dès sa sélection, un gros pointeur a été installé. Tout ceci étant encore insuffisant, un retour sonore a été associé au survol des touches par le pointeur de la souris. Cette configuration demandait alors de survoler lentement les touches (pour ne pas brouiller les indications sonores) et de s'appuyer sur la mémorisation de leur disposition.

L'utilisateur (G) préférait a priori un clavier jesarin, mais au constat de ses problèmes de vision, l'ordre alphabétique habituel s'est révélé plus efficace.

Fig.1 : exemple de clavier généré par Elasticlav

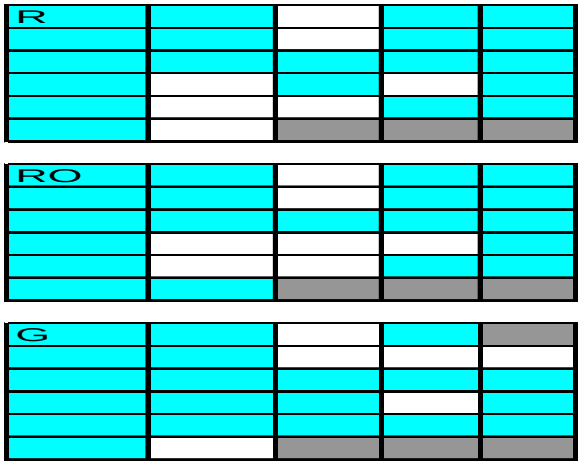
B. Quelques résultats

D'autres tests du clavier ont été réalisés dans un cadre médicalisé en collaboration avec des ergothérapeutes et avec des utilisateurs volontaires (tableau 2) ayant besoin de mieux se faire comprendre de leur entourage. Il s'agit de séances en autonomie ou avec un accompagnement.

	Handicap
R	Impossibilité de parler et d'écrire; Incapacité à se déplacer.
Ro	Paralysie du côté droit (il est droitier et amputé de l'index gauche) → impossibilité de communiquer par écrit
G	Amplitude des mouvements réduits; Difficultés à voir, à parler et à se concentrer; Impossibilité de communiquer par écrit.

Tab 2: tableau des personnes ayant utilisé elasticlav

Dans chacun des cas sévères présentés, la personnalisation du clavier ne s'est pas faite d'emblée. C'est ici que la collaboration de l'équipe de recherche avec l'utilisateur final prend tout son sens : les expérimentations du logiciel en laboratoire étaient satisfaisantes dès le départ, mais la nécessité de créer de nouvelles facilités ergonomiques liées aux différentes améliorations du pointage ont surgi peu à peu. Un processus de développement en cycle faisant intervenir l'utilisateur, l'ergothérapeute et l'équipe de création-développement s'est révélé absolument nécessaire, et fructueux. Le tableau 3 indique l'utilisation des fonctions proposées par Elasticlav dans le tableau 5 pour chacun des expérimentateurs handicapé.



Tab.3 : comparaison de 3 configurations d'Elasticlav par rapport au tableau 5 des possibilités : les cases blanches sont les possibilités non utilisées.

	Situation	bénéfices
R	Impossibilité pour les équipes soignantes d'évaluer ses capacités réelles, notamment celles qui déclinent	Problèmes de vision identifiés; Patient de plus en plus impliqué dans les décisions le concernant; Projet de vie réactualisé (heures d'orthophonie programmées); Il exprime ses souhaits →tremplin vers la marche.
R o	Capacités cognitives du patient quasi-intactes; Il s'agit pour lui de participer à des activités extra-centre.	Implication personnelle du patient pour écrire à sa sœur; Il lui a été proposé d'écrire dans la gazette du centre où il vit.
G	Impossibilité pour les équipes soignantes d'évaluer ses capacités réelles.	Identification d'un très gros problème de vue – personne très volontaires désireuse de communiquer par courriel avec un grand nombre d'amis sur des sujets de son ancienne profession (ingénieur)

Tab.4 : résultats des configurations d'Elasticlav suivant les utilisateurs

Elasticlav est une composante alphabétique du programme de recherche Palliacom. Les facilités de reconfiguration de ce clavier virtuel, à partir de claviers virtuels disponibles déjà construits, lui permettent d'être proposé à une personne mutique connaissant l'écriture alphabétique. En ce sens, Elasticlav peut servir d'outil diagnostic pour repérer des problèmes visuels et évaluer les possibilités de communication. Ne pas pouvoir communiquer ne signifie pas ne pas vouloir ou penser. Rendre la communication à une personne que sa déficience a contribué à marginaliser peut lui faire revoir un projet de vie jusque là très pessimiste. Lorsqu'il a pu montrer qu'il savait ce qu'il désirait, M.R. a vu son dossier médical réouvert, et des séances d'orthophonie et de kinésithérapie lui ont été octroyées. De son côté, ayant montré à son entourage, grâce au clavier, qu'il n'était pas réduit à un état passif, et que ses capacités d'écriture étaient d'un bon niveau, il a préféré porter ses efforts vers la rééducation de la marche.

Lors de la découverte du clavier, les utilisateurs écrivent en premier lieu, leur nom, c'est la prise en main du dispositif, qui peut prendre plusieurs heures, et que nous pouvons considérer comme un premier résultat. Ensuite, une phrase importante concernant leur situation dans l'établissement, qu'ils n'avaient pas pu prononcer jusque-là. Nous croyons que c'est cette phrase qui justifie le mieux la nécessité de notre outil. ElastiClav se révèle à l'usage être un *outil-diagnostic*, un *outil -tremplin* vers de nouvelle activités et un *outil de réinsertion sociale*.

V. CONCLUSION

Si l'on compare, au vu des expérimentations en situation réelle, les fonctionnalités du clavier Elasticlav avec les critères présentés dans le tableau 1, dans les cas que nous avons suivis, les paramètres de défilement n'ont pas été utiles, non plus que les fonctions de transparence ou de clic automatique. La possibilité de prédiction[4] et de correction automatiques était disponible (outil VITIPI) mais au vu des difficultés de vision et des erreurs de prédiction en situation, la correction de mauvaises prédictions se serait avérée plus difficile que la saisie lente utilisée. En reprenant les critères du tableau 5, nous séparons la rubrique accès, qui relève de dispositifs externes, des autres rubriques qui concernent d'une part le contenu et la présentation des touches, d'autre part l'aide cognitive à la saisie. Nous souhaitons, au fil d'autres expérimentations, améliorer les critères de ce tableau, et nous proposons de l'utiliser comme ci-dessus (tableau 3) pour chaque utilisateur, mais en numérotant l'entrée de chaque critère dans un ordre temporel, afin de comprendre si des parcours généraux peuvent être mis en évidence selon les handicaps et les possibilités des personnes. Nous serions alors en mesure de proposer, d'une part, comme actuellement, des configurations de départ à ajuster, et d'autre part, un parcours d'élaboration de configuration pratiques pour les accompagnants. Ces parcours seraient aussi des indications de préférences

[4] Nous restons assez réservés concernant les prédictions et corrections automatiques, pour plusieurs raisons : il faut contrôler, accepter, refuser ou effacer une mauvaise prédiction, ce qui revient à une double tâche difficile à gérer surtout en cas de vision défectueuse.

cognitives révélatrices de styles d'écriture ; nous pensons à la demande de ponctuations variées qui nous a été faite, à laquelle nous n'avions pas pensé à ce stade d'utilisation déjà très difficile à mettre en place : les expérimentations se sont surtout heurtées aux caractéristiques des touches et à leur agencement global.

Nous proposons de différencier les claviers virtuels en deux catégories : les claviers qui reproduisent à l'écran les touches des claviers physiques (qui contiennent les touches alphabétiques, numériques, fonctionnelles) ; et les claviers plus généraux qui permettent d'afficher sur les touches des images auxquelles peuvent correspondre des mots ou des parties de texte ou autre chose pour une communication dialogique. Cette dernière catégorie est plus difficile à organiser et à gérer pour des accompagnants novices, elle rejoint la question d'organiser sémantiquement des images. Intervient ici aussi très fortement l'objectif de l'utilisation de ces images : apprentissage d'ontologies, communication par mot-clé ou substitut d'écriture alphabétique. Il est clair que, pour que l'utilisateur s'y retrouve, la présentation des claviers sera différente dans chacun de ces cas, et qu'il faut donc pouvoir gérer des groupes de touche aux caractéristiques identiques par blocs dans le processus de configuration des claviers.

En définitive, sauf s'il s'agit uniquement d'écriture alphabétique, nous ne croyons pas à un clavier bon-à-tout-faire, il faut au minimum séparer les compétences (alphabet ou pictogrammes) et dans ce dernier cas, être conscient de ce qu'on attend de l'usage des pictogrammes dans la communication.

Nous avons proposé un début de catégorisation des claviers virtuels sur des critères d'accès, de configuration des touches, d'objectif de communication. Les trois critères sont évidemment liés mais il nous semble qu'ils peuvent contribuer à définir des profils de premier niveau, plus simples à personnaliser ensuite en situation.

Zone de texte	Interne au clavier virtuel	Externe au clavier virtuel	Bouton permettant d'écrire un message	Ecriture ou copie du texte dans une autre application
Disposition des boutons du clavier	insertion simultanée de un ou plusieurs boutons par glisser/déposer	insertion d'un groupe de boutons dans l'ordre souhaité	Repositionnement de un ou plusieurs composants simultanément	Alignement des composants sur une grille réglable en hauteur et en largeur
Contrôle auditif	Retour vocal au survol de chacun des boutons	Retour vocal sur clic du bouton	Ajout de nouvelles prononciations dans un dictionnaire pour la synthèse vocale	lecture du texte produit sur demande
Contrôle visuel	Zoom des boutons au survol	Gros pointeur (max 128x128 pixels)	Paramétrage des couleurs par bouton ou par groupe de boutons	Paramétrage de : taille, forme, contour par bouton ou par groupe
Fonction des boutons	3 états possibles pour chacun des boutons (hors bouton d'édition)			

Tab.5 : fonctionnalités d'Elasticlav

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] J.Bouteille, S.Pouplin. "Les claviers virtuels". Rapport. Plate-forme Nouvelles Technologies, Hôpital R.Poincaré,Garches.http://www.handicap.org/IMG/pdf/Tableau_recapitulatif_des_claviers_virtuels_-_PFNT_-_Janvier_2011.pdf

[2] Biard N., Dumas C., Bouteille J., Pozzi D., Lofaso F., Laffont I. « Apports de l'évaluation en situation de vie à partir d'une étude sur l'intérêt de la prédiction de mots auprès d'utilisateurs de synthèse vocale ». Actes Handicap 2006, Paris. p. 145-148. 2006.

[3] Antoine J.-Y., Maurel D. (2007) 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. Traitement Automatique des Langues, TAL, vol. 48, n° 2., 9-46

[4] Abraham MY., Rannou S., Guyomar M., Seys B., Breton O., Lecornu L., Brunet G., Puentes J., La palliation du langage : une recherche interdisciplinaire ASSISTH 2011 : 2ème conférence internationale sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situation de handicap, CNRS Paris : 17-19 janvier 2011, Paris, France, 2011

[5] Guyomar M.,, Rannou S., Abraham MY., La prise en compte des utilisateurs : de la conception à l'usage d'une TIC.ASSISTH 2011: 2ème conférence internationale sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situation de handicap, Paris : CNRS, 17-19 janvier 2011, France, 2011.

[6] http://vocalyse.polytech.unice.fr/pages/index.php?page=Accueil

Remerciements : 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). Les enquêtes d'usage ont été en partie financées par le projet ASOSC ACADIAL (Région Bretagne). Les auteurs tiennent à remercier les participants à cette étude.

Conception d'un forum en ligne accessible aux personnes sourdes signantes

Zahen Malla Osman, Jérome Dupire
Centre d'Etude et de Recherche en Informatique et Communications
Conservatoire National des Arts et Métiers
292 rue St Martin, 75003 Paris, France
{zahen.malla_osman, dupire}@cnam.fr

Résumé : Nous décrivons la conception d'un forum en ligne, dont l'originalité est de n'utiliser que la vidéo comme modalité de communication. Le but de ce travail est de fournir une version, accessible aux personnes signantes, d'un espace d'échange largement plébiscité par les utilisateurs du web. Complémentaire du système de chat vidéo (en temps réel), le *Forum LSF* est un outil asynchrone, qui n'impose pas aux utilisateurs d'être présents en même temps devant leur ordinateur pour communiquer. Par sa nature asynchrone, le *Forum LSF* est un espace d'archivage qui constitue, au fil du temps, une véritable bibliothèque numérique.

Mots clés : Sourd, handicap, forum, internet, communication, langue des signes, LSF, bibliothèque numérique.

I. INTRODUCTION

La surdité est un handicap dont les effets sur l'éducation des personnes sont parmi les plus marqués. Actuellement en France, 80% des personnes sourdes peuvent être considérées, à différents niveaux, comme illettrées, ce qui implique que l'accès à la lecture est difficile ou impossible pour elles.

La presque totalité des moyens de communication est écrite, que ce soit les journaux, les publicités, les courriers et le Web n'échappe pas à cette règle. Le texte est le substrat principal des sites internet. Sans maitriser une forme écrite de langage, personne ne peut mener une navigation efficace, ni interagir avec les informations présentées au sein de ces sites.

Le forum de discussion en ligne est devenu un outil de communication majeur. Nous pouvons aujourd'hui utiliser un forum en ligne pour communiquer avec des amis, consulter ou partager des actualités ou échanger des informations sur un sujet sportif, politique ou artistique. Les forums de discussion en ligne offrent également une piste éducative. Nous pouvons, par exemple, affiner notre connaissance d'un langage de programmation en bénéficiant des connaissances d'une communauté sur un forum dédié. Le forum en ligne, sous sa version textuelle actuelle, est un outil incontournable du web moderne.

Un moyen mis en œuvre pour rendre accessible un contenu aux personnes sourdes est de proposer une alternative signée sous la forme d'une vidéo.

Nous constatons pourtant aujourd'hui que même des sites internet à destination des personnes sourdes (*Websourd*[1] par exemple) ne proposent une alternative signée que pour leurs entrées de menus et se limitent au texte pour tout ou partie du reste de leurs contenus. Si ces tentatives de compensation commencent à être visibles sur les sites web spécialisés, les forums de discussion en ligne ne bénéficient pas de cette accessibilité.

Un site dont les contenus s'appuient exclusivement sur le texte représente le cas le moins favorable pour son appropriation par les utilisateurs sourds et c'est exactement le cas du forum de discussion en ligne. L'originalité de notre travail se trouve dans l'approche innovante de la conception, en réalisant un outil basé sur l'utilisation de la vidéo, directement utilisable par les personnes signantes, sourdes et entendantes, avant d'envisager son accessibilité vers les personnes non signantes.

II. ETAT DE L'ART

Depuis une dizaine d'années, des propositions technologiques ont été faites dans le but de faciliter la communication entre les personnes sourdes ou entre les personnes sourdes et les personnes entendantes.

[1] http://websourd.org

Des systèmes de chat vidéo, comme les logiciels libres *OOVOO*[2], *Skype*[3] ou *Live* Messenger[4], permettent à des utilisateurs sourds signants de communiquer, à distance, en face à face ou à plusieurs, à l'aide d'une webcam. Ce système compense bien l'usage du téléphone par sa nature synchrone mais présente les mêmes faiblesses que ce dernier, à savoir :

- la nécessité que les différents protagonistes soient disponibles au même moment,
- la nécessité de disposer, à ce moment précis, du matériel nécessaire (ici, un ordinateur équipé d'une caméra)
- et l'absence de trace pérenne des informations échangées durant la communication.

Le projet Mak-Messenger [1] a été déployé dans le domaine de l'enseignement pour aider les étudiants sourds et malentendants à apprendre la langue des signes. Cette application permet de diffuser des messages sous la forme des signes entre les utilisateurs en utilisant une interface similaire à un système classique de chat. Cette technologie d'apprentissage peut être utilisée pour traiter les besoins éducatifs des personnes sourdes.

Le projet Mobile ASL [2], utilise la communication sans fil. Cette application permet de capturer la vidéo par la caméra de téléphone portable et la transférer à un autre portable en temps réel. Il s'agissait d'évaluer la portée des contraintes imposées par le dispositif mobile sur la taille et la qualité des vidéos.

Le système LMS [3] utilise des vidéos en Langue des Signes Grecque pour traduire tout un texte dans un environnement d'apprentissage. Ce système est conçu notamment pour les personnes sourdes qui veulent améliorer la maitrise d'une langue. Il propose une interface bilingue, textes et vidéos ainsi qu'un système de tchat vidéo en temps réel.

Ces deux projets exploitent la vidéo pour une communication synchrone (en temps réel) entre les utilisateurs et ne permettent pas de communication en temps différé.

Des chercheurs de l'université de Washington ont porté le projet ASL STEM Forum [4], qui propose un espace d'échange, pour les personnes sourdes, afin d'affiner la compréhension de concepts manipulés dans des cours de sciences à l'université, ainsi que leur traduction en LS Américaine. Ce forum propose une interface mixte, texte et vidéo, qui est cohérente avec le contexte d'usage (l'enseignement supérieur). Son utilisation est initialement destinée à des étudiants (universitaires) ce qui implique que la maitrise de la lecture et de l'écriture est acquise. Mais même dans ce cas, l'usage de la vidéo permet d'augmenter significativement l'accessibilité du site.

III. LE FORUM LSF

La principale motivation de ce travail est de proposer aux personnes sourdes un outil de communication accessible et efficace, offrant le même confort et les mêmes fonctionnalités comme un forum classique basé sur le texte.

Nous avons pris le parti de créer un outil accessible à tous les utilisateurs sourds, sans discrimination liée à leur maitrise d'une langue écrite. Pour cela, toutes les informations disponibles sur le Forum LSF le sont sous forme de vidéos signées. Aucun texte écrit n'est présenté sur les pages du forum et nous ne demandons pas à l'utilisateur de saisir de texte dans le cadre de l'utilisation courante du forum. L'accès au forum est donc possible même si la personne signante ne maitrise ni la lecture, ni l'écriture. La connaissance d'une langue des signes (Française ou autre) est en effet le seul pré-requis pour pouvoir manipuler cet outil.

Le Forum LSF est un outil asynchrone. Il suffit d'enregistrer son message sous forme de vidéo, par exemple une question, et de revenir ultérieurement pour consulter la ou les réponses. Au delà des contraintes de disponibilité évoquées auparavant, cette caractéristique devient un avantage majeur dans certains contextes, pour compenser par exemple un fort décalage horaire entre deux interlocuteurs.

Le Forum LSF peut également être considéré comme une archive avec une capacité de mémoire à long terme. Dès lors, on peut envisager son utilisation dans des contextes particuliers, comme l'éducation (mise en ligne de cours) ou l'administration (explication de démarches, expériences individuelles, "questions fréquentes", etc).

[2] http://www.oovoo.com

[3] http://www.skype.com

[4] http://messenger.msn.fr

A. *Architecture du Forum LSF*

L'architecture matérielle est classique dans le paysage de l'internet actuel. Il s'agit d'une machine (PC) sur laquelle sont installés un serveur Apache/PHP et une base de données MySQL.

Les particularités de l'architecture logicielle se déclinent en trois parties :

Flash Media Server

La partie gérant les flux vidéo est un composant logiciel installé côté serveur, Adobe Flash Media Server[5] (FMS). Cette brique logicielle prend en charge la diffusion et l'enregistrement des flux vidéo (*streaming*) au sein des pages web du forum. Côté client, un petit module développé Flash, développé en *Action Script*, communique avec celui-ci.

Bien qu'étant un outil propriétaire et payant dans sa version complète, nous avons choisi d'utiliser les technologies Adobe Flash dans la mesure où, à l'époque des développements, elle constituait l'unique solution disponible qui nous assurait un rendu stable et indépendant du navigateur utilisé. En effet, de nombreux sites web exploitent cette technologie et nombreux sont les utilisateurs à avoir déjà installé le plug-in Flash sur leur navigateur. Il constitue une forme de normalisation dans la gestion des flux vidéo qui nous intéressent.

FMS est payant dans sa version standard mais nous avons bénéficié d'une version gratuite pour les développeurs. Celle-ci est limitée sur le nombre de connexions simultanées de clients au serveur. Son utilisation en production n'est donc pas envisageable.

Flux BB

La structure de notre forum est dérivée de FluxBB[6]. C'est un forum open source développé en PHP, que nous avons modifié et complété. Les fonctionnalités courantes ont été préservées mais toutes les interfaces ont été adaptées aux spécificités de la vidéo. L'interface de saisie de message, par exemple, a été supprimée au profit d'une interface d'enregistrement de vidéo (fig. 1).

Fig.1 : l'interface d'enregistrement d'un message.

FFmpeg

FFmpeg[7] est une librairie de manipulation de vidéo, qui offre, par exemple, la possibilité de convertir les vidéos d'un format à un autre. Nous utilisons FFmpeg pour extraire des images des vidéos qui ont été postées sur le forum. Ces images seront utilisées par la suite comme vignettes, qui seront utilisées comme discriminant visuel des messages par les utilisateurs du forum.

B. *Navigation et interaction*

Un des défis de notre développement a été de trouver les solutions pour maintenir la fluidité de l'interaction malgré l'absence de texte, notamment dans la présentation et dans l'exploration des contenus du site, ainsi qu'un niveau de lecture efficace des vidéos présentées. Les interactions se font exclusivement grâce à la souris et le clavier n'est jamais indispensable.

La hiérarchie du Forum LSF se compose de trois niveaux (fig.2) : catégories/forums, discussions et messages. La page d'accueil présente les catégories hébergées au sein du Forum LSF. En cliquant sur la vignette d'une de ces catégories, les utilisateurs accèdent aux différentes discussions. De la même manière, en cliquant sur la vignette d'une discussion, les utilisateurs obtiennent les différents messages échangés dans le cadre de cette discussion.

[5] http://www.adobe.com/devnet/flashmediaserver.html

[6] http://www.fluxbb.org

[7] http://www.ffmpeg.org

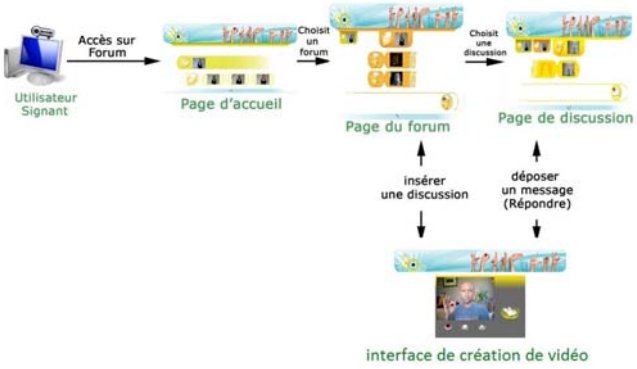


Fig.2 : Navigation dans le Forum LSF.

Nous avons conçu les pages du Forum LSF de façon à préserver une certaine simplicité, tout en étant agréable visuellement et intuitif. Plusieurs choix de conceptions ont été implantés afin de répondre à ces critères.

Tout d'abord, nous associons systématiquement deux images, une icône et une vignette, pour décrire un certain contenu. Par exemple, sur la page d'accueil (fig. 3), le cartouche "catégorie" se compose d'une icône représentant un dossier qui collecte plusieurs fichiers et d'une autre image, la vignette, qui traduit le titre de la catégorie. Cette vignette pointe vers une vidéo qui est lue lorsque le pointeur de la souris est positionné dessus (fig.7). Cette combinaison nous permet de proposer deux modes de présentation, un statique et un dynamique, afin de prendre en compte les différentes expertises de navigation des utilisateurs.

Nous avons également mis en place un code couleur afin de typer chaque niveau de la hiérarchie du forum: catégories en vert, forums en orange et discussions en jaune. Ce codage se retrouve sur les onglets présents en haut, à gauche de l'interface et complète efficacement la double présentation icône/vignette décrite précédemment. Ces onglets permettent de situer l'utilisateur entre les différents forums et catégories existants.

Fig.3 : La page d'accueil du Forum LSF.

Fig. 4 : La page d'un forum du forum LSF.

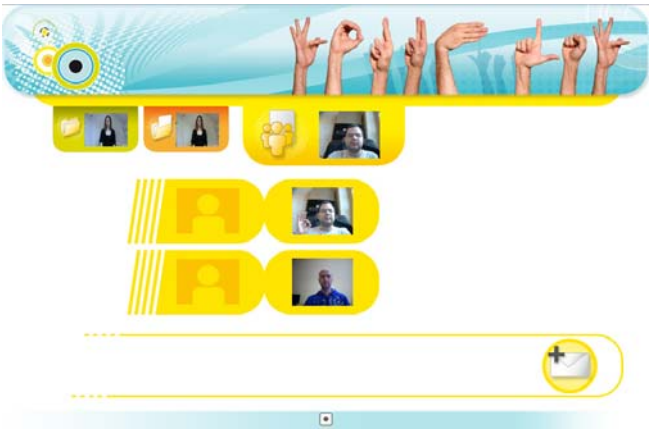


Fig.5 : La page d'une discussion du forum LSF.

Lecture des vidéos

Une vidéo (de catégorie, de discussion ou de message) est lue en positionnant la souris sur sa vignette. Pour réaliser cela, notre outil appelle un script en JavaScript qui exécute un code PHP (video_Reponse) en utilisant AJAX. Ce code PHP implante un lecture Flash qui se connecte avec le FMS pour obtenir la vidéo demandée et la diffuser (fig.6).

La vidéo demandée apparait alors, à côté de la vignette, dans une fenêtre d'une taille de 200×160 pixels (fig.7). Cette taille a été jugée la plus efficiente à la suite d'une expérience consistant à faire évaluer à des utilisateurs sourds différentes tailles de vidéos signées. Si l'utilisateur déplace son curseur hors de la vignette, la vidéo est arrêtée et la fenêtre correspondante disparait.

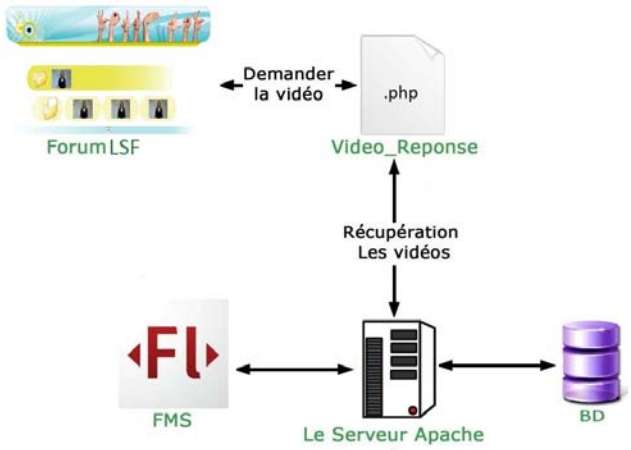


Fig.6 : Lecture des vidéos.

Fig.7 : L'effet de placement du curseur sur la vignette.

Enregistrement des vidéos

La version actuelle de Forum LSF permet de créer des discussions ou de déposer des messages. La fonction de création de nouvelles catégories est sous le contrôle de l'administrateur du forum. Si un utilisateur souhaite créer une discussion ou déposer un message en cliquant sur les icônes correspondantes, notre outil appelle l'interface de d'enregistrement de vidéo (fig.1) qui implante un enregistreur Flash réalisé en Action Script 3, intégrant pour le moment quatre fonctionnalités : enregistrer, arrêter, revoir, valider. L'enregistreur Flash permet d'enregistrer les vidéos en utilisant la caméra de l'ordinateur, en lien avec le module FMS côté serveur. Une fois la vidéo validée, un code PHP (post) intégrant FFmpeg va en extraire une vignette, puis enregistrer l'image extraite et la vidéo dans la base de données (fig. 8).

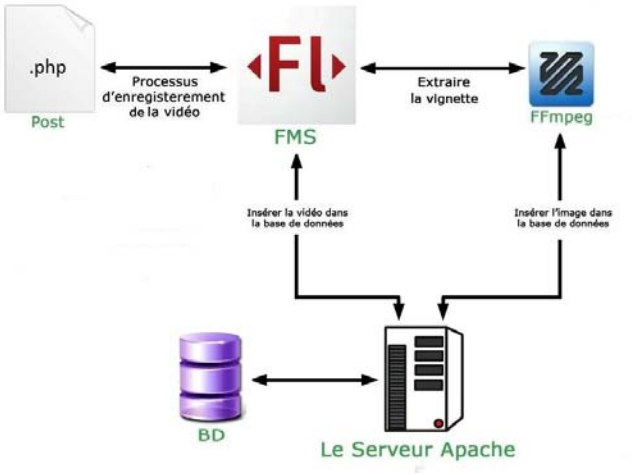


Fig.8 : Enregistrement des vidéos et création des vignettes.

IV. EVALUATIONS

Au delà des expériences évoquées précédemment, nous avons proposé à plusieurs personnes sourdes d'utiliser le Forum LSF.

Le premier constat est que ce type d'outil (un forum de discussion en ligne) n'est pas très bien connu par les personnes sourdes. Cela rejoint notre propos en introduction, qui plaçait les versions habituelles (textuelles) des forums à un degré d'inaccessibilité élevé pour cette population. Dès lors, leur utilisation et leur fonctionnement restent flous.

En revanche, après en avoir expliqué le fonctionnement et les finalités, toutes les personnes contactées nous ont fait part d'un grand enthousiasme, en envisageant de nombreux contextes d'utilisation.

Ces premiers retours, très positifs, nous encouragent à poursuivre les développements.

V. PERSPECTIVES

La version de notre forum est en cours de développement. Nous travaillons sur les améliorations suivantes :

L'étude d'une authentification s'appuyant non plus sur une saisie de texte via le clavier virtuel mais sur une entrée vidéo de l'utilisateur.

Le remplacement de FMS par un moteur de diffusion de contenus multimedia, libre de droit, comme RED5[8] et le portage de l'interface vers HTML5. Cela permettra

[8] http://www.red5.org

d’offrir un forum accessible, gratuit et détaché de toute contrainte propriétaire.

Nous intégrons en ce moment des vidéos signées d'aide sur les différents objets interactifs de l'interface.

De même, nous projetons d'évaluer cet outil dans son utilisation par des personnes pratiquant le Language Parlé Complélé.

A l’issue de ces travaux, nous serons en mesure de proposer un package cohérent, embarquant des mécanismes facilitateurs pour son déploiement (installeur).

L'objectif de ce projet est que le Forum LSF serve au rapprochement de différentes communautés, sourds, malentendants et entendants. Nous souhaitons donc nous rapprocher des équipes travaillant sur les problématiques de reconnaissance et de traduction automatique, depuis la langue des signes vers une langue écrite et inversement. Cette collaboration permettra d’envisager un véritable accès bilingue au xSL Forum et d'achever son accessibilité.

VI. CONCLUSION

Un outil de discussion en ligne, destiné aux personnes signantes, sourdes et entendantes, utilisant la vidéo en langue des signes comme modalité de communication, n'existait pas avant nos travaux. Il permet aux utilisateurs d’échanger leurs expériences et connaissances dans différents domaines, selon des temporalités jusqu'alors inexploitées en vidéo (communication asynchrone et fonction d'archive).

Au-delà de l’apport important pour la communauté sourde, notre architecture de forum en ligne a permis de proposer et d'évaluer des interactions non textuelles dans des situations où le texte ne peut pas ou plus être disponible. Cette expérience pourra être utilisée dans des contextes variés, dans lesquels l'écriture n’est plus aussi exploitable qu’à l’accoutumée (dispositifs mobiles, embarqués, absence de clavier, etc.)

VII. BIBLIOGRAPHIE

[1]Ohene-Djan, James and Zimmer, Robert and Bassett-Cross, James and Mould, Andrew and Cosh, Ben. “Mak-Messenger and Finger-Chat, Communications Technologies to Assist in the Teaching of Signed Languages to the Deaf and Hearing”, *IEEE trans. on Advanced Learning Technologies*, 744-746, 2004.

[2]Cavender, Anna and Ladner, Richard E. and Riskin, Eve A. “MobileASL : Intelligibility of sign language video as constrained by mobile phone technology”, *ASSETS '06. ACM*, 71-78, 2006.

[3]Drigas, A. S. and Vrettaros, J. and Kouremenos, D.. “An e-learning management system for the deaf people”, *WSEAS*, 28:1-28:5, 2005.

[4]Cavender, Anna C. and Otero, Daniel S. and Bigham, Jefrey P. and Ladner Richard E.. “Asl-stem forum: enabling sign language to grow through online collaboration”, CHI '10. ACM, 2075-2078, 2010.

L’autonomie dans la communication palliative : jusqu’où est-ce possible ?

Sandrine Rannou[1], Marine Guyomar[1], Maryvonne Abraham[1,2,] Gwenaël Brunet[1]
[1] Télécom Bretagne
Département ITI, Image et Traitement de l’Information
Technopôle Brest-Iroise CS 83818
29238 Brest cedex 3 – France
[2] LaLIC, Maison de la Recherche
28 rue Serpente
75006 Paris
Email : {prénom.nom} @telecom-bretagne.eu

Résumé : Dans les projets d’équipement intégrant une aide technique à la communication, la demande ne vient pas des personnes rencontrant des difficultés de communication, qui ne peuvent s’exprimer : ce sont les accompagnants professionnels qui participent à l’apprentissage des personnes et qui prescrivent. Comment alors situer l’expérience Palliacom par rapport à la loi du 11 février 2005 pour l’égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées, qui inscrit les TIC comme moyens de compensation des conséquences du handicap ? Comment gérer le risque de rendre la personne en situation de handicap dépendante d’un accompagnement trop contraint dans l’usage du communicateur ?

Mots clés : handicap de communication, interdisciplinarité, communication langagière, apprentissages, évaluation, trajectoires d’usage

I. INTRODUCTION

A. Partage de la situation de handicap autour de la communication

La communication est une condition essentielle au développement de chacun et permet d’entrer en relation avec les autres et de s’intégrer à la société.

Les situations de communication difficile ou absente sont nombreuses, et peuvent être dues à des troubles plus ou moins sévères de la vision, de l’audition, de la parole, ou des fonctions mentales. Les troubles affectant ces quatre fonctions peuvent être cumulatifs, il peut s’y superposer des handicaps moteurs, qui augmentent les difficultés à trouver une palliation efficace [1].

Communiquer est un processus fondé sur l’échange entre deux personnes (locuteur et interlocuteur). Si l’une des deux se trouve en difficulté, la situation de handicap se partage autour de la communication. Les accompagnants évoquent les difficultés de compréhension face à une personne privée des facilitées des fonctions communicatives ordinaires (parole, geste permettant l’écriture). La situation peut générer à la fois de la frustration chez la personne en situation de handicap et chez les accompagnants (professionnels et/ou familiaux). C’est bien la relation qui est handicapée.

B. Objectifs du projet Palliacom

Le projet Palliacom vise la réalisation d'un communicateur multimodal destiné à assister l'écriture de textes par des personnes dont la communication est difficile voire impossible. Tout en s’identifiant autour d’un objet technique, le projet intègre d’emblée les questions des usages : pour qui, pour quoi et comment le communicateur est-il utilisé?

Les données issues des études d’usage sont gérées par une base de données et permettent de proposer à un nouvel utilisateur une adaptation fine de l’outil en fonction de ses compétences et des usages observés.

Les résultats présentés sont issus d’une recherche interdisciplinaire menée auprès de dix personnes porteuses de déficience intellectuelle avec troubles de la communication, orale et/ou écrite, et de deux accompagnants professionnels, orthophoniste et éducatrice technique spécialisée, ayant testé le communicateur Palliacom.

II. EVALUER L'USAGE DU COMMUNICATEUR EN SITUATION ECOLOGIQUE

Les TIC font parties des réponses possibles pour accéder et/ou maintenir l'autonomie de la personne en situation de handicap. [2, 3]. La confrontation avec les situations réelles fait apparaître que les performances techniques d'un outil ne sont pas suffisantes pour prédire un succès d'utilisation [4, 5]. Alors comment évaluer la valeur des TIC dans les secteurs de la santé et de l'aide à l'autonomie ? D'une part, la valeur accordée à l'objet technique ne peut se faire que dans l'usage par les acteurs [6, 7, 8], c'est l'appropriation sociale du communicateur dans le quotidien qui lui donne de la valeur ; d'autre part, il est nécessaire de savoir comment et en quoi l'insertion du communicateur mobilise, assiste ou remplace, voire améliore les capacités de l'utilisateur.

A. Méthodologie de réalisation de l'expérimentation

Le suivi longitudinal, sur trois ans, d'une cohorte de dix jeunes a été mis dans un Institut Médico-Educatif (IME). Le choix des jeunes s'est fait à plusieurs niveaux :

1) une présence de l'utilisateur sur les trois années du projet
2) un déficit de communication et une non-utilisation d'un outil de communication (PECS…), en partie pour ne pas perturber les jeunes dans leurs acquisitions
3) des capacités à pointer et à cliquer correctement
4) une capacité à rester « stable », c'est-à-dire assis à table devant un ordinateur
5) une prise en compte du projet personnalisé avec ses différentes prescriptions.

Tous, excepté un enfant, s'exprimaient à l'oral, généralement par des mots isolés.

Sept garçons et trois filles participent à l'expérimentation. Les jeunes sont répartis en deux groupes selon leur âge : cinq enfants de 8 à 12 ans en Section d'Education et d'Enseignement Spécialisé (SEES)[1] et cinq adolescents de 14 à 17 ans en Section d'Initiation à la Première Formation Professionnelle (SIPFPro). La moitié d'entre eux sont porteurs de trisomie et tous présentent des déficiences intellectuelles. L'orthophoniste accompagne les dix jeunes expérimentateurs tandis que l'éducatrice technique spécialisée suit le groupe des adolescents.

[1] Deux jeunes ont changé de section, passant de la SEES à la SIPFPro au cours de l'expérimentation.

Outre leurs parcours de vie et leurs déficiences intellectuelles, les utilisateurs se différencient par :

1) leur catégorie d'âge
2) leurs capacités de compréhension verbale et d'abstraction
3) leur langue maternelle

B. Étude de cas : analyse qualitative de trajectoires d'usage du communicateur

Durant les deux premières années, l'expérimentation en situation écologique a permis :

1) de caractériser différents types d'usage
2) d'apprécier les apprentissages de la langue française
3) et de souligner les effets de l'usage du communicateur sur l'utilisateur en termes de socialisation par l'accès à la communication.

Parce que le temps d'apprentissage est potentiellement plus long chez certaines personnes en situation de handicap, un temps long d'observation des séances d'apprentissage du communicateur sur le terrain a été nécessaire. Différentes configurations ont été observées : professionnel-communicateur, enfant-communicateur, enfant-professionnel.

Nos enquêtes socio-ethnographiques montrent que des progrès sont possibles. Le communicateur a permis dans une certaine mesure de compenser la faiblesse des échanges, d'élargir le champ du vocabulaire des jeunes et d'améliorer leur qualité de vie (estime de soi, bien-être, autonomie…).

Mais pouvons-nous être plus précis et savoir évaluer jusqu'où l'utilisateur destinataire peut « entrer » en communication ?

C. Analyse quantitative de la compensation du handicap

La troisième année a permis la mise en place de mesures plus quantitatives. La collecte des traces (fichiers TXL) et la création d'un outil analysant ces productions constituent nos premiers outils de mesure. Les mesures portent sur la stratégie d'écriture et la qualité des textes produits : étendue du vocabulaire, structures grammaticales utilisées, complexité de la phrase… et leur contexte de production. Cette évaluation du niveau linguistique devra permettre :

1) de cibler le vocabulaire de base
2) de savoir l'organiser
3) et de personnaliser le lexique en fonction des besoins spécifiques de chaque utilisateur.

La réalisation de films permettra de compléter cette approche quantitative relativement « statique » par une approche « dynamique ».

Les outils d'évaluation déjà existants dans les secteurs de la santé et du médico-social viendront compléter les critères de mesure que nous cherchons à mettre en place afin d'évaluer les usages du communicateur.

Dans cet article, nous présentons les premiers résultats concernant l'étude des différents degrés de communication permis par l'usage du communicateur.

III. LE COMMUNICATEUR : UNE AIDE A L'AUTONOMIE ?

A. L'autonomie : une approche plurielle

Les TIC font naître beaucoup d'espoirs et sont perçues comme la solution qui facilitera l'accès et le maintien de l'autonomie des personnes en situation de handicap. Mais qu'en est-il sur le terrain ?

Les observations socio-ethnographiques montrent que les utilisateurs ont progressé dans l'apprentissage de la langue française et dans la communication, leur permettant une plus grande autonomie [9]. Le communicateur, et les apprentissages qu'il permet, impactent directement les manières de communiquer et donc la relation. L'autonomie de la personne en situation de handicap peut être reconnue de trois manières [10] :

1) une autonomie fonctionnelle, qui autorise la (ou une plus grande) liberté de mouvement

2) une autonomie communicationnelle, qui permet à la personne en situation de handicap de développer son indépendance dans les échanges, sans que son message ait à être interprété ou traduit par une tierce personne

3) et enfin une autonomie relationnelle, qui offre à la personne des modes de sociabilité plus étendus

Ces trois notions ne s'opposent pas et sont souvent complémentaires ou combinées.

Nous situant par rapport à cette catégorisation, nous avons pu voir que l'aide technique à la communication est un soutien nécessaire à la personne en situation de handicap pour accéder à l'autonomie. Le communicateur lui permet de sortir du cadre strictement fonctionnel d'une communication « élémentaire » (les besoins du sujet). Les utilisateurs destinataires ont tous élargi leur compétences lexicales, ils savent désormais structurer correctement une phrase, ils accèdent à différents registres de la communication (transmettre, demander, répéter, plaisanter…) et de ce fait, certains prennent confiance en eux, et sont davantage à l'initiative de la communication. Le jeune devient acteur et producteur de quelque chose, déplaçant le statut de ce dernier qui acquiert de nouvelles compétences.

Les contextes de progrès et d'autonomisation, amènent les utilisateurs destinataires à repenser leur relation aux autres et les professionnels à adapter leurs pratiques professionnelles.

D'une part, la prise de distance par rapport à l'accompagnant peut être perçue de manière négative et mettre en cause l'usage du communicateur. « *Les éducateurs sont-ils frustrés, car quelque part ils perdent un peu de quelque chose vu que l'adolescent est plus indépendant…* » se questionne l'éducatrice technique spécialisée.

D'autre part, la prise d'autonomie des utilisateurs ne signifie pas toujours que l'accompagnant sera moins sollicité et ce peut être le contraire. Pour certains utilisateurs, le communicateur ne se substitue pas à l'aide humaine et le communicateur renforce la dépendance vis-à-vis de l'accompagnant professionnel. Le communicateur est alors un « prétexte » à la rencontre et à la communication. Par exemple, quelques jeunes n'utilisent pas systématiquement la synthèse vocale, permettant de vérifier si le pictogramme sélectionné correspond à ce qu'ils veulent dire, et préfèrent demander confirmation à l'accompagnant. Cette stratégie d'écriture pictographique mise en place par les utilisateurs destinataires souligne le besoin de garder la relation à l'Autre.

B. Du « faire à la place » à « accompagner dans le faire »

La pratique de l'écriture pictographique fait émerger un système collaboratif composé de l'utilisateur destinataire, de l'aide technique et de l'accompagnant. Nous avons répertorié trois situations d'usage du logiciel [11] :

1) l'accompagnant qui explore et prend possession du communicateur

2) l'accompagnant qui met en place ses propres méthodes d'apprentissage afin que la personne destinataire s'approprie le logiciel

3) la personne en situation de handicap qui est devient autonome

La relation du trio est redéfinie par la nouvelle potentialité octroyée à l'utilisateur. Différents degrés d'autonomie dans la communication ont été constatés :

1) une communication autonome-guidée, le guidage se faisant essentiellement dans la construction de la phrase et dans le choix du bon pictogramme

2) une communication autonome-sollicitée, l'utilisateur sait comment utiliser le communicateur mais il a besoin d'être stimulé ou sollicité l'aide de l'accompagnant dans la production de phrases

3) une communication autonome-spontanée, l'utilisateur communique quand il le désire, avec qui il le souhaite… Cette dernière étape est celle qui permet de participer pleinement à la vie sociale.

Nous n'avons pas observé cette situation d'usage mais le développement de l'usage du logiciel en dehors du colloque singulier et la quasi autonomie de certains utilisateurs laissent à penser que ce sera une prochaine étape effective au sein de l'établissement[2].

C. *Productions pictographiques : pour dire quoi ? comment ? à qui ?*

Le corpus d'analyse constitué de 1029 phrases a été récolté durant la 3ème année d'usage du communicateur. L'analyse du vocabulaire (fig.1) met en évidence que les enfants et les adolescents utilisent beaucoup de noms, qui donnent les contextes (récits de leur vie quotidienne et familiale, noms propres, héros enfantins). Pour ces deux catégories d'âge social[3], des lexiques particuliers de spécialités apparaissent (activités, famille…) qui sont fonction des centres d'intérêt de l'utilisateur et des contextes d'usage du communicateur. La progression dans l'apprentissage du vocabulaire ne semble donc pas être aussi linéaire que l'organisation séquentielle du vocabulaire proposé par le programme Makaton[4] [12].

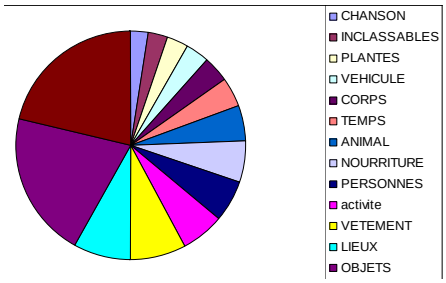


Fig.1 : Répartition des noms utilisés

Les jeunes donnent du sens à l'usage du logiciel, un sens qui semble être différent en fonction de l'âge. Deux actes de langage sont distingués : le communicateur permet aux enfants de faire une demande et aux adolescents de produire des récits de leur vie quotidienne et familiale (fig.2).

Fig.2 : Exemple de phrases produites en situation réelle

L'analyse des lexiques utilisés montre une prépondérance très nette du pronom « je », marqueur de petits récits de vie personnels. Le pronom « je » représente 80% des pronoms utilisés. Les récits peuvent ne comporter qu'une seule phrase, bien construite, mais celle-ci rend compte d'un souvenir vécu, ce qui est un très grand progrès pour des enfants qui jusque là restaient

[2] L'expérimentation se révélant positive, l'équipe professionnelle de l'IME a souhaité étendre l'usage du communicateur à la pédagogie globale de l'IME. Le communicateur est maintenant utilisé dans les groupes de vie, les activités, les ateliers professionnels…

[3] La notion d'âge social nous semble davantage pertinente que la notion d'âge biologique. Un jeune âgé de 15 ans peut ainsi être considéré comme appartenant à la catégorie « enfant » tandis qu'un autre jeune de 12 ans appartiendra à la catégorie « adolescent ». La catégorie d'âge social détermine notamment un vocabulaire spécifique en accord avec les problématiques liées à l'âge (« entrée dans l'adolescence »…). Les adolescents utilisant le communicateur ont les mêmes préoccupations que les adolescents « ordinaires », et un intérêt particulier pour la mode, la musique, …

[4] L'organisation séquentielle propose huit niveaux différents en commençant par les besoins élémentaires du sujet, puis les besoins liés à l'environnement familial, les besoins liés à l'environnement éducatif…).

mutiques et incapables d'ordonner des mots pour en faire une phrase.

Plusieurs stades sont distingués dans l'acquisition du pronom « je », et révèlent les capacités d'abstraction du jeune : d'abord représenté par la photo de l'enfant associée à son prénom, le pronom peu devenir une représentation graphique enrichie d'un attribut de genre (je masculin/ je féminin) ou neutre [13].

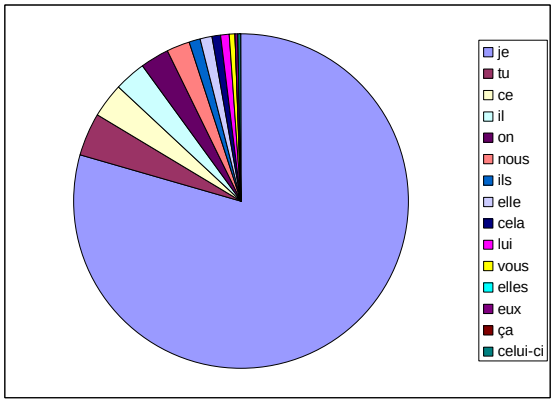


Fig.3 : Répartition des pronoms utilisés

Le vocabulaire de base est d'environ 400 mots chez les enfants. Ils construisent des phrases simples au présent ou à l'imparfait. Le degré de communication évolue de l'enfance à l'adolescence : d'une part, le vocabulaire est étendu quantitativement et qualitativement : les catégories « noms propres » et « objets » représentent 61% des noms utilisés par les enfants tandis que pour les adolescents, ces catégories ne représentent que 44% des noms utilisés ; d'autre part, la grammaire est enrichie avec l'apparition des prépositions et des relatifs (*qui*, *que*). Les prépositions *avec*, *à*, *dans*, et *pour*, permettent aux jeunes de complexifier leurs phrases.

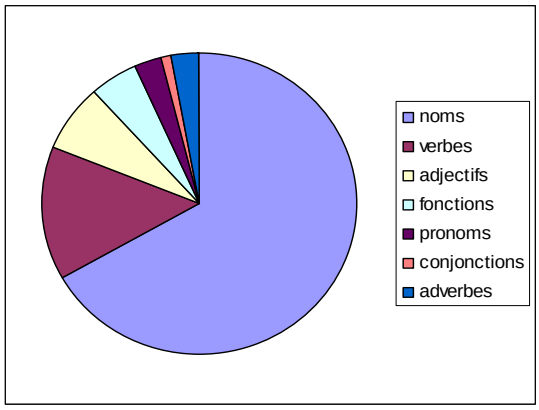


Fig.4: Répartition du vocabulaire utilisé par les enfants en SEES.

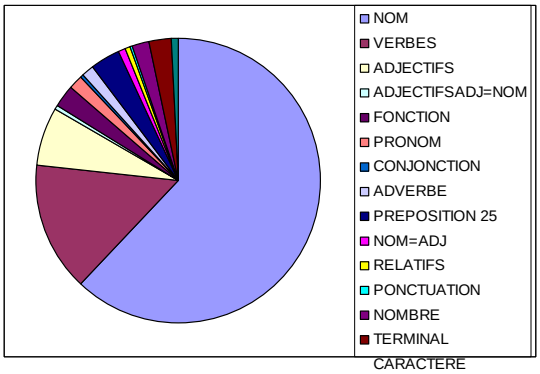


Fig.5: Répartition du vocabulaire utilisé par les adolescents de la SIPFPro

Quels que soient l'interlocuteur et le contexte d'usage, 15 verbes de base sont mis en évidence dans cette étude. Les adolescents y ajoutent des verbes d'apprentissage du métier (exemple de vocabulaire du domaine de la blanchisserie : travailler, aider, repasser, plier,…) et des sentiments (aimer).

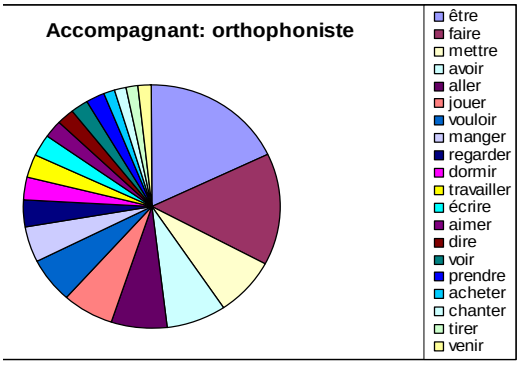


Fig.6: Répartition des 20 verbes les plus utilisés en colloque singulier avec l'orthophoniste

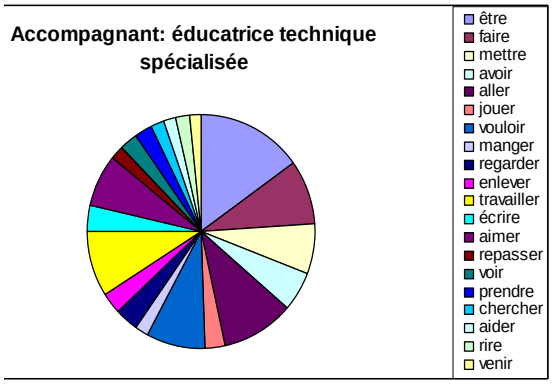


Fig.7 Répartition des 20 verbes les plus utilisés en colloque singulier avec l'éducatrice technique spécialisée

Le contenu du message produit semble être davantage déterminé par le contexte d'usage que par l'interlocuteur

auquel le jeune s'adresse. Les colloques pluriels impliquent de nouvelles dynamiques dans l'écriture et de nouveaux comportements :

1) les phrases des adolescents produisent sont moins structurées lorsqu'elles sont produites dans le groupe plutôt qu'en colloque singulier. La contrainte de temps peut en partie l'expliquer.

2) les adolescents écrivent moins de phrases concernant la sphère privée (famille…) et essaient davantage de se mettre en valeur vis-à-vis de leurs interlocuteurs. Et puis, contrairement à ce que nous aurions pu penser, l'usage du communicateur durant les activités professionnelles canalise le travail de l'utilisateur et son attention. Le communicateur permet de faire directement le lien entre l'activité et la production d'un message qui la concerne, donnant davantage de sens à l'usage de l'aide technique.

IV. CONCLUSION

Les enquêtes socio-ethnographiques réalisées montrent que l'accès à l'autonomie des utilisateurs dépend fortement :

1) des objectifs visés par les accompagnants professionnels dans l'usage du communicateur. Les deux professionnelles de l'IME souhaitent que les utilisateurs deviennent autonomes dans l'usage du communicateur au quotidien. C'est un réel outil de communication et non pas un outil de rééducation « au service des » professionnels [9], auquel cas, nous risquerions de répondre aux besoins des accompagnants sans prendre en considération les spécificités des personnes en situation de handicap pour assurer leur écriture de la langue

2) des exigences sur le niveau de communication : lexique de mots, lexique de phrases, écriture de la langue.

Entre ressenti des proches et satisfaction de l'entourage thérapeutique face à un outil, quel qu'il soit, permettant à un enfant mutique de faire comprendre ce qu'il désire, une catégorisation des situations d'apprentissage ainsi qu'un problème d'aide technique efficace se pose. Un vocabulaire de base, des lexiques particuliers et des niveaux de grammaire ont été différenciés selon les deux catégories d'âge. Un suivi à long terme permettra d'observer les écarts entre les utilisateurs selon des contextes d'usage à définir et des étapes « critiques ».

V. BIBLIOGRAPHIE

[1] M.Y. ABRAHAM, « Les télécommunications pour les handicapés », in Annales des télécommunications, Santé et technologies de l'information, tome 58, n°5-6, pp. 876-889, 2003

[2] B. POLLETI, Rapport sur les apports de la science et de la technologie à la compensation du handicap, Office parlementaire d'évaluation des choix scientifiques et technologiques, rapport d'information Assemblée Nationale n°1010 et Sénat, n°462, juillet 2008

[3] R. PICARD, TIC, santé, autonomie, services: évaluation de l'offre et de la demande, rapport du CGIET, avril 2009

[4] H. MOLLENKOPF, « Familles et technologies: des usages sociaux différenciés », Gérontologie et Société, n°75, pp.107-126, 1995

[5] S. PENNEC, F. LE BORGNE-UGUEN (sous la dir. de), Technologies urbaines, vieillissements et handicaps, Ed. ENSP, Coll. Recherche Santé Social, 2005

[6] M. ACKRICH, Comment décrire les objets techniques?, Techniques et Culture, n°9, pp.49-64, 1987

[7] R. PICARD, L. POILPOT, Pertinence et valeur du concept de "Laboratoire vivant" en santé et autonomie, rapport CGIET,www.cgeiet.economie.gouv.fr/PagesTextes/00Rapports.html, juillet 2005

[8] R. PICARD (dir.), A. VIAL, T. HOUY, M. LE GOFF-PRONOST (et al.), Des technologies de l'information et de la communication pour la santé et l'autonomie : guide méthodologique à l'usage des investisseurs, maîtres d'œuvre et maîtres d'ouvrage, Ministère de l'économie des finances et de l'industrie, Ministère du travail de l'emploi et de la santé, Fondation Télécom, 2011

[9] C. GARDOU, *Fragments sur le handicap et la vulnérabilité: pour une révolution de la pensée et de l'action*, Erès, Coll. Connaissances de l'éducation, 2005

[10] M. GUYOMAR, S. RANNOU, M.Y. ABRAHAM, Les TIC : entre autonomie et handicap relationnel, 10ème séminaire M@rsouin, 24-25 mai 2012, Brest

[11] S. RANNOU, M. GUYOMAR, M. ABRAHAM, Usage(s) d'une aide technique à la communication langagière: de l'apprentissage de la langue vers la réhabilitation de la communication, Recherche sur la société du numérique et ses usages, L'Harmattan, 2011

[12] N. GROVE, M. WALKER, The Makaton vocabulary: using manual signs and graphic symbols to develop interpersonal communication, AAC Augmentative and Alternative Communication, 1990

[13] M.Y. ABRAHAM, O. BRETON, Rendre visible la langue, par une écriture pictographique des mots et de la grammaire, ASSISTH 2011 : 2e conférence internationale sur l'accessibilité et les systèmes de suppléance aux personnes en situation de handicap, janvier 2011, Paris

VI. REMERCIEMENTS

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). Les enquêtes d'usage ont été en partie financées par le projet ASOSC ACADIAL (Région Bretagne). Les auteurs tiennent à remercier les participants à cette étude.

Session 9

Technologies pour l'évaluation et la rééducation des troubles cognitifs et moteurs

Présidents de session : Mohamed Slimane, Anne-Catherine Scherlen

ViEW : un simulateur pour l'apprentissage et l'évaluation de la conduite de FRE

Yann Morère, Guy Bourhis

LASC, Université de Lorraine
7, rue Marconi. 57070 Metz-Technopole, France.
(yann.morere,guy.bourhis)@univ-lorraine.fr
Téléphone : +33 (0)3 87 54 70 87,
Fax : +33 (0)3 87 54 73 01

Georges Guilmois, Emilie Taverne, Lucie Coulombel

Centre de Médecine Physique et
de Réadaptation pour Enfants,
IRR de Nancy
54630 Flavigny sur Moselle
georges.guilmois@ugecamne.fr
Téléphone : +33 (0)3 83 26 81 09,
Fax : +33 (0)3 83 26 81 19

***Résumé*— L'objectif de cet article est de présenter le Simulateur de pilotage de fauteuil roulant électrique (FRE) ViEW (*Vi*rtual *E*lectric *W*heelchair), conçu et développé au sein de notre laboratoire. ViEW doit, à terme, nous permettre de faciliter l'apprentissage au pilotage et d'évaluer les capacités de conduite d'une personne handicapée. Pour faciliter sa duplication et son implantation dans les centres, nous avons opté pour une solution 3D complètement logicielle. Pour l'instant le retour d'information est seulement visuel. Le deuxième objectif consiste à définir une méthode d'évaluation quantitative des trajectoires issues des expérimentations sur simulateur. On base notre travail sur la modélisation du système pilote-fauteuil électrique. Après avoir présenté le contexte des travaux, nous présenterons un état de l'art des simulateurs de fauteuils roulants électriques. Puis nous détaillerons le simulateur 3D développé. Finalement nous présenterons les premiers résultats issus des essais réalisés au CMPRE[1] de Flavigny sur Moselle.**

«»***Mots clés*— Fauteuil roulant électrique, simulateur 3D, réalité virtuelle, évaluation, apprentissage.**

I. Introduction

Le fauteuil roulant électrique est un organe indispensable pour rendre la mobilité et l'autonomie aux personnes souffrant d'une déficience motrice sévère (tétraplégie, infirmité motrice cérébrale, myopathie, etc.). De nombreux modèles sont proposés sur le marché. Ils se différencient principalement par leurs caractéristiques mécaniques (assise, mécanisme de mobilité) et électriques (motorisation, commande, alimentation), ainsi que par leurs possibilités de contrôle (interface homme-machine, commandes annexes). De nombreuses innovations technologiques permettent de s'adapter à la grande diversité des utilisateurs et des situations pathologiques. Ainsi de nombreux paramètres comme la vitesse ou l'accélération maximales admissibles sont réglables pour tenir compte des possibilités physiques de l'utilisateur. Cette personnalisation du fauteuil s'effectue toutefois de façon empirique faute d'outils ou de méthodes objectives pour tester l'adéquation homme-fauteuil.

D'autre part, pour de nombreux utilisateurs potentiels, l'accès au fauteuil roulant électrique est difficile voire impossible du fait de troubles moteurs trop sévères [1]. On peut envisager de pallier ces difficultés en développant de nouveaux modes d'interaction homme-machine [2] ou en introduisant des primitives de navigation automatique (détection automatique d'obstacles, suivi de murs, etc.) [3]. Dans tous les cas se pose le problème de l'évaluation de ces nouvelles fonctionnalités. En effet, pour des raisons physiologiques (fatigabilité importante), psychologiques (acceptabilité de l'aide technique) et de sécurité (fiabilité des prototypes), il est souvent difficile d'expérimenter en conditions réelles des aides techniques de ce type.

Des outils d'analyse objective de l'apport d'une adaptation ou d'une fonctionnalité à un utilisateur donné seraient d'un grand secours. Ils pourraient permettre en particulier des tests en simulation plus simples à mettre en œuvre.

On cherche alors à développer des outils d'analyse et de tests de la conduite en fauteuil roulant électrique qui permettent :

- de paramétrer de façon objective le fauteuil de chaque utilisateur (vitesse maximum, accélération maximum, bande morte autour de la position centrale du joystick, retard au démarrage...),
- de tester les capacités de conduite d'un utilisateur potentiel de fauteuil électrique,
- d'expérimenter des fonctionnalités nouvelles en toute sécurité et en s'affranchissant des contraintes matérielles lourdes inhérentes à la conception de prototypes de fauteuils «intelligents»,
- de réaliser un apprentissage sécurisé à la conduite de fauteuil.

La méthode adoptée pour analyser la conduite du fau-

1. Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants dépendant de l'Institut Régional de Réadaptation (IRR) de Nancy.

teuil consiste à modéliser le système homme-véhicule. Dans un premier temps, une analyse descriptive va permettre de mieux comprendre les spécificités de la commande d'un fauteuil électrique. Ensuite la modélisation du système pilote-fauteuil doit permettre de définir le mode de comportement optimal de la personne dans une situation de conduite donnée ce qui induit une méthode d'analyse objective du pilotage de fauteuil.

Après un état de l'art des simulateurs 3D et de leurs objectifs, nous décrirons ensuite le simulateur ViEW développé au sein du laboratoire. Finalement nous présenterons les premiers résultats issus des tests réalisés avec les enfants pris en charge par les équipes de rééducation de l'IRR de Nancy.

II. Simulateurs d'aide à la mobilité

Comparés aux simulateurs de vol ou aux simulateurs de conduite qui ont vu le jour depuis longtemps, les simulateurs d'aide à la mobilité pour des personnes handicapées sont très récents. Généralement, ce sont les centres et laboratoires de recherche spécialisés dans la réadaptation des personnes à mobilité réduite qui sont équipés de tels simulateurs.

Plusieurs projets de simulateur de conduite en fauteuil roulant électrique ont été relatés dans la littérature depuis les années 1990. Leur utilisation n'est cependant pas encore une pratique courante en rééducation. Les objectifs visés sont divers. Une majorité des auteurs cherchent à faciliter l'apprentissage à la conduite pour des enfants [4], [5] ou des adultes [6]. Dans [7] le simulateur est destiné à la rééducation de personnes héminégligentes. Outre l'apprentissage des réflexes de conduite, d'autres classes d'applications sont recensées dans [8] : des exercices physiques à visée thérapeutique et des activités de loisir analogues à des jeux vidéos. Cet article montre que, globalement, la réalité virtuelle peut aider à améliorer les capacités dans chacune des catégories de personnes évaluées. Ces deux précédentes applications peuvent d'ailleurs être combinées («serious games») comme proposé dans [9]. Enfin, développer un outil facilitant le processus de recherche et développement est un objectif avancé dans [10]. Dans ce projet, le simulateur conçu est monté sur une plateform Stewart 6 axes, et possède 4 écrans pour donner la vision périphérique à l'utilisateur. Wheelsim [11], [12], est un logiciel de simulation de conduite en fauteuil roulant électrique, développé par la société autrichienne LifeTool. Il a été conçu pour faciliter l'apprentissage du pilotage d'un FRE, mais il peut être aussi utilisé comme programme de diagnostic et de formation. Dans un contexte national, on peut citer le projet Accessim [13] qui vise au développement d'un système de Réalité Virtuelle constituant un outil innovant d'aide à la conception d'environnements accessibles. Il permet aussi d'entraîner sans risque les personnes récemment handicapées à l'utilisation d'un fauteuil roulant.

D'un point de vue pratique, jusqu'à récemment, la majorité des simulateurs étaient conçus en 2D pour des raisons de facilité et de coût de développement. Les évolutions récentes en matière de logiciels de conception d'environnement 3D font que cette tendance s'est actuellement inversée. Le choix entre un simulateur entièrement logiciel et une plate-forme mécanique reste par contre d'actualité. Le premier présente des avantages en matière de coût et de duplication des prototypes. Inversement une plate-forme de simulation permet un meilleur rendu du mouvement par des retours kinesthésiques associés au retour visuel à l'écran.

L'utilisation des techniques de réalité virtuelle représentent une avancée importante dans le domaine de la réadaptation des personnes handicapées en leur fournissant une assistance et un apprentissage à la conduite des fauteuils roulants électriques. Avec la réalité virtuelle, il est devenu plus facile aux personnes handicapées de développer des stratégies cognitives et une habilité perceptuelle utiles pour la conduite des fauteuils roulants électriques.

Plusieurs équipes de recherche dans le domaine du handicap ont adopté la technique de la réalité virtuelle dans le développement de leur simulateur. Dans [14], [15] les auteurs proposent une méthode d'aide à la navigation avec fauteuil dans un environnement virtuel en commande manuelle intégrant et testant en même temps quelques fonctionnalités automatiques suivant le type de déficience et le comportement de conduite de la personne. Dans [16], un simulateur est développé pour évaluer une conduite sur fauteuil avec une commande tout ou rien dans un environnement encombré où l'accessibilité est restreinte. Les articles [17], [18] présentent un travail utilisant un simulateur pour tester les fonctionnalités d'un fauteuil roulant électrique autonome se déplaçant dans un environnement intérieur.

Notre travail s'inscrit aussi dans le cadre de l'étude de la tâche de conduite d'un fauteuil électrique par une personne handicapée. Comme il est difficile (dangerosité) et coûteux de mettre en œuvre ces apprentissages sur de vrais fauteuils électriques, nous utilisons un simulateur.

Un synoptique complet de l'utilisation du simulateur est présenté dans la figure 1.

III. Le simulateur ViEW

Un premier simulateur 2D a été mis en œuvre au sein du Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (CERAH [2]) afin de recueillir des données réalisées par des personnes présentant diverses déficits moteurs [19]. Ces essais ont démontrés qu'une interface en 2 dimensions rebute les utilisateurs et demande un effort cognitif supplémentaire comme décrit dans [8]. Il lui a aussi été reproché son manque de réalisme du fait des décors trop simplistes.

2. Centre d'Études et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés route de Rombas, Bellevue - BP 50719, 57147 WOIPPY CEDEX FRANCE

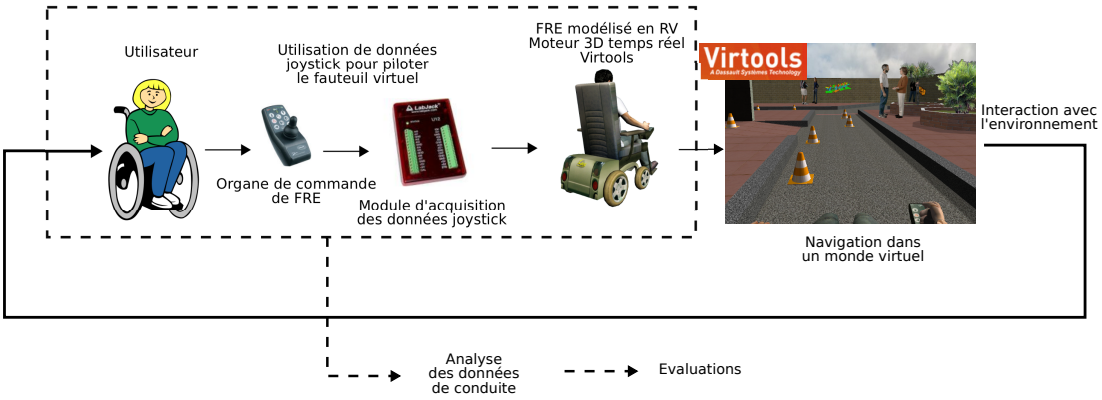


FIGURE 1. Synoptique du simulateur et de son traitement de données

Nous avons donc opté pour une solution 3D logicielle pour faciliter la diffusion et les tests du simulateur dans plusieurs centres de réadaptation (CERAH, IRR de Nancy). Ce dernier doit respecter certains critères :

- utiliser un organe de commande (joystick dans notre cas) identique à ceux que l'on trouve sur les fauteuils électriques du commerce afin d'en reproduire le comportement haptique ;
- avoir un comportement proche d'un fauteuil réel. Pour cela nous avons modélisé 3 architectures de fauteuil : traction, propulsion et roues motrices centrales. Pour l'instant, nous n'avons pas de modèle dynamique complet du fauteuil. Nous utilisons un modèle cinématique auquel nous appliquons une dynamique du premier ordre pour simuler les accélérations radiales et longitudinales lors des déplacements ;
- gérer les collisions avec l'environnement ;
- favoriser l'immersion de l'utilisateur dans l'environnement 3D en ajoutant des objets réalistes, des avatars animés et en affichant un prolongement animé dans le monde virtuel de la main qui pilote le fauteuil ;
- adapter le fauteuil à un utilisateur droitier ou gaucher ;
- afficher les données du parcours : vitesse, temps de parcours, collisions ;
- être facilement transportable ;
- avoir un coût et un temps de développement minimum.

Le simulateur a été développé à l'aide des logiciels 3DVia Virtools, pour la partie simulation temps réel, et 3D Studio Max pour la partie modélisation. Le joystick de marque Penny & Giles (identique à ceux utilisés sur les matériels du commerce), a été connecté au simulateur à l'aide d'un module d'acquisition USB U12 de marque Labjack. Les données accessibles sont les suivantes :

- le temps écoulé depuis le début de la simulation ;
- les positions (x_f, y_f) du FRE dans l'environnement virtuel (position centrale et position des roues droite et gauche) ;
- les positions (x_j, y_j) imposée au joystick par l'utilisateur ;
- le nombre de collisions réalisées par l'utilisateur ;
- la gamme de vitesse utilisée par l'utilisateur (qui fixe une vitesse d'avance maximum).

FIGURE 2. Environnements développés en partenariat avec le CERAH et l'IRR de Nancy

Sur un ordinateur récent, la simulation est fixée à 60 images/secondes, la période d'échantillonnage des données est donc de 16.66 ms. Ces données permettent de reconstruire précisément les trajectoires dans l'environnement (cf. figure 3).

Les différents échanges avec les centres nous ont amenés à définir deux environnements (figure 2) qui sont en constante évolution. Le premier en extérieur, assez simpliste, est jalonné de cônes pour réaliser des exercices de slaloms qui sont souvent utilisés pour l'évaluation de conduite. Le second est une modélisation de l'intérieur du CERAH où les évaluations de conduite, lors d'une première prescription de fauteuil, sont réalisées. Les exercices sont reproduits à l'identique dans notre environnement virtuel. On retrouve notamment 2 séries de slaloms et l'accès à une rampe. Dans cet environnement, le réalisme a été augmenté en ajoutant des personnages animés en mouvement pour simuler des obstacles se déplaçant. Des passages de porte de différentes dimensions ont été réalisés (porte de 80cm et 90cm de largeur).

IV. Mise en œuvre et premiers résultats

ViEW a été installé au CMPRE de Flavigny sur Moselle, et plus précisément au C.E.M (Centre d'Éducation Motrice) et à l'EREA (Établissement Régional d'Enseignement Adapté), pour être testé auprès des enfants. Cette série d'essais a plusieurs buts :

– avoir un retour d'information sur l'utilisation du simulateur auprès d'un public divers, ici des enfants atteints de différentes pathologies de type traumatique, orthopédique, neurologique, neuro-musculaire ou encore présentant des troubles de l'apprentissage ;
– récolter une quantité de données importantes pour permettre l'étude et la modélisation de trajectoire à l'aide des modèles décrits dans [20] ;
– évaluer l'évolution de l'apprentissage de la conduite en FRE sur le simulateur, puis analyser la «transférabilité» à la conduite réelle.

Dans cette étude, seul l'environnement extérieur a été utilisé (cf. figure 2). Le protocole d'essais a été défini en concertation avec les ergothérapeutes en charge des enfants. Chaque enfant doit réaliser 5 parcours sur la première série de cônes sans collision (figure 3), en commençant par une gamme de vitesse lente. Si la série ne comporte aucune collision, on augmente la gamme de vitesse. Les essais ont été réalisés en deux phases espacées de 5 jours minimum pour éviter la fatigue. Les données récoltées concernent 7 enfants avec un total de 87 parcours utilisables.

Le simple affichage comparé des parcours donne des indications qualitatives intéressantes. On remarque des comportements de conduite très différents entre les enfants (cf. figures 3 et 4, notamment dans le virage). La plupart d'entre eux s'avère être de bons conducteurs, ce que nous ont confirmé *a posteriori* les ergothérapeutes. En effet, leurs trajectoires sont très proches et ne s'écartent que très peu d'une trajectoire proche de l'optimal.

Notre premier indicateur quantitatif sera matérialisé par le calcul et le tracé de la courbe moyenne par gamme de vitesse des trajectoires effectuées par le conducteur. Il permet de montrer graphiquement la trajectoire implicite choisie par l'utilisateur lors de son déplacement. Les courbes de la figure 3 présentent les trajets effectués par «CE» ainsi que la courbe moyenne dans cette gamme de vitesse (les lignes vertes délimitent la zone de virage). Ici, l'ensemble des trajectoires proches de la trajectoire moyenne montre que le conducteur est habile et constant dans sa manière de se déplacer. L'indicateur suivant va nous aider à la quantifier. Ce second indicateur est défini en calculant les écarts types des courbes d'une même gamme de vitesse. Le premier est calculé en fonction des données de l'axe X des trajectoires et le second en fonction de l'axe Y. Dans les figures 5, la première moitié de la courbe correspond au premier slalom entre les cônes, ensuite vient le virage, puis le second slalom. L'échantillonnage étant constant (23ms sur ce simulateur), le nombre d'échantillons est inversement proportionnel à la gamme de vitesse. Ces écarts types vont représenter la dispersion autour de la courbe moyenne. Ainsi on remarque sur les figures 5 que la dispersion diminue en fonction de la vitesse. Notre conducteur n'a donc pas la même manière de conduire à basse et haute vitesse. Cette tendance n'est pas identique pour tous les enfants. A titre d'exemple

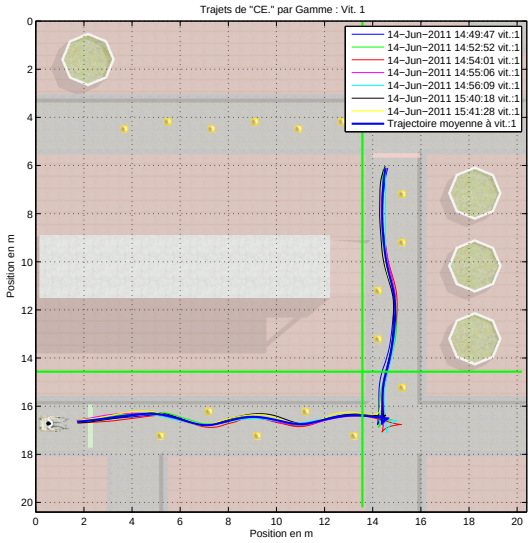


FIGURE 3. Parcours de «CE» et courbe moyenne en Gamme de vitesse 5

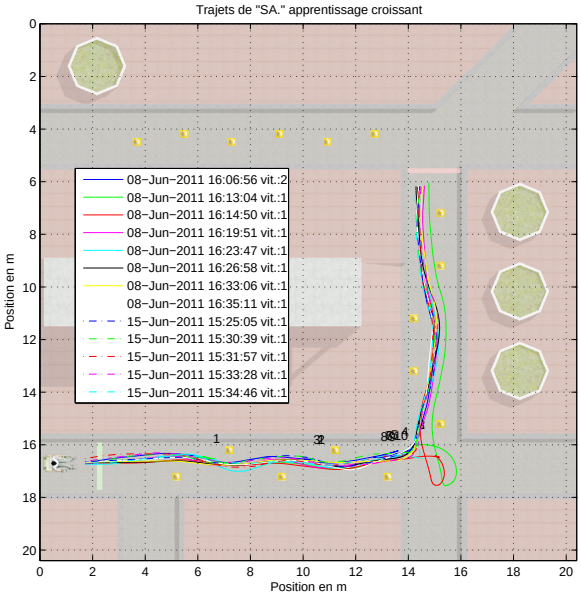
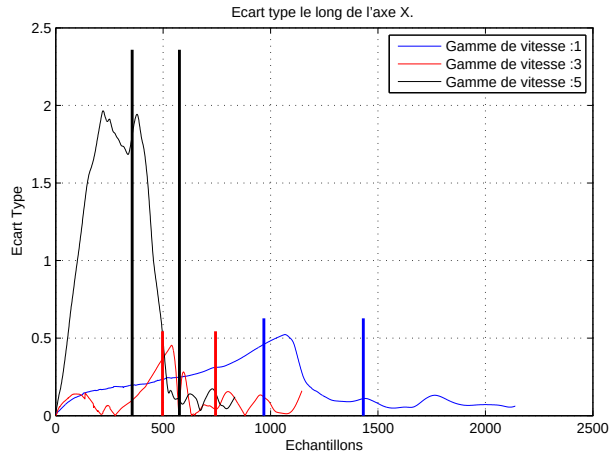


FIGURE 4. Parcours de «SA» sur 2 sessions sans évolution de la gamme de vitesse

les figures 6 présentent des courbes d'écarts types pour un autre enfant sur les gammes 1 et 5. A l'opposé, une caractéristique est présente sur l'ensemble des parcours : la zone du virage possède des caractéristiques identiques pour plusieurs utilisateurs. Cette zone a été délimitée sur les figures 5 et 6 par des lignes verticales. La couleur de ces lignes correspond à la gamme de vitesse utilisée lors du parcours. On remarque que, quelle que soit la gamme de vitesse, la variance en X diminue et celle en Y augmente dans cette zone. Globalement, l'allure des courbes sont sensiblement identiques. On retrouve un écart type en X plus important sur le début du parcours et plus important



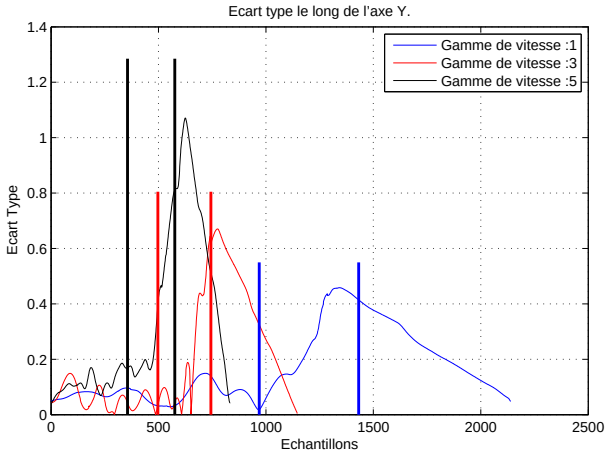
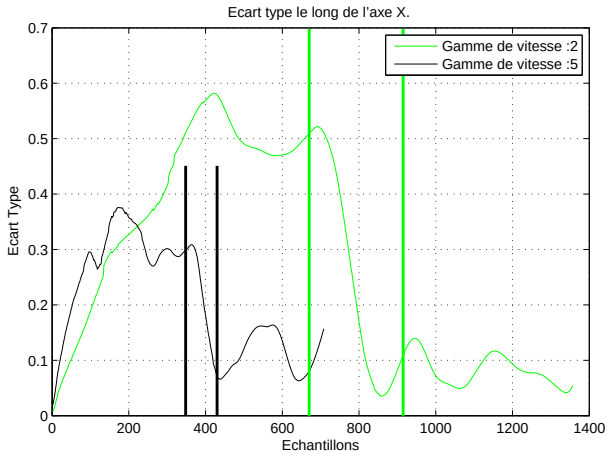


FIGURE 5. Variance sur l'axe X et Y des parcours de «CE» classé par gamme de vitesse



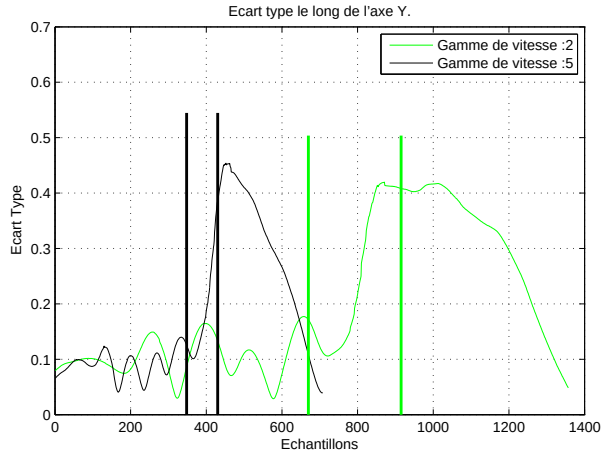


FIGURE 6. Variance sur l'axe X et Y des parcours de «MO» classé par gamme de vitesse

en Y sur la fin. Cependant ces valeurs varient du simple au triple entre les deux enfants en gamme de vitesse 5. Ces deux premiers indicateurs élémentaires, permettent déjà d'obtenir des informations quantitatives quant à la manière de conduire des enfants. Il faut maintenant analyser ces données en concomitance avec la pathologie.

Concernant la notion d'apprentissage, les résultats sont encourageant. La figure 4 présente les parcours de «SA». Les chiffres sur la figure permettent de visualiser les collisions. Lors de son premier essai (gamme 2), il a réalisé 10 collisions. Le second parcours, en gamme 1, ne comptait que trois collisions et le troisième aucune. On remarque aussi que lors des 2 premiers parcours en gamme 1, le virage est réalisé en utilisant le plus grand espace libre (une boucle sur la courbe), puis lors des essais suivants, il réalise le virage normalement. Cependant, l'évolution de la durée de parcours en fonction du nombre d'essais ne permet pas de conclure en terme d'apprentissage. Pour les autres utilisateurs, la diminution du temps de parcours est due, généralement, au changement de gamme de vitesse. Cependant on remarque, dans la figure 7 que les derniers essais de ces deux utilisateurs (à gamme de vitesse identique) présentent une tendance à la diminution du temps de parcours. Il sera nécessaire de réaliser des essais supplémentaires pour confirmer que le temps de parcours peut être un indicateur d'apprentissage.

V. PERSPECTIVES

Ces premiers résultats sont très encourageant et nous ont permis de montrer que deux indicateurs statistiques très simples permettent de quantifier certaines caractéristiques de la conduite en FRE. Il convient maintenant de confronter notre interprétation de ces indicateurs avec l'expertise des ergothérapeutes dans les conditions de conduites réelles. Il reste aussi de nombreuses pistes possibles pour l'amélioration du simulateur. Un nouvel environnement 3D est en cours de développement en partenariat avec le centre de Flavigny. Il vise à modéliser un parcours emprunté régulièrement par les enfants entre 2 bâtiments, en présence d'obstacles et de circulation automobile. Un système réglable de support de joystick est en cours de réalisation à l'Institut. Il doit permettre de positionner l'interface de commande à l'identique du FRE de l'enfant, et ainsi se rapprocher au plus près des conditions réelles de conduite. Un modèle physique du FRE (intégration des masses, des inerties, des couples moteurs et résistants) permettrait de rendre plus réaliste

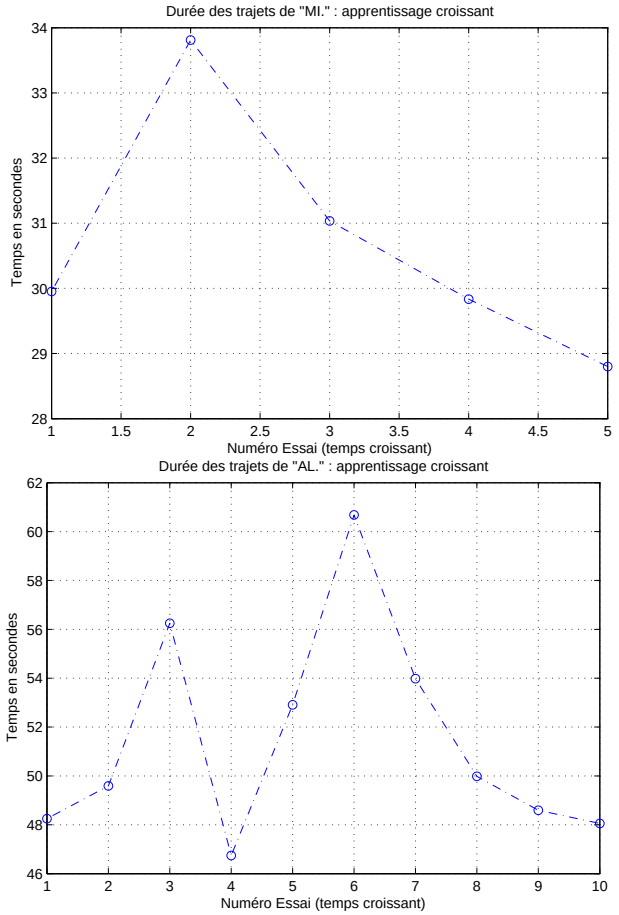


FIGURE 7. Temps de parcours pour «AL» et «MI»

les déplacements dans les environnements. De manière similaire, l'intégration dans le simulateur des réglages du joystick (bande morte, retard à la consigne etc.) doit permettre une meilleur immersion de l'utilisateur grâce à un comportement similaire au fauteuil réel. Une seconde piste pour l'amélioration de l'immersion est l'utilisation d'un système HMD (Head Mounted devices) permettant d'afficher en 3 dimensions l'environnement. L'ajout d'un système de suivi de tête (tracker) autorise l'utilisateur à regarder où il désire par un simple mouvement de la tête. Une troisième piste concerne l'ajout dans la simulation d'un retour d'information haptique. On peut notamment renvoyer une «vision» de l'environnement proche à travers un retour de force dans le manche du joystick comme décrit dans [21].

RÉFÉRENCES

[1] L. Fehr, W. Langbein, and S. Skaar, "Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities : a clinical survey," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 3, pp. 353–360, 2000.

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

[3] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert, and A. Pruski, "An autonomous vehicle for people with motor disabilities," *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 8, pp. 20–28, Mar. 2001.

[4] I. A. Adelola, S. L. Cox, and A. Rahman, "Virtual environments for powered wheelchair learner drivers : Case studies," *Technology and Disability*, vol. 21, pp. 97–106, jan 2009.

[5] A. Hasdai, A. S. Jessel, and P. L. Weiss, "Use of a computer simulator for training children with disabilities in the operation of a powered wheelchair," *The American Journal of Occupational Therapy. : Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, vol. 52, pp. 215–220, mar 1998. PMID : 9521997.

[6] A. Harrison, G. Derwent, A. Enticknap, F. D. Rose, and E. A. Attree, "The role of virtual reality technology in the assessment and training of inexperienced powered wheelchair users," *Disability and Rehabilitation*, vol. 24, pp. 599–606, aug 2002. PMID : 12182799.

[7] J. S. Webster, P. T. McFarland, L. J. Rapport, B. Morrill, L. A. Roades, and P. S. Abadee, "Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, pp. 769–775, jun 2001.

[8] C. V. Erren-Wolters, H. van Dijk, A. C. de Kort, M. J. Ijzerman, and M. J. Jannink, "Virtual reality for mobility devices : training applications and clinical results : a review," *International Journal of Rehabilitation Research.*, vol. 30, pp. 91–96, jun 2007. PMID : 17473619.

[9] M. Herrlich, R. Meyer, R. Malaka, H. Heck, H. Yang, R. Malaka, J. Hoshino, and J. Han, "Development of a virtual electric wheelchair – simulation and assessment of physical fidelity using the unreal engine 3," in *Entertainment Computing - ICEC 2010*, vol. 6243, pp. 286–293, Springer Berlin / Heidelberg, 2010.

[10] T. Ito, M. Shino, T. Inoue, and M. Kamata, "Development of a powered wheelchair driving simulator for research and development use," *Journal of Mechanical Systems for Transportation and Logistics*, vol. 2, no. 2, pp. 90–101, 2009.

[11] R. N. T. R. Association des Paralyses de France, "Wheelsim : un jeu de simulation de conduite en fauteuil roulant électrique." http ://rnt.over-blog.com/article-21608792.html, 2008.

[12] L. Solutions, "Lifetool : Wheelsim." http ://www.lifetool-solutions.at/de/, 2008.

[13] C. de Ressources et d'Innovation Mobilité et Handicap (CEREMH), "Le projet accessim." http ://www.ceremh.org/accessibilite/recherche-et-innovation-47/accessim/, 2008.

[14] I. Randria, A. Abellard, M. Ben Khelifa, P. Abellard, and P. Ramanantsizehena, "Evaluation of trajectory applied to collaborative rehabilitation for a wheelchair driving simulator," in *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering* (J. Sloten, P. Verdonck, M. Nyssen, J. Haueisen, and R. Magjarevic, eds.), vol. 22 of *IFMBE Proceedings*, pp. 1843–1846, Springer Berlin Heidelberg, 2009.

[15] D. Inman, P. J., L. K., and C. V., "Teaching orthopedically impaired children to drive motorized wheelchairs in virtual reality," in *Center on Disabilities*, Virtual Reality Conference, Center on Disabilities, 1994.

[16] C. Roast, "Virtuality for assistive technology experience," Master's thesis, Sheffield Hallam University, 1995.

[17] D. Inman and L. K., "Teaching orthopedically impaired children to drive motorized wheelchairs in virtual reality," Virtual Reality Conference, Center on Disabilities, 1995.

[18] R. Gunderson and B. Abbott, "Virtual presence and autonomous wheelchair control," Virtual Reality Conference, Center On Disabilities, 1995.

[19] S. Meliani, Z. Sari, and G. Bourhis, "Fauteuils roulants électriques. modélisation du système homme-machine," *JESA*, vol. 43, no. 3, pp. 251–262, 2009.

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

[21] M. A. Hadj Abdelkader, "Interfaces haptiques en tâches de contrôle pour personnes handicapées moteurs," Master's thesis, Université Paul Verlaine - Metz, Novembre 2011.

AccesSim : Outil d'évaluation d'accessibilité. Application pour le développement de FRE

F. Goncalves[12], A. Gacem[1], O. Rabreau[1], E. Monacelli[1], A. Schmid[2], B. Malafosse[3]
[1]LISV (Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes de Versailles) / [2]EDF (Electricité de France)/ [3]CEREMH
frederic.goncalves@edf.fr

Résumé : Cet article traite de l'évaluation d'une plateforme robotique utilisant un outil de réalité virtuelle pour l'analyse d'accessibilité. L'une des problématiques soulevées lors de la conception d'une telle plateforme est l'évaluation de ses performances. L'un des indicateurs de performances consiste à déterminer si les comportements des utilisateurs face à certaines tâches seront comparables en situation réelle que lors de la simulation. L'utilisation de la réalité virtuelle rapproche cet indicateur de performances de la notion d'immersion. Deux actions sont présentées afin de préciser les spécificités de la plateforme AccesSim

Un premier travail consiste à appliquer une méthodologie permettant d'analyser le comportement d'utilisateur de fauteuil roulant électrique (FRE) dans la tâche de conduite en situation réelle et virtuelle. Nous détaillerons l'expérience que nous avons menée sur un groupe de 10 personnes valides.

Un deuxième travail mené sur 21 personnes consiste à évaluer le retour sensoriel des effets dynamiques de la plateforme. Une discussion conclura cet article.

Mots clés : Accessibilité, Réalité Virtuelle, Plateforme Robotique, Simulation, Evaluation, Fauteuil Roulant, Immersion.

I. ACCESSIM[1]

La plateforme robotique s'inscrit dans le projet « AccesSim » qui est un projet FUI financé par la région Ile de France. Il vise à concevoir une plateforme d'évaluation de l'accessibilité d'un environnement immobilier. Les trois objectifs de ce projet sont rappelés dans le site officiel [1].

Pour la sensibilisation, l'utilisateur est placé dans un environnement virtuel 3D pouvant être modélisé à partir d'une structure existante ou en projet. L'idée est de permettre à l'utilisateur de se rendre compte des difficultés rencontrées par un utilisateur de fauteuil roulant (UFR) lors de déplacement dans un environnement donné.

Pour l'entrainement, il s'agit d'utiliser la plateforme comme outil d'apprentissage du fauteuil roulant pour les thérapeutes afin d'enseigner sans risques les gestes simples et les dangers liés au déplacement avec un fauteuil roulant. Plusieurs études démontrent l'apport de la réalité virtuelle pour l'apprentissage et la thérapie. Dans le domaine de la réhabilitation fonctionnelle, [2] a notamment développé une application basée sur les mouvements de Tai-chi (discipline corporelle chinoise) permettant d'évaluer la réhabilitation fonctionnelle par un simulateur. Il illustre dans ses travaux qu'un homme peut adapter une tâche apprise en simulation dans un environnement réel. Dans le domaine des sciences cognitives, [3] traite des avantages à utiliser la réalité virtuelle pour le traitement de troubles comportementaux.

Le dernier objectif, mais néanmoins central, du projet (i.e vérifier l'accessibilité) consiste à concevoir une suite d'outils logiciels permettant d'évaluer l'accessibilité d'un environnement par rapport aux normes d'accessibilité et à l'usage de celle-ci. Ce processus d'évaluation commence par la récupération des plans de l'architecte ou directement des modèles CAO (s'ils existent). Ces modèles sont traités afin de fournir un environnement 3D sur lequel l'outil va pouvoir agir. L'architecte dispose ensuite, dans l'environnement 3D, d'avatars symbolisant différents usagers. Les profils des usagers vont permettre de simuler différentes situations de handicap. L'outil peut, de manière automatique ou manuelle, à la manière de [4], déplacer ces avatars dans un environnement entre des points d'intérêt (sanitaire, accueil, etc..). Au cours de ces déplacements, l'usager va faire face à différents éléments (escaliers, pentes, etc.) qui auront, ou non, un impact sur ses déplacements et sur ses choix. Le diagnostic d'accessibilité consiste à relever toutes les non-conformités présentent dans l'environnement en lien avec la règlementation en vigueur, ainsi que tous les éléments pouvant nuire à l'usage de cet environnement.

[11] Les partenaires du projet FUI IdF AccesSim sont : EDF R&D, UVSQ / LISV, CEREMH, Arts et Métiers ParisTech et le CEA List

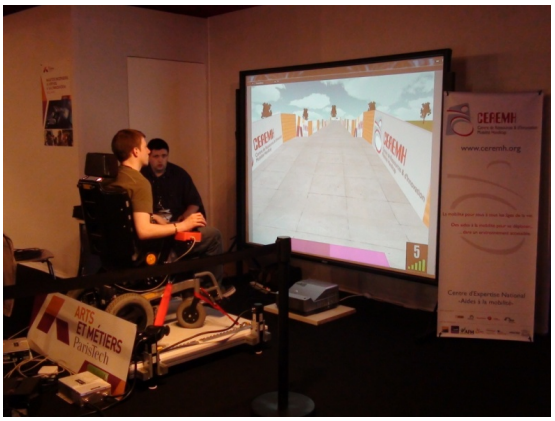


Fig.1 : Configuration d'AccesSim pour la sensibilisation.

Ces éléments de diagnostic sont généralement accompagnés de recommandations d'aménagement de l'espace évalué.

A chaque objectif du projet correspond un type d'utilisateur : architectes, grand public, personne en situation de handicap. Chaque type d'utilisateur possède des besoins précis en termes de perception et d'interaction. Différentes configurations de la plateforme sont donc nécessaires. En effet, l'architecte n'a pas nécessairement besoin de la plateforme robotique pour évaluer l'accessibilité d'un environnement. Plutôt que de concevoir une plateforme par objectifs, les partenaires du projet ont décidé de créer une seule plateforme modulable dans laquelle on peut activer ou pas les différents composants selon les besoins de chacun.

II. CONFIGURATION DU SIMULATEUR

Les plateformes conçues pour simuler un déplacement en fauteuil roulant sont nombreuses. L'étude du déplacement par une simulation du fauteuil roulant date de plusieurs années. Ces plateformes ont intégrées au fil du temps tous les périphériques d'interaction possible : cela inclut l'ordinateur simple [5], la plateforme robotisée [6], [7] jusqu'aux casques de réalité virtuelle et gant numérique [8].

La configuration de la plateforme utilisée lors de cette étude (Fig.1) est très proche de celle utilisée par [9]. Elle est complète dans le sens où elle permet de coupler la totalité des différentes interfaces de visualisation et d'interaction (Fig.2) :

Un moteur 3D permet de représenter géométriquement l'environnement 3D à étudier. Le moteur 3D Virtools®, utilisé pour notre plateforme, va nous permettre de coupler un moteur 3D avec un moteur de comportement. Nous pouvons ainsi ajouter des comportements spécifiques aux éléments de la scène comme la luminosité, la navigation à l'aide d'une caméra ou encore la gestion des collisions.

Le projet AccesSim vise à l'évaluation de l'accessibilité d'environnement. L'utilisation de la 3D rend plus facile la visualisation et la perception de tel environnement (urbain ou intérieur) complexe;

Un moteur physique simule les lois de la physique de Newton dans l'environnement virtuel 3D. Ainsi les objets mobiles tels que les fauteuils roulant et les voitures réagissent aux effets de la gravité et aux forces extérieures. Il permet également d'éviter l'interpénétration d'objets. Il existe de nombreux moteurs physiques, chacun ayant leurs propres spécificités. Nous citerons notamment XDE, le moteur physique développé par le CEA.

Une interface visuelle permet à l'utilisateur de visualiser la scène virtuelle dans laquelle il évolue. La tâche de déplacement en fauteuil roulant est principalement liée aux indications fournies par la vision.

Il n'y a pas de méthode unique permettant de connaitre lors de la phase de conception quel système de visualisation est le plus adapté. Ce choix est arrêté avec les retours d'expérience des utilisateurs.

Les paramètres de visualisation entrant en jeu sont nombreux et repartis à deux niveaux : matériel (projecteur, écran par exemple) et logiciel (type de rendu 3D, champ de vue, position de la caméra dans la scène). Au niveau matériel, nous avons choisi de projeter sur une toile tendue afin d'obtenir une surface de projection acceptable (2m x 1m). Au niveau logiciel, les paramètres de la caméra virtuelle sont à prendre en compte (position, champ de vue, distance à l'horizon).

Une interface kinesthésique permet de reproduire l'orientation du fauteuil roulant virtuel. L'un des objectifs du simulateur est de placer un utilisateur en situation afin de ressentir les effets du déplacement en fauteuil roulant dans un environnement complexe.

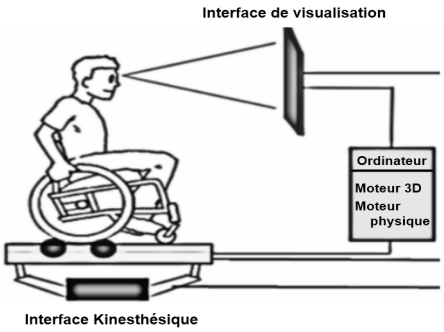


Fig.2 : Schéma de principe de la configuration du simulateur

Nous utilisons une interface kinesthésique (qui concerne la sensation de mouvement du corps) constituée d'une plateforme montée sur 4 actionneurs piézo reliés deux à deux. Malgré la faible course des vérins, le code de mouvement permet de piloter le soulèvement, le roulis, et le tangage de la plateforme.

Il est important pour un simulateur de conduite de reproduire des accélérations car elles sont les stimuli de la perception vestibulaire [10].

Un fauteuil roulant électrique permet d'accroitre le sentiment de mise en situation de l'utilisateur. Le but est de donner l'impression à l'utilisateur de manipuler un vrai FRE. Le fauteuil est muni de sa commande connectée avec AccesSim par nos soins afin de dialoguer avec la scène virtuelle.

Dans cet article, les performances de la plateforme AccesSim sont illustrées au travers de deux études.

III. COMPARAISON DE CONDUITE

Cette expérience consiste à effectuer une comparaison entre la conduite dans un cadre réel et virtuel. Cette étude a pour but de vérifier l'influence de la plateforme AccesSim sur le comportement des utilisateurs dans la conduite d'un FRE en virtuel vis-à-vis d'une conduite en réel.

À cet effet, une première expérimentation est menée sur un parcours réel avec une population de dix personnes valides expérimentées dans la conduite de fauteuil roulant électrique. Ensuite, ces personnes ont réalisé le même test en virtuel sur la plateforme AccesSim. Pour cela, le parcours réel est modélisé dans une scène virtuelle projetée en face de la plateforme matérielle où est installé un fauteuil roulant électrique (Fig. 3). Les actions de l'utilisateur sur le joystick entraînent le déplacement d'un fauteuil roulant virtuel.

Des travaux ont déjà été réalisés sur la modélisation des comportements d'un utilisateur de FRE [11]. Dans cette étude, l'évaluation du comportement de conduite est basée sur des indicateurs de performance calculés à partir des actions utilisateurs sur le joystick. Le comportement sera donc basé sur les actions effectuées sur le joystick. L'hypothèse est que le comportement entre la passation en réel et en virtuel soit cohérent pour le groupe.

A. Parcours et protocole d'évaluation

Un parcours, respectant les normes en vigueur, a été conçu pour l'évaluation. Présenté dans la figure Fig. 4, ce parcours intègre certaines contraintes de la vie courante, comme par exemple : un demi tour, un passage en virage, marche avant, marche arrière, se mettre devant une table.

Les dix personnes évaluées sont des personnes valides. Elles sont expérimentées dans la conduite de FRE. Ce groupe se compose de 3 femmes et 7 hommes. Elles ont effectué huit séances chacune à raison de deux séances par jour (séparées de trois heures minimum).

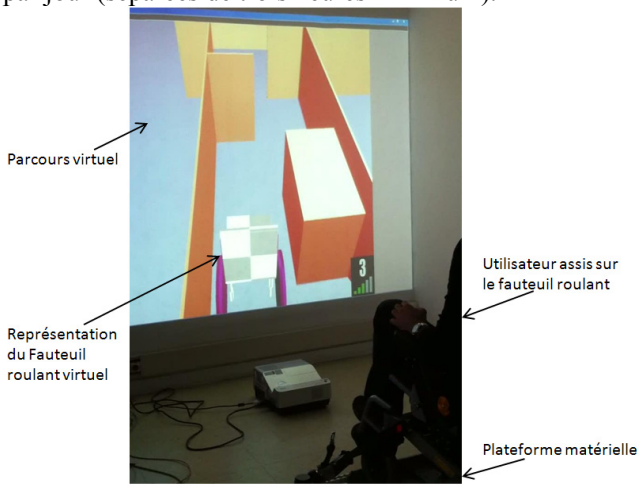


Fig.3 : Plateforme d'évaluation de la conduite dans le parcours virtuel.

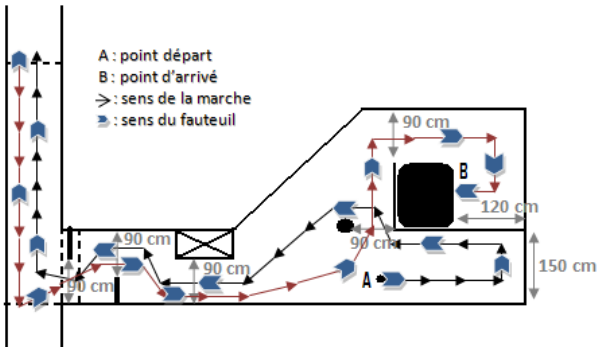


Fig. 4 : Parcours d'évaluation : départ au point **A**, faire un demi-tour, détourner l'obstacle, faire le virage, faire une marche avant, faire une marche arrière, refaire le virage, détourner l'obstacle, aller devant la table jusqu'au point **B**.

B. Les indicateurs de performance

Dans la littérature, l'évaluation de la conduite des FRE se base généralement sur la distance parcourue, le temps effectué, la vitesse du fauteuil [12,13]. Dans une étude récente [14], Sorrento et al. proposent de nouveaux indicateurs à savoir le déplacement, le nombre de mouvements et l'orientation du joystick.

Dans notre étude, sept indicateurs ont été calculés à partir des actions de l'utilisateur sur le joystick. Les trois premiers concernent le déplacement D du joystick défini par la formule (Eq.1), où x est le déplacement gauche/droite et y est le déplacement avant/arrière.

$$D = \sqrt{x^2 + y^2} \qquad \text{(Eq.1)}$$

Les indicateurs calculés sur le déplacement sont l'amplitude moyenne de déplacement $A_m D$, le nombre d'actions utilisateur NAU qui représente le nombre des maximas du déplacement et l'énergie calculée par $\int_0^{t'} D^2(t)dt$.

Les quatre indicateurs suivant sont calculés à partir de la vitesse angulaire V et l'accélération angulaire A du joystick définies respectivement par les équations (Eq. 2) et (Eq. 3), où v_x et v_y sont les dérivées respectives de x et y et a_x et a_y sont les dérivées respectives de v_x et v_y.

$$V = \sqrt{v_x^2 + v_y^2} \qquad \text{(Eq.2)}$$

$$A = \sqrt{a_x^2 + a_y^2} \qquad \text{(Eq.3)}$$

Ces indicateurs sont alors l'amplitude moyenne de la vitesse $A_m V$, l'énergie calculée par $\int_0^{t'} V^2(t)dt$, l'amplitude moyenne de l'accélération $A_m A$ et l'énergie calculée par $\int_0^{t'} A^2(t)dt$.

C. Résultats de la comparaison du comportement

Afin de déterminer les comportements de conduite dans les deux situations (réelle et virtuelle), nous avons utilisé la méthode de classification FCM [15]. Nous avons également utilisé des tests non-paramétriques (de Kruskal-Wallis [16] et de Wilcoxon [17]) afin de déterminer la différence entre les classes obtenues.

La première étape de l'évaluation consiste à valider la stabilité de la conduite des personnes dans la conduite. Pour cela, nous avons effectué le test de Kruskal-Wallis afin de comparer les données entres toutes les séances. Les résultats du test sont illustrés dans le tableau Tab. 1.

p-value	**Réel**	**Virtuel**
UE1	0,909	0,874
UE2	0,972	0,993
UE3	0,981	0,943
UE4	0,954	0,959
UE5	0,893	0,115
UE6	0,358	0,622
UE7	0,930	0,406
UE8	0,560	0,875
UE9	0,995	0,675
UE10	0,980	0,784

Tab.1 : Résultat du test de Kruskal-Wallis pour la comparaison des données en situation réelle et virtuelle (une valeur de p-value < 0.05 signifie qu'il y a une différence significative entre les données)

Les résultats montrent qu'il n'y a pas de différence significative sur les données de chaque utilisateur, durant toutes les séances (toutes les p-value sont supérieure à 0,05). Cela peut signifier une stabilité pour chaque personne. Ce qui correspond à un statut de conducteur expérimenté.

Le tableau 2 représente les résultats de la classification en 2 classes. Nous avons également refait la classification en faisant varier le nombre de classes ($NC \geq 2$). Le choix s'est porté pour NC = 2, soit 2 classes de comportements.

Ainsi, les résultats, illustrés dans le tableau Tab. 2, montrent que, dans les deux cas, l'on obtient deux classes significativement différentes d'après le test de Wilcoxon (p-value < 0.05). Il s'agit de deux comportements de conduite différents. En effet, la comparaison de classes obtenues avec $NC \geq 2$ donne toujours une différence entre les mêmes groupements de personnes.

	Réel	**Virtuel**
Classification FCM	CR1= {UE5, UE6, UE9} CR2= {UE1, UE2, UE3, UE4, UE7, UE8, UE10}	CV1= {UE5, UE6, UE7} CV2= {UE1, UE2, UE3, UE4, UE8, UE9, UE10}
p-value	0,0046	0,00058

C : classe, R : réel, V : virtuel, UE : utilisateur expérimenté

Tab.2 : Résultats de la classification FCM (pour) et de la comparaison non-paramétrique de Wilcoxon des classes obtenues

D. Discussion

Selon les résultats présentés dans le tableau Tab. 1, le fait de ne pas détecter une différence sur les données permet de conclure, sur l'hypothèse. Chaque utilisateur reproduit, à chaque séance, le même comportement de conduite. Enfin, il est montré une stabilité de la conduite de chaque utilisateur. Cela permet donc de valider le profil d'expérimenté.

Les résultats du tableau Tab. 2 montrent que les comportements retrouvés dans la conduite en situation réelle sont également retrouvés dans le cadre de la conduite dans un environnement virtuel. Ainsi, les comparaisons entre les classes respectives en réel et en virtuel montrent qu'il n'y pas de différence significative (Tab. 3), par l'application du test de Wilcoxon.

	p-value
Comparaison entre CR1 et CV1	0,998
Comparaison entre CR2 et CV2	0,535

Tab.3 : Résultat de comparaison par le test de Wilcoxon entre les classes obtenues en réel et en virtuel

Également, nous remarquons, d'après les résultats FCM du Tab. 1, que dans cette classification, nous obtenons bien deux groupes dans chaque test. Ainsi, nous supposons que la plateforme AccesSim n'influe pas le comportement de la conduite de la personne.

En effet, certaines personnes gardent leurs comportements alors que certaines ont changé de comportement. Typiquement, les utilisateurs UE7 et UE9 qui ont changé de comportement entre la conduite en situation réelle et virtuelle. L'hypothèse est donc la création d'un troisième groupe. Celui-ci regroupe les personnes qui sont sensibles aux changements réel/virtuel.

IV. TEST DE SATISFACTION

La première expérimentation nous permet d'évaluer l'adéquation de notre plateforme de simulation par rapport à la conduite en fauteuil roulant. Les résultats actuels nous laissent penser, en première hypothèse, que le comportement des utilisateurs de la plateforme est proche en simulation qu'en situation réelle.

Nos essais étant réalisés sur sol plat, nous n'avons cependant pas activé l'interface kinesthésique de notre plateforme. On peut toutefois se demander si l'ajout de cette interface lors d'une simulation, améliore la perception de l'utilisateur de son environnement.

Une deuxième expérimentation a donc été mené dans le cadre de Laval Virtual 2011 afin d'évaluer l'apport de l'interface kinesthésique dans la perception de l'utilisateur. Autrement dit : la sensation de mouvement du corps est-elle importante pour la perception du mouvement lors d'une simulation dans un monde virtuel ?

A. Protocole de test

Le protocole que nous avons suivi est le suivant : l'utilisateur est placé sur notre simulateur composé d'une scène virtuelle « physicallisée » couplée à notre plateforme robotique. La plateforme couple une interface de visualisation et une interface kinesthésique.

L'utilisateur doit se déplacer dans un parcours en ligne droite. Ce parcours est une combinaison aléatoire de 7 étapes caractéristiques (Cf. Fig4). Chaque étape apparait aléatoirement deux fois dans le parcours.

Lorsque l'utilisateur a franchi une étape, il doit citer l'étape qu'il pense avoir franchi.

Ce procédé est répété trois fois avec une configuration de perceptions différentes et agencée aléatoirement : 1) un parcours dynamique où l'utilisateur ne réagit qu'à l'interface kinesthésique (parcours Dynamique), 2) un parcours visuel où l'utilisateur ne possède que la visualisation (parcours Visuel), 3) un parcours complet où les deux interfaces sont actives (parcours Complet).

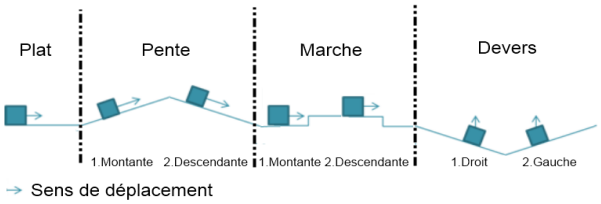


Fig. 4 : Illustration des sept étapes caractéristiques du parcours

Combinaison	DVC	DCV	VCD	VDC	CDV
Population	11	5	3	1	2

Tab.4 : Répartition des personnes selon la configuration de perception (D = parcours Dynamique, V = parcours Visuel, C = parcours Complet)

Configuration	Dynamique	Visuel	Complet	Total
Moyenne	1.6	2.3	1.2	5.1
Ecart-type	1.776	1.889	1.135	2.767

Tab.5 : Moyenne d'erreur sur la population initiée à la pratique d'un simulateur (10 personnes).

Configuration	Dynamique	Visuel	Complet	Total
Moyenne	3.18	2.18	2	7.36
Ecart-type	3.219	1.721	1.897	6.265

Tab.6 : Moyenne d'erreur sur la population non initiée à la pratique d'un simulateur (11 personnes).

Un panel de 21 utilisateurs a passé ce protocole. L'âge de la population est compris entre 17 et 70 ans. Nous avons donc proposé un questionnaire sur la base de configuration de perception (Cf. tab. 4).

Dans les tableaux 5 et 6, nous avons répartis la population entre les utilisateurs ayant eu une expérience de simulation antérieur (jeu vidéo ou simulateur industriel).

B. Analyse et discussions

Si on considère la moyenne d'erreur pour le parcours dynamique des tableaux 5 et 6, on constate que la population initiée à un simulateur commet moitié moins de fautes que la population de non initiés. La moyenne d'erreur passant de 3.18 à 1.6.

La dispersion des valeurs est diminuée comme le montrent les écarts type respectifs (3.22 à 1.78). L'utilisation régulière de jeu vidéo ou la pratique occasionnelle d'un simulateur industriel favorise la perception du mouvement du fauteuil virtuel au travers de notre interface kinesthésique.

Les deux groupes perçoivent les mouvements du fauteuil de la même manière avec une simple interface de visualisation. Les deux moyennes pour ce parcours étant très proches.

Lorsque l'utilisateur se déplace à l'aide des deux interfaces d'interaction, il semble faire moins d'erreur qu'avec une seule interface. On constate, dans les deux cas, des résultats plus satisfaisants pour le parcours complet dans les deux populations. Par exemple, dans (Tab. 5), la moyenne d'erreur est de 1.2(C) contre 1.6(D) et 2.3(V) et l'écart-type de 1.14(C) contre 1.78(D) et 1.89(V) Le couplage des deux interfaces améliore la perception des déplacements de l'utilisateur dans la scène virtuelle.

V. CONCLUSION

Nous avons présenté, dans cet article, la plateforme AccesSim. La fonction présentée porte principalement sur la conduite d'un FRE par des personnes. A cette fin, l'utilisation de la plateforme et de l'outil de RV ne doit pas modifier le comportement de l'utilisateur. De plus l'utilisateur doit pouvoir ressentir les mêmes effets dynamiques sur la plateforme qu'en situation réelle.

Le premier point concerne l'aspect simulation. Il fait l'objet d'une première étude qui permet de conclure qu'on retrouve une similitude de comportement pour un même parcours en virtuel et en réel. Par contre, nous avons montré également qu'on peut retrouver un nouveau type de comportement sensible à ce changement. Cet aspect doit faire l'objet d'une attention spécifique pour en favoriser l'immersion.

Le second point concerne la sensation des conducteurs. Il fait l'objet d'une deuxième étude. Cette dernière nous amène à conclure que la configuration de la plateforme actuelle permet d'observer un bon retour sensoriel des effets dynamiques de la plateforme.

En perspective, nous souhaitons étudier spécifiquement chaque profil d'usager et différents environnements.

Nous remercions M. Guillaume Hébert ainsi que les autres membres du projet FUI AccesSim pour leur contribution.

VI. BIBLIOGRAPHIE

[1] Site Web du projet AccesSim : http://www.accessim.ceremh.org/presentation_projet.html

[2] V.H. Nguyen, F. Merienne and J.L. Martinez. "Training based on real-time motion evaluation for functional rehabilitation in virtual environment", IJIG International Journal of Image and Graphics, 10(2): 235_250, 2010.

[3] Klinger E. Marié R.M.and Fuchs P., "Réalité Virtuelle et sciences cognitive: Applications en psychiatrie et neuropsychologie.", In Cognito, 3(2) :1_31, 2008.

[4] F. Taychouri, E. Monacelli, Y. Hamam, N. Chebbo, "Accessibility analysis for wheelchair's disabled people inside dwelling", Lectures on Modeling and Simulation-Handicap, AMSE, Vol. 9 - Nº 1, 2008.

[5] Taychouri F. Monacelli E., Hamam Y., Chebbo N., "Méthodologie d'analyse de l'aménagement d'un habitat pour une déambulation en fauteuil roulant.", Proceedings of the Handicap Conférence, Paris, France, Juin 2008.

[6] Grant P., Harrison C., Conway B., "Wheelchair Simulation.", Proceedings of Cambridge Workshop on Universal Access and Assistive Technology, Cambridge, UK, Mars 2004.

[7] Dir, S.; Habert, O. et Pruski, A., "Critères pour la configuration dynamique d'un fauteuil électrique par la réalité virtuelle", Proceedings of the HANDICAP Conference, Paris, France, June 2008.

[8] Backman A., "Colosseum3D – Authoring framework for Virtual Environments.", Proceedings of the 11th Eurographics Workshop Virtual Environments, 225_226, Aalborg, Danemark, Octobre 2005.

[9] N. Steyn, Y. Hamam, E. Monacelli, K. Djouani, "Virtual Reality Platform Design for Electric Wheelchair Simulation in an Enabled Environment", 7th EUROSIM Congress on Modelling and Simulation, Prague, Czech Republic, Sept. 2010.

[10] Boff K.R., Lincoln J.E., "The vestibular system in engineering data compendium: Human perception and performance.", AAMRL, WrigthPatterson AFBn OH, 766_787, 1988.

[11] H. Emam, Y. Hamam, E. Monacelli and K. Djouani, "Power wheelchair driver behavior modelling", Multi-Conference on Systems, Signals & Devices IEEE SSD 2010, Ammam, Jordanie, June 27-30, 2010

[12] Cooper, R., Thorman, T., Cooper, R., Dvorznak, M., Fitzgerald, S., Ammer, W., Song-Feng, G., and Boninger, M., "Driving characteristics of electric-powered wheelchair users: how far, fast, and often do people drive?" Arch Phys Med Rehabil, 83(2), pp. 250–255, 2002.

[13] Montesano, L., Diaz, M., Bhaskar, S., and Minguez, J., "Towards an intelligent wheelchair system for users with cerebral palsy". IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, 18(2), April, pp. 193–202, 2010.

[14] Sorrento, G., Archambault, P., Routhier, F., Dessureault, D., and Boissy, P., "Assessment of joystick control during the performance of powered wheelchair driving tasks". Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 8, May, 2011.

[15] Bezdek, J., Ehrlich, R., and Full, W., "Fcm: The fuzzy c-means clustering algorithm". Computers and Geosciences, 10, pp. 191–203, 1984.

[16] Kruskal, W., and Wallis, W., "Use of ranks in onecriterion variance analysis". Journal of the American Statistical Association, 47, December, p. 583–621, 1952.

[17] Wilcoxon, F., "Individual comparisons by ranking methods". Biometrics Bulletin, 1(6), December, pp. 80–83, 1945.

Evaluation du handicap des patients atteints de SEP à partir de la mesure de la dispersion spatiale de la charge lésionnelle

Antonio Pinti[1], Bruno Lenne[2], Laurent Peyrodie[3], Hechmi Toumi[1]

[1]IPROS - EA 4708 I3MTO, CHRO - 1 rue Porte Madeleine - BP 2439 - 45032 Orléans, France
[2]Groupe Hospitalier de l'Institut Catholique de Lille, 59462 Lomme, France
[3] Hautes Etudes d'Ingénieur, Lille 59046, France
{antonio.pinti@univ-valenciennes.fr ; Lenne.Bruno@ghicl.net ;
Laurent.PEYRODIE@hei.fr ; hechmi.toumi@univ-orleans.fr}

Résumé : Dans cet article, nous examinons la relation entre la dispersion spatiale de la charge lésionnelle et un score de handicap de patients atteints de Sclérose En Plaques (SEP). Nous étudions 4 mesures à partir de la localisation spatiale 3d des lésions cérébrales:

1) Une mesure de compacité;

2) Un rapport de l'atrophie cérébrale (rapport du volume lésionnel / volume du cerveau);

3) Une distance euclidienne déterminée à partir du centre de gravité du cerveau et les centres de gravité des charges lésionnelles ;

4) Une distance euclidienne entre les paires de charges lésionnelles.

Ces 4 mesures sont utilisées en tant que marqueurs potentiels du handicap.

Cette étude est réalisée sur 10 patients atteints de SEP avec un score EDSS (Echelle de cotation clinique du handicap) calculé par un expert pour chaque patient. Les charges lésionnelles sont segmentées à partir d'enregistrements d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) par une méthode variationnelle semi-automatique pour produire des volumes d'images binaires.

La quantification de la dispersion spatiale est réalisée en utilisant les 4 mesures définies.

Une analyse statistique permet de mettre en relation les valeurs de dispersions spatiales avec les valeurs de l'EDSS. Les résultats montrent que pour des patients ayant des charges lésionnelles similaires, une plus grande dispersion des lésions auraient tendance à augmenter le handicap.

Mots clés : SEP, Segmentation, EDSS, Evaluation.

I. INTRODUCTION

La mesure du volume total des lésions de la substance blanche sur les Images par Résonance Magnétique (IRM) est largement utilisée pour surveiller l'état pathologique et la progression de la Sclérose En Plaques (SEP) [9]. Cependant, des études antérieures sur les volumes d'images en T2 ont montré que la relation entre le volume lésionnel et l'incapacité du patient est généralement faible [1]. En particulier, la corrélation transversale entre le volume lésionnel des patients calculé sur les IRM en T2 et l'échelle d'invalidité (EDSS) [10], est généralement comprise entre 0,15 et 0,4 avec quelques études rapportant des valeurs aussi élevées que 0,6 [1]. Un certain nombre de facteurs sont connus pour affecter la corrélation, y compris le manque de spécificité pathologique de l'imagerie T2, la réorganisation et la plasticité cérébrale permettant une adaptation à un traumatisme local, et les limites de l'échelle EDSS [2].

En plus d'avoir une valeur prédictive limitée, l'accent mis sur la charge lésionnelle globale a laissé d'autres facteurs associées non exploré. Dans cet article, nous étudions des mesures mathématiques de la dispersion spatiale 3D des lésions, comme indice prédictif de l'invalidité du patient, indépendamment du volume des charges lésionnelles.

Des études ont exploré la contribution de la charge lésionnelle [5, 12] au handicap consécutif de la SEP, le plus souvent basé sur une carte de probabilité de la charge lésionnelle [3, 6].

D'autres travaux ont exploré la quantification de la répartition spatiale des lésions de démyélinisation et leurs contributions à l'invalidité [12].

Nous utilisons le terme dispersion pour définir l'étendue spatiale des lésions cérébrales.

Nous posons l'hypothèse d'un impact de l'importance de la dispersion de la charge lésionnelle sur l'importance du handicap. Ainsi, si deux patients présentent une même

charge lésionnelle, celui avec une plus grande dispersion de cette charge lésionnelle aurait tendance à avoir une plus grande invalidité en raison de l'impact plus globale sur l'activité cérébrale. Cette dispersion engendrant une déconnexion cérébrale plus diffuse réduirait la capacité d'adaptation et de plasticité cérébrale. Un tel impact de la déconnexion cérébrale a ainsi pu être démontré dans des tâches cognitives [14, 15].

Explorer les relations spatiales peuvent améliorer la compréhension de la SEP et potentiellement conduire à la découverte de nouveaux marqueurs qui peuvent aider d'une part, à évaluer le handicap causé par la maladie, et d'autre part, comprendre l'évolution de la maladie.

Dans cet article, nous examinons quatre mesures de la dispersion de la charge lésionnelle. Ces mesures sont la compacité, un rapport d'atrophie cérébrale, la distance des lésions par rapport à un point central et la distance entre les paires de lésions.

Après le calcul de chaque mesure pour les 10 patients, nous effectuons une analyse statistique pour déterminer les corrélations de ces données avec le handicap des patients.

II. METHODE

A. Base de données

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 10 patients. 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.

B. Normalisation des images

Afin de tenir compte des variations naturelles de la taille du cerveau chez les différents patients, nous appliquons le principe de l'analyse en composantes pour les voxels du cerveau pour calculer l'axe antéro-postérieur, gauche-droit et supérieur inférieur pour chaque patient. L'étendue maximale le long de chaque direction est ensuite utilisée pour normaliser les distances des lésions le long de la même direction :

$$d(x_r, y_r, z_r) = \sqrt{\frac{d_x^2}{x_b} + \frac{d_y^2}{y_b} + \frac{d_z^2}{z_b}}$$

où (x_i, y_i, z_i) sont les coordonnées du voxel lésion, (x_r, y_r, z_r) sont les coordonnées du point de référence, et (x_b, y_b, z_b) est le point central du cerveau.

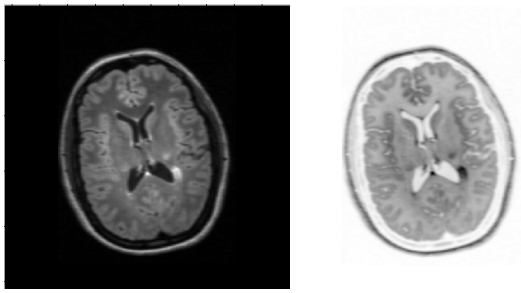
C. Mesures de la dispersion des lésions

- Compacité.

Développé par Bribiesca [4] pour quantifier la connexité des formes composées de voxels, la compacité est définie mathématiquement comme suit:

$$C \approx \frac{6n - Surface}{6n - \left(\sqrt{n}\right)^3}$$

où *Surface* correspond à la superficie totale de la faces du solide et n est le nombre total de voxels. Intuitivement, comme une forme devient moins compacte, il y a moins de connexions entre les voxels, par conséquent la *Surface* augmente et C diminue. Les principaux avantages de la compacité sont : la facilité de calcul pour des voxels entre 0 et 1, ce qui élimine la nécessité de normalisation (Figure 1).



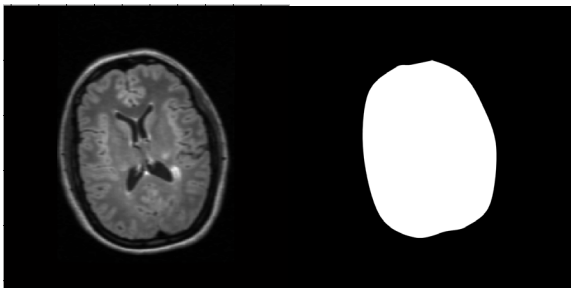
a) Coupe irm *b) carte de compacité : les taches en noir sont associés à la SEP*

Figure 1. Mesure de Compacité du volume du cerveau.

- Rapport du volume de l'enveloppe convexe et le volume du cerveau.

Pour chaque patient, nous calculons l'enveloppe convexe qui contient tous les voxels de la SEP. Ensuite, nous utilisons le ratio volume de la lésion enveloppe convexe vers le cerveau en tant que mesure de la dispersion. La justification de cette mesure est que

l'utilisation des lésions pour former une enveloppe convexe définit une région qui est plus susceptible d'être affectés par des lésions visibles que des régions situées en dehors de l'enveloppe convexe. Le volume du cerveau agit comme un facteur de normalisation (Figure 2).



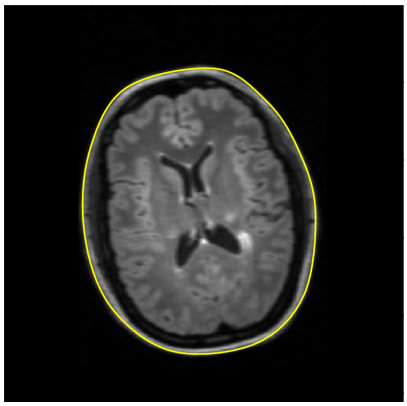
a) Image irm T2 *b) Enveloppe calculé à partir de la carte de compacité C seuillé.*

b) Les lésions SEP segmenté par contours actifs [16]

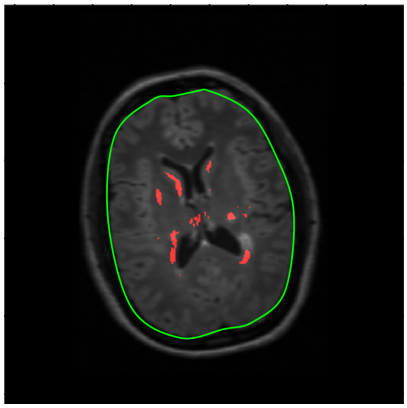
Figure 2. Mesure du rapport Volume enveloppe convexe et volume du cerveau.

- La distance euclidienne par rapport à un point de référence.

Afin de quantifier la dispersion des lésions à l'aide de distance, nous calculons la moyenne, la variance, l'entropie et l'asymétrie de la distribution de la distance euclidienne entre chaque voxel lésion et un point de référence fixe. La moyenne et la variance sont calculées directement à partir des distances, tandis que l'entropie et asymétrie sont calculées à partir d'un histogramme des distances. Nous avons testé un certain nombre de points de référence différents pour notre mesure, y compris le centre de gravité du cerveau, plusieurs points extrémaux, et les points entre les deux. Nous observons que les résultats sont dépendants de la localisation de la référence, et que le point central du cerveau défini sur la plus grosse tranche, mais projetée sur la tranche la plus inférieure, donne la plus forte corrélation à l'échelle EDSS (Figure 3).



a) Enveloppe extérieur calculée à partir de la carte de compacité, le contour est tracé sur la carte de compacité seuillée.

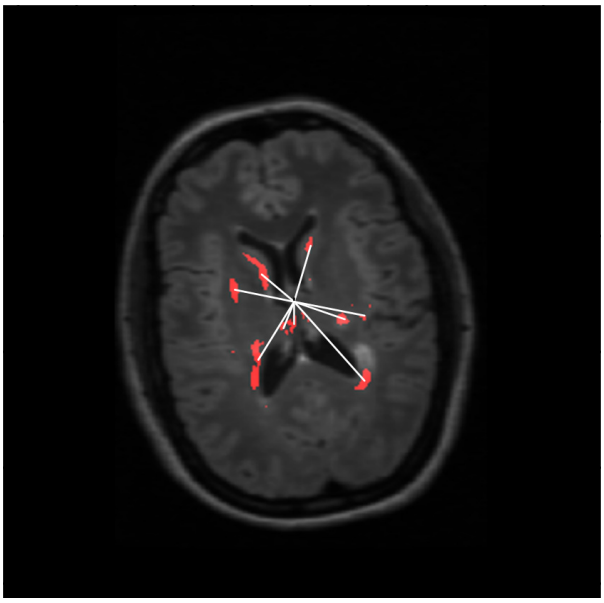


b) Enveloppe intérieur calculée à partir de la carte de compacité et la segmentation de la SEP.

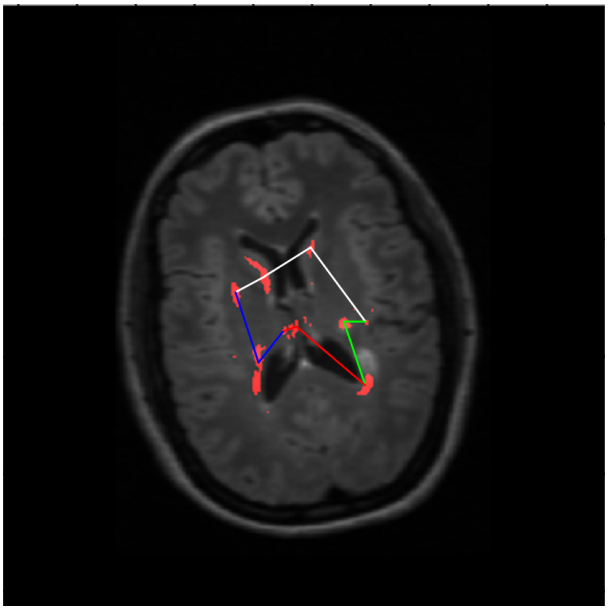
Figure 3. Segmentation par rapport à la compacité intérieure.

- Pair des distances Euclidienne.

Pour avoir une mesure de distance indépendante de tous les points de référence, nous calculons les distances euclidiennes par paire de voxels lésion pour chaque patient. Nous mesurons la moyenne, la variance, entropie et l'asymétrie de la distribution des distances par paires. La moyenne et la variance sont calculées à partir des distances, alors que l'entropie et l'asymétrie sont calculées à partir d'un histogramme des distances. Les distances sont normalisées pour chaque patient (Figure 4).



a) Calcul des distances à partir du centre du cerveau (x_b, y_b, z_b).



b) Initialisation arbitraire du premier point pour le calcul des paires de distances, chaque paire est calculée à partir des deux distances proches.

Figure 4. Mesure des paires de distances de la lésion.

D. Analyse statistique

L'analyse statistique consiste à déterminer les relations entre la dispersion des lésions, le score de l'échelle EDSS, et l'atrophie cérébrale des patients en utilisant une méthode détaillée précédemment détaillée [7]. Nous utilisons une analyse de régression afin de déterminer la présence d'une relation entre la dispersion de la charge lésionnelles des patients et le score de l'échelle EDSS, indépendamment de l'atrophie cérébrale [1, 11].

III. RESULTATS

A. Compacité

Afin de quantifier les relations entre compacité et EDSS nous calculons les corrélations entre la compacité et le score de l'échelle EDSS (r = 0,45, p = 0,01). La corrélation de Pearson entre le score de l'échelle EDSS et la compacité est importante et comparable à celle entre le score de l'échelle EDSS et le volume et montre que les patients atteints de moins de compacité ont tendance à avoir plus d'handicap.

B. Ratio des Convexe (RC) de volume pour le cerveau

Le rapport de l'enveloppe convexe par le volume du cerveau est en corrélation avec le score de l'échelle EDSS (r = 0,47, p = 0,01).

C La distance euclidienne (ED) à partir d'un point de référence fixe

Les résultats montrent que les valeurs EDSS sont significativement corrélés avec ED (r = 0,50, p = 0,001).

D. Paire de distances euclidiennes Paire-D

Les valeurs EDSS sont en corrélation avec Paire-D (r = 0,47, p = 0,01).

IV. CONCLUSION

Dans cette étude, nous avons calculé la dispersion spatiale des lésions sur les IRM de 10 patients atteints de SEP en utilisant différentes mesures. En mettant en relation ces indices de dispersions avec les valeurs du score EDSS et de l'atrophie cérébrale, nous avons constaté qu'il y avait une corrélation significative entre le niveau d'incapacité d'un patient (évalué par l'EDSS) et les mesures de dispersion. Pour quantifier la dispersion des lésions, nous avons utilisé une connectivité basée sur la compacité, le ratio de la l'enveloppe convexe, et deux mesures basées sur la distance. Dans cet ensemble de données, nous avons observé que pour décrire la

dispersion des lésions chez les patients atteints de SEP le facteur distance jouait un rôle plus important par rapport à la connectivité et taille de la région convexe. En particulier, la variance de la distance euclidienne d'un point fixe fournit de nouvelles informations sur la gravité de la SEP qui est indépendant et peut-être plus sensible que le volume totale de la lésion. A partir de ces résultats préliminaires, nous pouvons conclure que les mesures de la dispersion de la charge lésionnelle des patients atteints de SEP peuvent apporter des nouveaux indices pour l'évaluation et la prédiction du handicap.

V. BIBLIOGRAPHIE

[1] F. Barkhof. MRI in multiple sclerosis: correlation with expanded disability status scale (EDSS). Multiple Sclerosis, 5(1):283–286, 1999.

[2] F. Barkhof. The clinico-radiological paradox in multiple sclerosis revisited. Current Opinion in Neurology, 15(1):239–245, 2002.

[3] B. Bodini, M. Battaglini, and N. D. Stefano. T2 lesion location really matters: a 10 year follow-up study in primary progressive multiple sclerosis. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 82(1):72–77, 2011.

[4] E. Bribiesca. An easy measure of compactness for 2D and 3D shapes. Pattern Recognition, 41(1):543–554, 2008.

[5] A. Charil, A. P. Zijdenbos, and J. Taylor. Statistical mapping analysis of lesion location and neurological disability in multiple sclerosis: Application to 452 patient data sets. NeuroImage, 19(1):532–544, 2003.

[6] C. M. Dalton, B. Bodini, and R. S. Samson. Brain lesion location and clinical status 20 years after a diagnosis of clinically isolated syndrome suggestive of multiple sclerosis. Multiple Sclerosis, 1(1):1–7, 2011.

[7] C. Jones, D. K. Li, and G. Zhao. Atrophy measurements in multiple sclerosis. Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 9(1):1414, 2001.

[8] J. McAusland, R. C. Tam, and E. Wong. Optimizing the use of radiologist seed points for improved multiple sclerosis lesion segmentation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 57(11):2689–2698, 2010.

[9] M. Neema, J. Stankiewicz, and A. Arora. MRI in multiple sclerosis: What's inside the toolbox? Neurotherapeutics: The Journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics, 4(1):602–617, 2007.

[10] A. Traboulsee and G. Zhao. Neuroimaging in multiple sclerosis. Neurologic Clinics, 23(1):131–148, 2005.

[11] G. van Belle, L. Fisher, and P. Heagerty. Biostatistics: A methodology for the health sciences. John Wiley and Sons, 1(1):442–443, 2004.

[12] M. M. Vellinga, J. J. Geurts, and E. Rostrup. Clinical correlations of brain lesion distribution in multiple sclerosis. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 29(1):768–773, 2009.

[13] 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.

[14] M. Catani and D.H. Ffytche. The rise and the falls of disconnection syndrome. Brain, 128 (Pt 10), 2224-2239, 2005.

[15] C.M.. Filley. White matter : Organisation and functional relevance. Neuropsychol Rev, 20 (2), 158-173, 2010.

[16] F. Derraz; L. Peyrodie; A. Pinti; A. Taleb-Ahmed; A. Chikh; P. Hautecoeur,'Semi-automatic Segmentation of Multiple Sclerosis Lesion Based Active Contours Model and Variational Dirichlet Process', CMES: Computer Modeling in Engineering & Sciences, Vol. 67, No. 2, pp. 95-118, 2010.

Conférences invitées

Prof. Catherine Barthélémy (CHU de Tours)
« Autisme : grand cause nationale. »

Prof. H. Toumi (Université d'Orléans)
« Arthrose. Os sous chondral ou cartilage mythe ou réalité ? »

M. Philippe Vallet (AFM)
« Prise en compte des besoins et attentes des usagers dans le processus de recherche et d'innovation des produits de santé. »

Prof. Anne Sophie Rigaud (Hôpital Broca)
« Besoins des usagers et nouvelles technologies: le point de vue du gériatre. »
Texte non parvenu au moment de l'impression

Comprendre et mieux aider les personnes avec Autisme. Nouvelles pistes technologiques.

C. Barthélémy [1], S. Roux [2], P. Dansart [3], F. Bonnet-Brilhault [1], P. Lebocey [4], P. Gaucher [4]

1 Centre Universitaire de Pédopsychiatrie, CHRU de Tours,
Université François Rabelais de Tours, UMR INSERM U930
37044 Tours Cedex 9, France

2 Université François Rabelais de Tours,
UMR INSERM U930, 37044 Tours Cedex 9, France

3 Centre Universitaire de Pédopsychiatrie,
CHRU de Tours, 37044 Tours Cédex 9, France

4 Laboratoire d'Informatique, EPU-Polytech'Tours,
Université François Rabelais de Tours,
64, Avenue Jean Portalis, 37200 Tours,

Résumé : L'autisme est un trouble très précoce du neuro-développement de la communication sociale dont la cause est à ce jour inconnue. Ce syndrome particulièrement déroutant apparaît par définition avant l'âge de 3 ans. Ces enfants qui ont un développement physique satisfaisant expriment des comportements très inhabituels : ils ne regardent pas dans les yeux, semblent insensibles à la voix d'autrui ; une majorité d'entre eux ne parlent pas ; ils jouent seuls, ont des mouvements étranges et les petits changements de la vie courante peuvent entraîner chez eux des réactions comportementales incontrôlables. L'ensemble de ces symptômes entraîne un « handicap » qui dure toute la vie.

I. COMPRENDRE POUR MIEUX AIDER.

Il y a quelques années, encore, l'autisme était compris comme un « repli su soi », dans « sa bulle» pour s'extraire ou se protéger du monde des autres. Les mères étaient pointées du doigt.

Les nouvelles connaissances sur le développement du bébé en bonne santé, sur ses aptitudes très précoces à communiquer avec l'adulte partenaire, ont permis d'identifier les troubles précoces des interactions réciproques chez les nourrissons qui développeront plus tard un syndrome autistique. Les signes sont repérés par les parents, et les cliniciens consultés dans les deux premières années de vie de l'enfant : les particularités dans le contact œil-œil et une absence de réaction d'attention-orientation à la voix humaine, une pauvreté du répertoire des comportements adressés à autrui.

Grâce à la mise au point de techniques d'explorations très performantes pour analyser finement les interactions précoces mère-bébé dans le domaine visuel et vocal, des trajectoires atypiques de la mise en relation du bébé avec son partenaire ont été décrites. Deux exemples de recherches dans ces domaines seront donnés : l'étude de l'exploration des visages, en utilisant les systèmes d'eye-tracking (Klin et al., 2009), l'analyse des interactions vocales (Mahdhaoui et al., 2011).

Ces particularités comportementales sont sous tendues par des anomalies du traitement cérébral de l'information sociale. Les corrélats cérébraux des difficultés que vivent ces personnes pour décoder les émotions faciales d'autrui, pour se mettre à la place de l'autre pour comprendre et développer le langage commencent à être décrites (Hernandez et al. 2009, Da pretto et al., 2006, Gervais et al., 2004, Bruneau, Rogier et al., 2010).

II. REMEDIATIONS PRECOCES

Dans les premières années de vie de l'enfant, les systèmes cérébraux sont encore très malléables du fait de la plasticité neuronale. Les interventions précoces visant à activer les réseaux neuronaux de la communication sociale sont donc préconisées dès qu'un syndrome d'autisme est repéré lors des consultations spécialisées.

Le prototype de ces rééducations précoces est la thérapie d'échange et de développement.

Toutes les conditions sont réunies pour que l'enfant soit facilité, au cours de séquences de jeu, dans ses ajustements sensori-moteurs et émotionnels et ses synchronisations avec autrui (Barthélémy et al., 1995). Les synchronisations de l'activité cérébrale de deux personnes qui s'imitent commencent à être décrites (Dumas, Nadel et al., 2010).

Dans une recherche menée à Tours (projet ANR RobAutiSTIC), les premiers résultats sur la médiation par un robot des interactions réciproques enfants/adultes ont été décrites (Lebocey et al. 2008).

III. TECHNIQUES DE COMMUNICATION AUGMENTATIVE ALTERNATIVE

Pour développer le langage, différentes approches (les supports visuels, en particulier sur écran type speech viewer) sont motivantes, dynamiques, elles permettent d'adapter le support aux goûts et intérêts de l'enfant qui va exercer un contrôle visuel sur la propre production vocale, même avant la production de mots.

Lorsque le langage est absent ou très réduit, les gestes, les supports « imagés » (photos, pictogrammes) sont très largement utilisés (Makaton, PECS).

De nouvelles pistes pour développer les habiletés sociales, la communication et être autonome pour apprendre sont ouvertes grâce aux développements technologiques : les écrans tactiles et intéractifs, la réalité virtuelle, les logiciels de jeux sociaux vont permettre d'exercer l'image de soi, les coopérations interpersonnelles, les habiletés sociales et la communication.

L'accessibilité de ces applications aux personnes avec autisme tout au long de leur vie constitue un nouvel enjeu de santé et de société.

IV. REFERENCES

Barthélémy, C., Hameury, L., Lelord, G. L'autisme de l'enfant. La thérapie d'échange et de développement. Expansion Scientifique Française, 1995, 396p.

Dapretto, M., Davies, M. S., Pfeifer, J. H. Scott, A. A., Sigman, M., Bookheimer, S. Y., Lacoboni, M. Understanding emotions in others : mirror neuron dysfunction in children with autism spectrum disorders. Nat. Neurosci., 2006, 9, 1, 28-30.

Dumas, G., Nadel, J., Soussignan, R., Martinerie, J., Garnero, L. Inter-Brain synchronization during social interaction. PLoS ONE, 2010, 5, 8, e12166.

Gervais, H., Belin, P., Boddaert, N., Leboyer, M., Coez, A., Sfaello, I., Barthelemy, C., Brunelle, F., Samson, Y., Zilbovicius, M. Abnormal cortical voice processing in autism : a fMRI study. Nature Neuroscience, 2004, 7, 8, 801-80.

Hernandez, N., Metzger, A., Magne, R., Bonnet-Brilhault, F., Roux, S., Barthelemy, C., Martineau, J. Exploration of core features of a human face by healthy and autistic adults analyzed by visual scanning. Neuropsychologia, 47, 1004-1012.

Klin, A., Lin, D. J., Gorrindo, P., Ramsay, G., Jones, W. Two-year-olds with autism orient to non-social contingencies rather than biological motion. Nature, 2009, 14, 459, 7244, 257-61.

Lebocey, P., Billant, L., Gaucher, P., Monmarché, N., Slimane, M., Dansart, P., Dauphin, A.S., Barthélémy, C. Un robot-jouet pour susciter la communication chez l'enfant avec autisme. 5ème Conférence HANDICAP'2008, Paris, 10-12 juin 2008.

Mahdhaoui, A., Chetouani, M., Cassel, R. S., Saint-Georges, C., Parlato, E., Laznik, M. C., Apicella, F., Muratori, F., Maestro, S., Cohen, D. Computerized home video detection for motherese may help to study impaired interaction between infants who become autistic and their parents. International Journal of Methods in Psychiatric Research, 2011, 20,1, e6-e18.

Bruneau, N., Rogier, O., Malvy, J., Bonnet-Brilhault, F., Barthélémy, C. Atypical developmental pattern of voice processing in autism. International Journal of Psychophysiology, 2010, 77, 3, 236.

Patellar trabecular architecture and the structure of the quadriceps enthesis

Hechmi Toumi[1] and Eric Lespessaille[1]

EA 4708 I3MTO, CHR – 1, rue Porte Madeleine - BP 2439 - 45032 Orléans, France
{hechmi.toumi@univ-orleans.fr; eric.lespessailles@chr-orleans.fr}

Purpose: We investigated whether there were regional differences in the quadriceps enthesis and the patella bone structure that could suggest unequal force transmission to the patella. Methods: Quadriceps tendon enthesis was removed by cutting the patellae transversally in the middle and the quadriceps tendon approximately 1 cm from the bone. Tissues were post-fixed, decalcified, dehydrated through and embedded in paraffin wax. Serial longitudinal sections were cut, mounted on glass slides at 1mm intervals and slides were stained. Trabecular architecture was analysed from digital images taken from the histological slides and regional differences at the enthesis in the thickness of the uncalcified fibrocartilage and the cortical zone of calcified tissue (calcified cartilage and lamellar bone) were evaluated. Results: At the quadriceps enthesis, the thickness of the cortical zone of calcified tissue was significantly greater in the central part of the enthesis than medially and laterally. The trabeculae were thicker in the central and lateral parts compared to the medial region. Similarly, the zone of uncalcified fibrocartilage was thicker laterally and centrally than medially. Conclusion: Bone structure and the thickness of uncalcified fibrocartilage presented a similarity between the centre and the lateral parts, however the medial side was different. We suggest that the mechanical stress at the proximal quadriceps tendon enthesis is higher laterally and centrally compared to medially. This could induce a lateral patellar translation, which is potentially a risk factor for knee osteoarthritis.

Keywords: Fibrocartilage, knee, quadriceps, osteoarthritis.

I. INTRODUCTION

Patellofemoral pain syndrome is related to a combination of factors involving malalignment of the knee extensor mechanism [1, 8]. The common presentation is knee pain in association with positions of the knee that result in increased or misdirected mechanical forces between the kneecap and femur [8]. A common misconception is that the patella only moves in an up-and-down direction. In fact, it also tilts and rotates, so there are various points of contact between the undersurface of the patella and the femur [12]. Repetitive contact associated with elevated joint stress at any of these areas, sometimes combined with maltracking of the patella is the likely mechanism of retropatellar and peripatellar pain [4]. Many theories have been proposed to explain the etiology of the patella maltracking. These include biomechanical, muscular and overuse theories [5]. It still not known whether the problem primarily relates to a unique anatomical feature (i.e alignment between the hip and the knee), to an unequal pattern of force transmission between the quadriceps muscles and the patella, or both [5].

It is generally accepted that changes in force transmission through cancellous bone result in a modification of its architecture. This is the principle underpinning Wolff's law. It is widely assumed that analysis of trabecular bone architecture provides valuable information on stress patterns within cancellous bone [14]. Tendons are capable of responding to exercise or immobilisation by altering their tensile strength [17]. The cells in tendons and ligaments are capable of detecting changes in mechanical load and co-ordinating their response to alter the composition of the extracellular matrix. One of the most obvious ways in which the extracellular matrix of tendons and ligaments is modified in response to load is by the formation of a fibrocartilaginous matrix at sites where the tendons or ligaments are under mechanical stress [3]. There is more

fibrocartilage at the horns of the more mobile lateral menisci of the knee joint than the medial menisci [2, 4]. Similarly, there is a greater quantity of fibrocartilage at the insertion of biceps than at brachialis or triceps [2, 4] because although biceps, triceps and brachialis are all involved in flexion or extension of the elbow joint, biceps alone act as a supinator and thus has a distinctive triplanar motion at its insertion site [3]. Movement and load are the mechanical stimulus that triggers the metaplasia of fibroblasts to fibrocartilage cells and there is a good correlation between the quantity of uncalcified fibrocartilage at an enthesis and the extent of movement that occurs between tendon/ligament and bone [3]. Therefore, in order to evaluate the pattern of force transmission between the quadriceps muscles and the patella, we have described the fibrocartilaginous structure of the quadriceps tendon enthesis and the regional differences in the trabecular architecture of the patella. This may help to explain the patella instability and would clarify the contribution of the different components of the quadriceps muscles in the alignment of the kneecap.

II. METHOD

The study meets the NHS Ethics Research Committee provided approval in accordance with the principles in the declaration of Helsinki. Seven dissecting room cadavers (5 male and five female) were donated to the department of Anatomy at the faculty of medicine of the University of Auvergne for anatomical examination. The donors ranged in age from 68 to 78 years at the time of death; the mean age at death was 73 ± 5 years. None of the donors' knees appeared to have undergone prior lower limb operative procedures. Details about the lifetime activities of the donors were not available. The cadavers had been perfused for 72 h with an embalming fluid containing 4% formaldehyde and 25% alcohol. In total, twenty patellae (patella on both sides in 10 cadavers) were removed from each cadaver for histological and morphometrical analysis.

Histology:

The procedures used have been described by a previous study [16]. Quadriceps tendon enthesis was removed by cutting the patellae transversally in the middle and the quadriceps tendon approximately 1 cm from the bone. Each specimen was divided longitudinally into medial, central and lateral parts. For examining the quadriceps tendon enthesis, tissue was post-fixed in 10% neutral buffered formalin, decalcified with 5% nitric acid, dehydrated through a graded alcohol series, cleared in xylene and embedded in paraffin wax. Serial longitudinal sections were cut at 8 μm throughout the medial, central and lateral thirds of the enthesis and 12 sections were mounted on glass slides at 1-mm intervals. Slides were stained with Hall and Brunt's quadruple stain, Masson's trichrome (for photography) and toluidine blue (for fibrocartilage metachromasia).

Trabeculae structure analysis:

The histological slides were scanned using Epson scanner (Epson perfection 1250 Model G820A, Japan) with a high-resolution algorithm (1200 * 2400 dpi) (Fig. 5a). The imaging parameters were identical for all the slides. Images were transferred to a personal computer and structural analyses of the bone were performed. Algorithms used to characterize bone architecture were all developed in the laboratory using Matlab Software.

The analyses used have been described previously by Toumi et al. (2006). The boundary between the thin cortical bone and the underlying trabecular bone was defined using an automatic contour detection algorithm. Subsequently, a segmentation process permitted separation of spicules from bone marrow. The segmentation was made with an edge detection using a LaPlacian–Gaussian filter. This includes both a smoothing filter (which convolutes the image by a Gaussian filter) and a second-order derivative filter. Tuning of this combined filter addresses the size of the smoothing window, but also the variance of the convolutive Gaussian filter. Zero-crossing detection in the resulting image provides a binary image in which dark regions represent the bone marrow and light regions represent trabeculae. Several variables were calculated on the binary images based on two-dimensional (2D) analysis. These were (1) apparent bone volume = Trabecular bone /tissue volume and (2) apparent trabecular thickness = 2/(trabecular separation / apparent bone volume).

Morphometric analysis of histological sections:

The method has been described previously by Toumi et al. (2006). At all three parts (medial, central and lateral) of the enthesis and following a method adopted originally by Benjamin et al. (1991), the thickness of total calcified tissue was determined by measuring the thickness of the cortical zone of calcified tissue (calcified cartilage and lamellar bone). The thickness of the zone of uncalcified fibrocartilage was estimated by measuring the distance from the tidemark to the furthest recognizable chondrocyte within the tendon. Five such measurements were taken at equal intervals across the attachment site on one slide at each 1-mm sample point.

III. RESULTS

Gross anatomy (Fig. 1): The attachment of the quadriceps tendon to the patella is shown in Fig. 1-2.

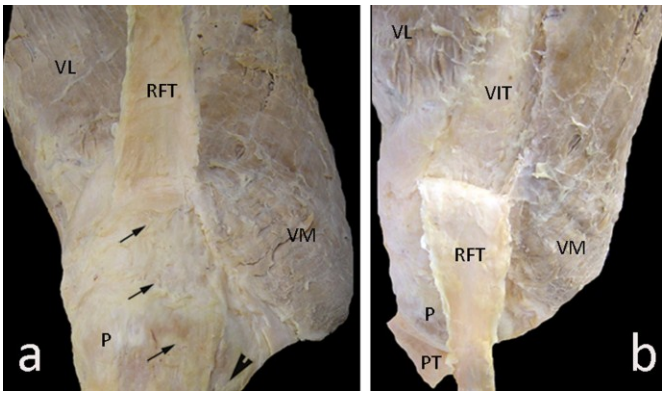


Figure 1: Gross anatomy of the patella and the quadriceps (a, b): anterior view.
Note the rectus femoris is layering superficially and centrally on the top of the quadriceps tendon. RF tendon (RFT) could be easily separated from the rest of the quadriceps tendon. There are few superficial fibres which continue on the top of the patella (arrows) and join the patella tendon. (P: patella, PT: patella tendon)

The cadaveric dissections showed that the quadriceps tendon is multilayered and formed by the convergence of all four muscles just proximal to the superior patella. The RF is the most superficial layer inserting on to the patella and becomes tendinous 3.2 ± 0.4cm proximal to the patella. RF tendon is layering superficially and centrally on the top of the quadriceps tendon. It could be easily separated from the rest of the quadriceps tendon simply by introducing the thumb between the RF tendon and the rest of quadriceps tendon. There are a few superficial fibres which continue on the top of the patella and join the patella tendon. VL and VI tendons run vertically and join together at 2.8 ± 0.5 cm proximal to its insertion into the patella. However, the VM inserts obliquely to the patella and becomes tendinous only a few millimetres before it inserts to the patella (1.1 ± 0.7 cm).
Histological analysis of the quadriceps tendon enthesis (Fig. 2): The thickness of the cortical zone of calcified tissue (calcified cartilage and lamellar bone) was significantly greater in the central part of the enthesis than medially ($p = 0.02$) and laterally ($p = 0.04$). Values in millimeters were 1.27 ± 0.12 centrally, 0.93 ± 0.11 laterally and 0.72 ± 0.07 medially. There was also significant difference between the medial and lateral side. The thickness of the calcified tissue was significantly higher laterally ($p = 0.04$). The zone of uncalcified fibrocartilage was significantly thicker laterally and centrally than medially. Values in millimeters were 0.59 ± 0.11 centrally, 0.49 ± 0.09 laterally and 0.32 ± 0.07 medially). However, no significant difference was observed between the central and lateral parts ($P=0.08$).

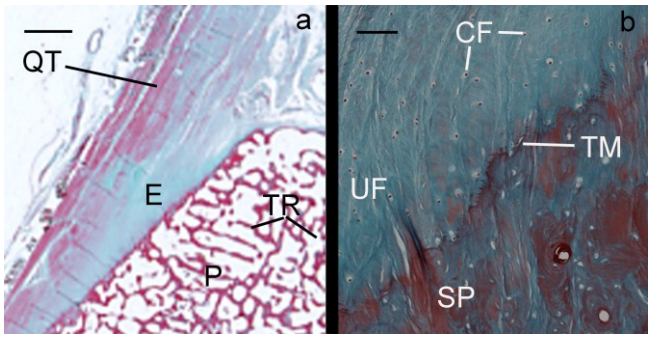


Figure 2: Histological sections of the quadriceps tendon enthesis. (a) A low-magnification view (Epson scanner) of a histological section of the superior pole of the patella (P) showing the quadriceps tendon (QT), the enthesis (E) and the trabeculea (TR). Scale bars = 2 mm. Masson's trichrome. (b) A high magnification view at the quadriceps tendon enthesis showing the Uncalcified fibrocartilage (UF), the fibrocartilage cells (FC), the tide mark (TM) and the subchondral bone plae (SB). Scale bars = 0.1 mm. Masson's trichrome.
Bone structure analysis: Essentially, in the proximal region of the patella, the apparent bone volume (corresponding to the sum of trabecular volume devided by the total tissue volume) was significantly higher centrally and laterally than it was medially (i.e. central: 0.47 ± 0.04, lateral: 0.43 ± 0.02, medial: 0.37 ± 0.02, Fig. 3) with no significant difference between the central and lateral parts ($P = 0.2$). There were similar differences in the apparent trabecular thickness. The trabeculae were thicker in the central and lateral parts compared to the medial region (i.e. central: 0.17 ± 0.05mm, lateral: 0.15 ± 0.04mm, medial: 0.08 ± 0.03mm).

IV. CONCLUSION

The present results showed a regional variation in the fibrocartilage at the quadriceps tendon enthesis and the

trabeculea architecture of the proximal region of the patella. Collectively, the data showed that a greater amount of total calcified and non-calcified tissues at the quadriceps tendon enthesis occurred centrally and laterally than medially. This suggests that it is these sites which are subjected to the greatest force. Furthermore, the close correspondence in the amount of bone at the proximal side of the patella (more bone volume laterally and centrally than medially) and the quantity of fibrocartilage at the quadriceps tendon enthesis (more fibrocartilage laterally and centrally than medially) provides further evidence to suggest that the load transferred from the quadriceps to the patella is greater laterally and centrally than medially. This could induce a lateral patellar translation which is potentially a risk factor for knee osteoarthritis.

V. BIBLIOGRAPHY

1. Balachandar V, Twycross-Lewis R, Morrissey D. EMG mapping of the quadriceps in patellofemoral pain syndrome during functional activities: a pilot study. Br J Sports Med. 2011;45(15):A14-5.
2. Benjamin M, Newell RL, Evans EJ, Ralphs JR, Pemberton DJ. The structure of the insertions of the tendons of biceps brachii, triceps and brachialis in elderly dissecting room cadavers. J Anat. 1992;180:327-32.
3. Benjamin M, Ralphs JR. Fibrocartilage in tendons and ligaments--an adaptation to compressive load. J Anat. 1998;193:481-94.
4. Benjamin M, Tyers RN, Ralphs JR. Age-related changes in tendon fibrocartilage. J. Anat. 1991. 179;127-136.
5. Bolgla LA, Boling MC. An update for the conservative management of patellofemoral pain syndrome: a systematic review of the literature from 2000 to 2010. Int J Sports Phys Ther. 2011; 6(2):112-25.
6. Chen BB, Shih TT, Hsu CY, Yu CW, Wei SY, Chen CY, Wu CH, Chen CY. Thigh muscle volume predicted by anthropometric measurements and correlated with physical function in the older adults. J Nutr Health Aging. 2011; 15(6):433-8.
7. Evans EJ, Benjamin M, Pemberton DJ. Fibrocartilage in the attachment zones of the quadriceps tendon and patellar ligament of man. J Anat. 1990;171:155–162.
8. Fredericson M, Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. Am J Phys Med Rehabil. 2006;85(3):234-43.
9. Gao J, Messner K. Quantitative comparison of soft tissue-bone interface at chondral ligament insertions in the rabbit knee joint. J Anat. 1996;188:367–373.
10. Giori NJ, Beaupré GS, Carter DR. Cellular shape and pressure may mediate mechanical control of tissue composition in tendons. J Orthop Res. 1993;11(4):581–591.
11. J Anat. 1991;179:127-36.
12. Koh TJ, Grabiner MD, De Swart RJ. In vivo tracking of the human patella. J Biomech. 1992;25(6):637-43.
13. Merrilees MJ, Flint MH. Ultrastructural study of tension and pressure zones in a rabbit flexor tendon. Am J Anat. 1980;157(1):87-106.
14. Pal GP, Routal RV. Architecture of the cancellous bone of the human talus. Anat Rec. 1998 ;252(2):185-93.
15. Prescott JW, Priddy M, Best TM, Pennell M, Swanson MS, Haq F, Jackson RD, Gurcan MN. An automated method to detect interstitial adipose tissue in thigh muscles for patients with osteoarthritis. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2009:6360-3.
16. Toumi H, Higashiyama I, Suzuki D, Kumai T, Bydder G, McGonagle D, Emery P, Fairclough J, Benjamin M. Regional variations in human patellar trabecular architecture and the structure of the proximal patellar tendon enthesis. J Anat. 2006 Jan;208(1):47-57.
17. Woo SL, Buckwalter JA. Injury and repair of the musculoskeletal soft tissues. J Orthop Res. 1988;6(6):907-31.

« Prise en compte des besoins et attentes des usagers dans le processus de recherche et d'innovation des produits de santé. »

Philippe Vallet, A.F.M.
pvallet@afm.genethon.fr

Résumé : Prendre en compte les besoins des personnes en situation de handicap dans l'élaboration et la conception de nouveaux produits semble une évidence d'un point de vue industriel, tout produit est conçu et fabriqué en s'appuyant sur des études d'impact des prospects. Encore trop rare dans le domaine des produits d'assistance, cette démarche est un atout pour des produits mieux conçus et plus proche de l'attente des futurs clients. Une thèse l'a illustrée et des projets ont mis clairement en lumière l'apport de la participation des usagers dans les programmes de R&D.

I. DEFAUT DE MOYENS OU EVOLUTION DES METHODES ?

Des travaux réalisés dans le cadre d'un thèse pour obtenir le grade de docteur délivré par l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Spécialité " Génie Industriel " , a tenté de démontrer les différentes approches comme la « conception universelle » et la conception centré utilisateur ». L'observation du tissu industriel montre de façon nette un secteur à forte densité de PME/PMI avec des moyens de R&D très en proportion avec la taille des entreprises. La recherche fondamentale a un fort potentiel et pourrait de ce fait alimenter en brevets les entreprises. Pour autant, il n'existe pas de programme ambitieux pour soutenir celle-ci. Dans ce paysage déjà très contraint, est-il opportun d'investir sur des méthodes ?

II. LA PRISE EN COMPTE DES AVIS DES USAGERS : UN ATOUT POUR LE PRODUIT

A travers différents projets portés par l'A.F.M., la prise en compte des besoins des usagers en amont du projet, et la participation des usagers au cours du projet lui-même est mise en œuvre de façon systématique. A travers le projet développement d'un ventilateur dédié aux patients touchés par une maladie neuromusculaire, le comparatif de perception et d'expression des besoins entre deux groupes, les prescripteurs d'une part et les patients d'autre part montre très clairement un certain nombre d'écart ayant des impacts forts sur le futur cahier des charges fonctionnel. Ces écarts ont pu être mesurés grâce à une enquête très fine sur les attendu produit en terme de fonction. Ces résultats plaident en faveur de la mise en œuvre de ces méthodes qui « in fine » positionneront le produit distribué avec un niveau de qualité important.

III. DES PREALABLES INDISPENSABLES

Cette participation des usagers dans ces travaux des R&D soit en amont, soit pendant la vie du projet, soit éventuellement dans une phase d'évaluation nécessite : que les associations de patients puissent s'organiser afin d'identifier des patients puis de les sensibiliser aux méthodes, règles et langages des équipes de recherche. Il est indispensable que le patient membre à part entière de l'équipe projet soit le plus pertinent au regard des règles et usages des équipes de professionnels, et que cette complémentarité des acteurs ne soit pas un frein dans le déroulement du projet. Les patients amenés à concourir aux enquêtes de besoins et aux phases d'évaluation doivent être identifiable rapidement par les réseaux soit de soins, soit des associations. La présence des patients au sein des projets répond aux exigences de plus en plus fortes des instances publiques tant sur le plan national que Européen des besoins d'études cliniques avant la mise sur la marché. La présence de patients intègre dès la conception du produit cette dimension d'évaluation clinique.

Fig.1 : Logo de la conférence Handicap 2012.

Index des auteurs

Aarij, Mahmood Hussaan 15
Abchiche, Nadia 115
Abdelhak, Moussaoui 184
Abraham, Maryvonne 191, 203
Amadou Kountché, Djibrilla 169
Andre, Jean-Marc 79
Andriatrimoson, Antonio 115, 151
Arab, Farah 133
Archambault, Dominique 122
Armoogum, Jimmy 64
Atarodi, Siavash 157
Aupetit, Sebastien 27, 39
Baer, Michel 151
Barbier, Franck 98
Barthélémy, Catherine 228
Beasche, Cecile 127
Ben Hamida, Ahmed 51
Bendiouis, Yamina 184
Berger-Vachon, Chrisitian 51, 57
Bottaro, Samuel 79
Bothorel, Cécile 8
Bouilland, Stéphane 98
Bourhis, Guy 210
Bourmaud, Gaëtan 74
Bousefsaf, Frédéric 157
Bruget, Kévin 180
Carlier, Florent 175
Colle, Etienne 115, 151
Cubaud, Pierre 139
Da Silva, Christophe 127
Dejoux, Virginie 64
Depretz, Mathias 127
Djoulah, Farida 79
Djemai, Mohamed 98
Dupin, Francis 110
Dupire, Jérôme 21, 197
Fajardo-Flores, Silvia 122
Farcy, René 163
Feng, Heng 85
Gabrielli, Francois 98
Gacem, Amina 216
Galerne, Simon 115
Gnansia, Dan 57
Godard, Nathan 33
Goncalves, Frédéric 216
Guardiola, Emmanuel 21
Guillet, Vivien 2
Guilmois, Georges 210
Guyomar, Marine 191, 203
Hamiti, Sofiane 33
Handouzi, Wahida 184
Hoppenot, Philippe 151
Humbert, Alexandre 33
Jeanvoine, Arnaud 57
Kaghat, Fatima-Zahra 139
Kallel, Fathi 51
Kieffer, Simon 79
Krahe, Jaime Lopez 46
Laboissière, Rafael 57
Le Saux, Frederic 191
Lenne, Bruno 222
Lespinet-Najib, Véronique 79
Loeb, Thomas 151
Maaoui, Choubeila 104, 184
Mader, Stéphanie 21
Magnier, Cécile 91
Malafosse, Benjamin 216
Malla Osman, Zahen 197
Manson, Natacha 74
Marquis, Philippe 151
Martin, Benoît 33
Mascret, Bruno 2
Maximiano, Luiz Felipe 8
Mereuta, Alina 27, 39
Mille, Alain 2
Monacelli, Eric 110, 216
Monmarché, Nicolas 169
Morère, Yann 210
Natkin, Stéphane 21
Ozguler, Anna 151
Parvanova, Elka 127
Peyrodie, Laurent 222
Pino, Pierre 33
Pinti, Antonio 222
Pruski, Alain 104, 157, 184
Pudlo, Philippe 98
Rabreau, Olivier 216
Rannou, Sandrine 191, 203
Reitz, Nicolas 33
Retaux, Xavier 74
Rohmer, Serge 85, 145
Sailhan, Françoise 139
Schiro, Jessica 98
Schmid, Alain 216
Sehaba, Karim 15
Simonnet, Mathieu 8
Slimane, Mohamed 27, 39, 169
Terrat, Hélène 68
Thevenon, André 98
Thomann, Guillaume 91
Thépaut, André 8
Toumi, Hechmi 222, 230
Truy, Eric 57
Uzan, Gérard 127
Vallet, Philippe 234
Veytizou, Julien 91
Villeneuve, François 91
Zbakh, Mohammed 46
Zegarra, Jesus 163

Maquette
Jérôme Dupire
Jaime Lopez Krahe
Guillaume Tiger
Couverture
Celle-dont-on-ne-doit-pas-dire-le-nom
Logo Handicap 2012
Delphine Soriano

Imprimé à Lyon

Dépôt légal: juin 2012
ISBN 978-2-9536899-2-1

Handicap 2012
Copyright IFRATH 2012