

**Dominique Archambault
Jaime Lopez-Krahe (Eds.)**

Technologie, Handicap, Vieillesse, Indépendance

Colloque "Jeunes Chercheurs, Jeunes Chercheuses"
Paris, Institut National des Jeunes Sourds, 23 juin 2011
Actes



**Institut Fédératif de Recherche
sur les Aides Techniques
pour les personnes Handicapées**

Éditeurs

Dominique Archambault
Équipe INOVA, UFR 919
Université Pierre et Marie Curie, Paris 6
4, place Jussieu — 75252 Paris Cedex 5
dominique.archambault@upmc.fr

Jaime Lopez-Krahe
Laboratoire THIM
Université Paris 8
2, rue de la liberté — 93526 Saint-Denis cedex
Jaime.Lopez-krahe@univ-paris8.fr

Mise en page

Maquette Dominique Archambault
Couverture Delphine Soriano
Camera-ready par les auteurs

Impression

QUICKPRINT
115, rue Tronchet
69006 Lyon

Gestion des soumissions

EasyChair conference system
<http://easychair.org>

ISBN 978-2-9536899-1-4
Dépôt légal Juin 2011
© IFRATH

<http://ifrath.fr>

Préface

Nous sommes heureux de vous présenter les actes du premier colloque Jeunes Chercheurs, Jeunes Chercheuses (JCJC'2011) "*Technologie, Handicap, Vieillesse, Indépendance*", organisé par l'IFRATH le 23 juin 2011 à l'Institut National des Jeunes Sourds, à Paris.

L'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour les personnes Handicapées (IFRATH) a pour but de promouvoir l'apport des solutions technologiques pour l'aide aux personnes en situation de handicap, ceci en relation avec les soignants et les sujets concernés.

L'IFRATH organise des réunions thématiques trimestrielles, qui rassemblent régulièrement des personnes concernées avec une volonté d'ouverture et d'intégration de nos jeunes, voire futurs collègues, et, tous les 2 ans, la conférence Handicap. En conjonction avec le salon "Autonomic", la conférence Handicap réunit depuis 2000 les acteurs français et francophones du domaine des Technologies d'Assistances aux personnes handicapées. L'édition 2010, "*La pluridisciplinarité au service d'une réalité sociétale*" a réuni plus d'une centaine de personnes.

Lors de cet événement, le prix de thèse de l'IFRATH a été lancé, dans le but de récompenser les meilleurs travaux doctoraux en sciences et technologies se rapportant aux différents handicaps physiques, sensoriels et cognitifs, afin d'encourager et de promouvoir la recherche dans ce domaine. Doté par l'AFM (Association Française contre les myopathies) d'un prix de 3000 €.

Le jury, composé des membres du Conseil d'administration de l'IFRATH titulaires d'un doctorat, conformément au règlement, après vote sur les deux finalistes, a décidé d'attribuer deux prix, qui ont été remis lors du colloque JCJC :

- le premier prix de thèse IFRATH 2010 est attribué à M. Jean-Baptiste Bernard pour sa thèse soutenue en février 2009 à l'Université de la Méditerranée Aix-Marseille II et intitulée "*Psychophysique de la lecture en base vision : Simulation de scotome, modélisation et développement d'aides visuelles*", dirigée par M. Eric Castet ;
- Le deuxième prix de thèse IFRATH 2010 est attribué à M. Christophe Sauret pour sa thèse soutenue en mars 2010 à l'Université Blaise Pascal Tours et intitulée : "*Cinétique et énergétique de la propulsion en fauteuil roulant manuel*", dirigée par M. Mariano Cid.

Le colloque JCJC s'adresse aux doctorants et jeunes docteurs qui travaillent dans le domaine des technologies d'assistance aux personnes handicapées et vieillissantes et pour leur autonomie. Il peut aussi intéresser des étudiants en Master désireux de faire de la recherche dans ces domaines. Ce colloque constitue un important lieu d'échanges scientifiques pour les étudiants et jeunes chercheurs dans le champ des Aides Techniques, ces objectifs sont de :

- permettre aux jeunes chercheurs de présenter l'état de leur travaux à un panel de chercheurs expérimentés, afin de recevoir leurs critiques constructives ainsi que celles de leurs collègues ;
- discuter de l'évolution du domaine des Aides Techniques, au niveau national et International ;
- animer cette communauté scientifique, et en particulier de favoriser les rencontres entre les acteurs d'aujourd'hui et de demain, et d'encourager le dialogue interdisciplinaire au sein de ce domaine ;
- inciter les jeunes chercheurs à présenter leurs travaux au prix de thèse de l'IFRATH ;
- promouvoir la recherche dans le domaine des Aides Techniques.

De plus le colloque JCJC contribue au développement de cette discipline scientifique en plein développement, en facilitant l'intégration de jeunes chercheurs et chercheuses au sein de la communauté naissante.

Les articles présentés ont chacun été référés par 3 membres du comité scientifique. Les 2 lauréats du prix de thèse de l'IFRATH feront des présentations invitées.

Nous remercions chaleureusement l'AFM, qui parraine le prix de thèse, ainsi que l'INJS qui accueille la manifestation en ses murs.

Dominique Archambault
Jaime Lopez-Krahe

Comités

Comité Scientifique

Président

Jaime Lopez-Krahe	THIM, Université Paris 8
Maryvonne Abraham	Institut Telecom, Telecom-Bretagne
Dominique Archambault	INOVA, Université Pierre et Marie Curie-Paris 6
Christian Berger Vachon	Université Claude Bernard-Lyon 1
Guy Bourhis	LASC, Université Paul Verlaine-Metz
François Cabestaing	LAGIS, Université Lille 1
Etienne Colle	IBISC, Université d'Évry-Val d'Essonne
Jérôme Dupire	CEDRIC, CNAM
Charles Fattal	Centre Mutualiste Neurologique Propara
Pierre Gaucher	Laboratoire d'informatique, Université de Tours
Philippe Hoppenot	IBISC, Université d'Évry-Val d'Essonne
Antonio Pinti	LAMIH, Université de Valenciennes
Alain Pruski	LASC, Université Paul Verlaine-Metz
Anne-Catherine Scherlen	ESSILOR, Institut de la Vision, Paris
Mohamed Slimane	Laboratoire d'informatique, Université de Tours
Gérard Uzan	THIM, Université Paris 8

Comité d'Organisation

Président

Dominique Archambault	INOVA, Université Pierre et Marie Curie-Paris 6
Christian Berger Vachon	Université Claude Bernard-Lyon 1
Jérôme Dupire	CEDRIC, CNAM
Jaime Lopez-Krahe	THIM, Université Paris 8
Delphine Soriano	CEDRIC, CNAM
Christophe Sauret	Arts & Métiers ParisTech et Institution Nationale des Invalides

Table des Matières

Un Modèle pour Prédire les Stratégies Oculomotrices Optimales de Patients avec Rétinopathie durant la Lecture	1
<i>Jean-Baptiste Bernard, Fermin Moscoso del Prado, Anna Montagnini and Eric Castet</i>	
Méthode d'Estimation de la Puissance Mécanique Produite par un Utilisateur de Fauteuil Roulant Manuel pour se Propulser sur le Terrain	11
<i>Christophe Sauret, Philippe Vaslin and Mariano Cid</i>	
Quelles ressources pour le sujet vieillissant ? Les ontologies, une perspective pour la conception et l'évaluation des aides capacitanes	21
<i>Farah Arab, Pierre Rabardel and Hélène Pigot</i>	
Interagir pour construire du sens : Une opportunité pour les dispositifs d'aide aux personnes en situation de déficience visuelle	33
<i>Loïc Deschamps, Charles Lenay, Katia Rovira, John Stewart and Dominique Aubert</i>	
Nécessités d'interaction des utilisateurs voyants et non-voyants dans une interface pour faire mathématiques	45
<i>Silvia Fajardo-Flores and Dominique Archambault</i>	
Assistance à la Conduite par Approche Déictique pour Fauteuil Intelligent	57
<i>Frédéric Leishman</i>	
Du transcripteur Braille à l'outil pédagogique	69
<i>Bruno Mascaret</i>	
Optimisation des capteurs infrarouges d'obstacles pour les non-voyants	79
<i>Joselin Villanueva and René Farcy</i>	
Dictionnaire inversé Langue des Signes Française – Français	93
<i>Mohammed Zbakh</i>	
Système de Navigation pour non-voyants et mal voyants	103
<i>Jesus Zegarra and René Farcy</i>	
Index des auteurs	113

Un modèle pour prédire les stratégies oculomotrices optimales de patients avec rétinopathie durant la lecture

Jean-Baptiste Bernard¹, Fermin Moscoso del Prado², Anna Montagnini³ and Eric Castet³

¹ SELAB, University of California, Berkeley, USA

² Laboratoire Dynamique du Langage, Lyon, France

³ Institut de Neurosciences Cognitives de la Méditerranée, Marseille, France

Abstract. Un modèle mathématique est présenté capable de définir des stratégies oculomotrices optimales de lecture pour des sujets avec ou sans scotomes centraux. Le modèle montre des effets connus de la littérature pour la lecture avec ou sans scotome central et suggère de meilleures performances de lecture pour les patients avec scotomes centraux utilisant des stratégies verticales de lecture (utilisation des champs visuels haut et bas pour la reconnaissance de mots).

1 Introduction

De façon contre-intuitive, lorsqu'un lecteur lit un texte, son regard ne se déplace pas de façon continue le long de la ligne de texte. Au contraire, ce déplacement est une succession de "fixations" (regard restant fixé plusieurs dizaines de millisecondes sur un mot) entrecoupées de "saccades" (regard du lecteur se déplaçant alors rapidement vers un autre point de fixation (figure 1)).

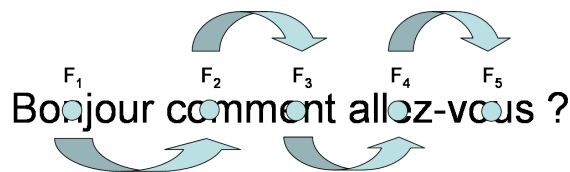


Fig. 1. Mouvements de l'oeil durant la lecture d'une phrase

Lorsque le lecteur fixe le mot d'un texte, cela signifie qu'il place la partie de sa rétine avec la meilleure résolution spatiale (la macula) sur ce mot, de façon à optimiser l'extraction des informations écrites. Cependant, lorsqu'un sujet souffre de lésions maculaires, son champ visuel est masqué par un scotome central, et il est alors nécessaire pour le lecteur de placer sa macula hors du mot de façon à utiliser des emplacements sains de sa rétine pour extraire l'information visuelle. Le patient utilise alors généralement et de façon répétée une partie précise de

son champ visuel comme nouveau repère de fixation. La partie périphérique correspondante de la rétine est appelée PRL pour "Preferred Retinal Locus" [9]. Les données cliniques actuelles ne sont pas suffisantes pour établir s'il existe pour la PRL une localisation qui optimiserait les performances de lecture des patients. Certaines données ne suggèrent aucune corrélation entre performances de lecture et localisation de la PRL [3]. Au contraire, certaines études suggèrent de meilleures performances de lecture quand le patient avec scotome central utilise la partie supérieure ou inférieure de son champ visuel (stratégies verticales), arguant notamment un nombre de lettres visibles plus important comparé à l'utilisation des parties latérales du champ visuel (stratégies horizontales, figure 2) [1].

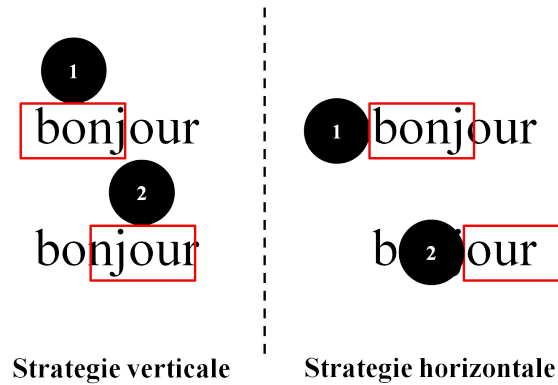


Fig. 2. Définition des stratégies verticale et horizontale de lecture avec un scotome central à partir de deux fixations. Le rond noir décrit le scotome, et le rectangle la partie du mot d'où le patient extrait l'information.

Les modèles actuels de lecture partent du principe que chaque fixation (définie par le centre de la macula) est localisée sur une ligne de texte. Cette restriction rend impossible l'étude d'une stratégie oculomotrice optimale de lecture sans vision centrale, et une comparaison entre stratégies verticale et horizontale. Dans cette optique, l'objectif de notre étude était de définir une description mathématique des positions successives de fixations optimales d'un lecteur avec ou sans scotome central sans restriction de position. Les stratégies oculomotrices de notre modèle sont optimales dans le sens où la position de chaque fixation est définie pour optimiser le gain d'information concernant l'identification d'un mot présenté. Dans ce modèle, l'information extraite lors d'une fixation est basée sur les propriétés de résolution spatiale de la rétine.

2 Description du modèle

Certaines études suggèrent que le système visuel tend à choisir la stratégie optimale en réponse à une tâche visuelle précise, notamment lorsqu'un gain ou une pénalité sont introduits dépendant de la réussite de la tâche [10]. Ainsi,

dans des tâches de recherche visuelle ou de reconnaissance de formes, les sujets pourraient optimiser leurs stratégies oculomotrices en fonction de contraintes imposées uniquement par l'acuité de leur champ visuel [5,8]. Les comportements oculomoteurs indiquent alors des fixations maximisant le gain d'information nécessaire à la réalisation de la tâche, et dépendant de ces limitations du champ visuel.

2.1 Matrices d'acuité

La matrice d'acuité a contraint l'information extraite à chaque fixation. Dans notre modèle, elle est définie à partir d'une fonction exponentielle calquée sur l'acuité moyenne d'un sujet (figure 3 (a)). La présence d'un scotome peut alors être simulée en définissant une acuité nulle à la position du scotome (figure 3 (b)).

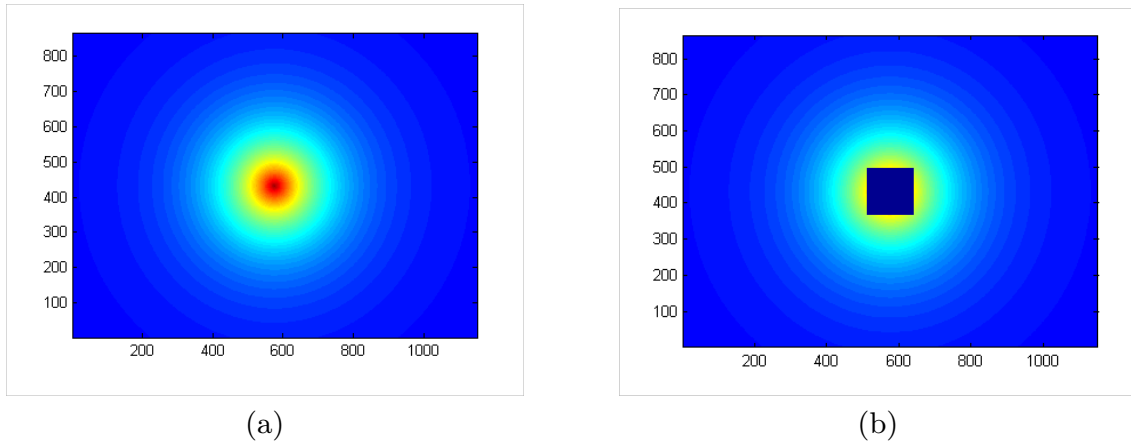


Fig. 3. Acuité visuelle pour (a) un champ visuel sain et (b) un champ visuel avec un scotome maculaire simulé de forme carrée et centré sur la fovea. Les zones rouges définissent les zones de haute sensibilité de la rétine comme la macula, et les zones bleues les zones de la rétine où l'extraction d'information est nulle.

2.2 Définition de l'information

Il est possible d'imaginer différentes possibilités concernant les moyens utilisés par le système visuel pour reconnaître un mot dans une image. Une version clairement non optimale est la reconnaissance des pixels constituant ce mot sans prendre en compte le lexique de lettres ou de mots possibles. Au contraire, une version optimale serait l'utilisation d'un lexique constitué des mots pouvant être affichés. Toutefois, une version intermédiaire est généralement admise avec l'identification de sous-unités (lettres, syllabes...) menant à l'identification d'un mot. Dans la version actuelle du modèle, nous définissons la reconnaissance d'un mot de trois différentes façons: L'identification des pixels de l'image sans prendre en compte qu'il s'agit de lettres et d'un mot (stratégie pixel), l'identification des

pixels de l'image en prenant en compte qu'il s'agit de lettres (stratégie lettre), et l'identification des pixels de l'image en prenant en compte qu'il s'agit de lettres et d'un mot (stratégie mot).

2.3 Déroulement du modèle

Notre modèle définit les différentes fixations d'un lecteur idéal jusqu'à ce que celui-ci ait extrait suffisamment d'informations pour reconnaître le mot présenté. Le modèle est basé sur deux étapes constamment répétées: (1) l'actualisation de la connaissance du mot pour une fixation donnée et (2) le choix de la position de la nouvelle fixation qui devrait permettre de réduire au maximum l'incertitude sur la connaissance du mot affiché.

Etape 1: Actualisation de la connaissance du mot. La matrice de probabilité P (i.e. prior) correspond à la connaissance de la valeur de chaque pixel de l'image par notre lecteur idéal. La valeur 0 pour un pixel correspond à la certitude que le pixel n'est pas un pixel appartenant à l' "encre" du mot présenté, et la valeur 1 à la certitude que ce pixel appartient à l' "encre" du mot présenté. L'incertitude sur la connaissance du pixel est maximale lorsque $P_i = 0.5$ pour un pixel i . La matrice de probabilité initiale est définie à partir de la combinaison des images des 30000 mots les plus fréquents de la langue française (figure 4).

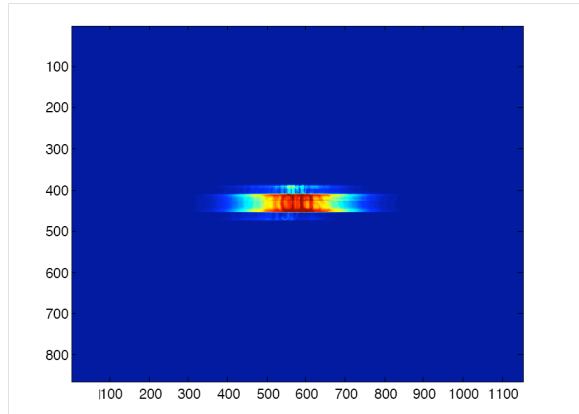


Fig. 4. La connaissance initiale du lecteur sur le mot qui va être affiché calculée à partir des 30,000 mots les plus fréquents de la langue française. Une couleur rouge indique que le pixel j appartient de façon sûre à l' "encre" du mot ($p_j = 1$) et bleue que le pixel fait partie de façon sûre du fond de l'image ($p_j = 0$).

Lorsque le lecteur effectue une k -ième fixation sur un pixel i , la matrice des probabilités pour chaque pixel j est modifiée par l' information extraite par cette nouvelle fixation: $P_j^{(k+1)} = P(p_j = 1|d_{i,j})$. De façon à combiner l'ancienne matrice de probabilité avec la valeur de l'estimation, nous utilisons le théorème

de Bayes. On a ainsi pour un pixel j et après la fixation numéro k :

$$P_j^{(k+1)} = P(p_j = 1 | d_{i,j}) = P_j^{(k)} \frac{P(d_{i,j} | p_j = 1)}{P(d_{i,j})}$$

et donc, d'après le théorème des probabilités totales:

$$P_j^{(k+1)} = P_j^{(k)} \frac{P(d_{i,j} | p_j = 1)}{P_j^{(k)} \cdot P(d_{i,j} | p_j = 1) + (1 - P_j^{(k)}) \cdot P(d_{i,j} | p_j = 0)}$$

Les formules ci-dessus permettent d'actualiser la matrice de probabilités pour chaque pixel après une fixation. L'exemple de la figure 5 montre un exemple de l'évolution de cette matrice de probabilité après plusieurs fixations sur un mot.



Fig. 5. Evolution de la matrice de probabilité (connaissance à priori de l'image). Les valeurs des pixels tendent vers 0 ou 1 au fil des fixations.

Etape 2: Calcul de l'incertitude et du gain d'information attendu par fixation. La matrice d'information (ou d'entropie) de l'image se calcule directement à partir de la matrice de probabilités de valeurs de pixel. Elle se définit par $H(p_j) = -P_j \cdot \log(P_j) - (1 - P_j) \cdot \log(1 - P_j)$ pour un pixel p_j , et permet de déterminer les zones de l'image qui sont les plus informatives (et donc les plus intéressantes pour une future fixation). La partie gauche de la figure 6 définit une matrice de probabilité et sa matrice d'information correspondante. Nous définissons l'entropie H de l'image (qui correspond à l'incertitude de la connaissance de celle-ci par le lecteur): $H(P) = \sum H_{(p_i)}$. Notre algorithme s'arrête lorsque H est inférieur à une valeur θ (seuil d'incertitude pour la reconnaissance d'un mot). Notre modèle suppose que les sujets vont définir leur future fixation comme celle qui permet de diminuer au maximum l'incertitude sur la connaissance des pixels de l'image. Pour estimer la localisation des fixations les plus informatives, nous définissons le gain d'information supposé de toutes les fixations dans l'image en utilisant une convolution de la matrice d'information avec la matrice d'acuité (partie droite de la figure 6): $I = A \otimes H$. Notre modèle choisit la valeur maximale de I comme localisation de la prochaine fixation.

3 Résultats

Les stratégies "pixel", "lettre" et "mot" du modèle ont été implémentées en langage Matlab. Nous avons simulé des stratégies oculomotrices pour la reconnaissance

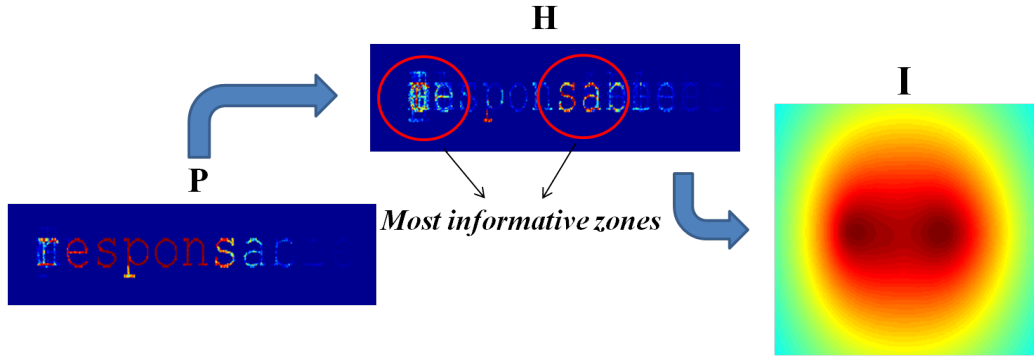


Fig. 6. Calcul du gain attendu d'information à partir de la matrice de probabilité et de sa matrice d'information.

de mots et de phrases en utilisant une matrice d'acuité représentant un champ visuel sain et une matrice d'acuité représentant un scotome central de forme carrée (3° d'angle visuel de coté, voir figure 3). nous simulons la reconnaissance de mots de taille de 1° (hauteur du x) en fonte Courier New.

3.1 Reconnaissance d'un mot isolé

Nous avons simulé la reconnaissance de 10 mots de 3, 7 et 11 caractères en utilisant les champs visuels sans et avec scotome central. La figure 7 montre le nombre moyen de fixations nécessaires pour que notre lecteur idéal puisse reconnaître un mot avec un champ visuel sain et avec une scotome central dans le champ visuel. Pour la stratégie "mot", l'identification de mot est parfaite en une seule fixation avec ou sans scotome central. Pour les autres stratégies, la figure met en évidence un nombre de fixations plus important en présence d'un scotome central pour les stratégies pixels et lettre, rejoignant un effet classique de la littérature pour la lecture [4] chez les patients. Le nombre de fixations dans les deux cas est affecté par la longueur du mot, ce qui est également un résultat classique de la littérature en vision centrale et en vision périphérique.

La figure 8 illustre l'évolution de la matrice d'information I au fur et à mesure des fixations pour les stratégies "pixels" et "lettres". Si dans le cas de la vision normale, les fixations (position du centre de la macula) les plus informatives sont situées en permanence sur le mot, ces fixations sont logiquement situées en périphérie du mot lorsqu'un scotome central est présent dans le champ visuel. Plus précisément, la plupart des fixations dans la condition "scotome central" sont situées au dessus ou en dessous du mot. Très peu de fixations sont situées sur la même ligne du mot, et cela à toutes les étapes du processus de reconnaissance. Ces résultats suggèrent la supériorité d'une stratégie verticale pour la reconnaissance d'un mot, rejoignant l'hypothèse d'une partie de la littérature [1].

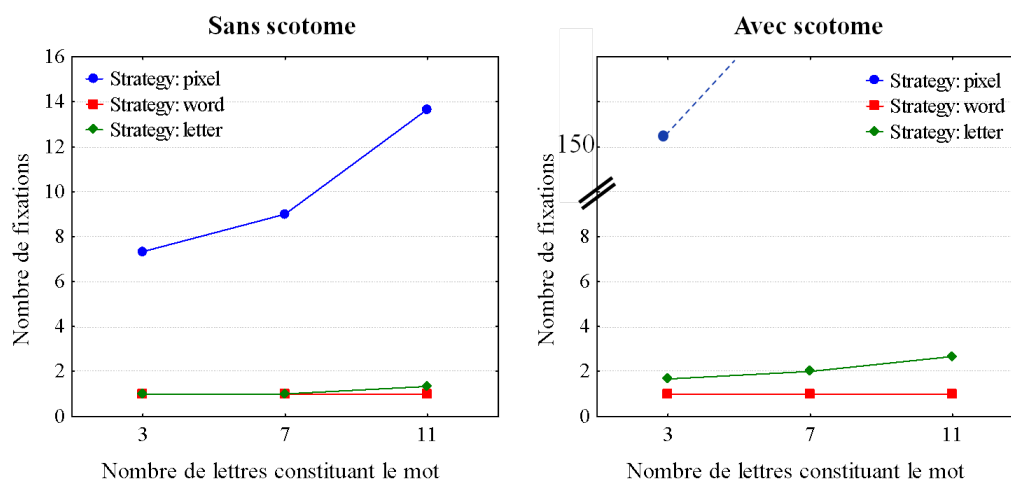


Fig. 7. Nombre de fixations nécessaire pour reconnaître un mot en fonction de sa longueur sans scotome central et avec scotome central.

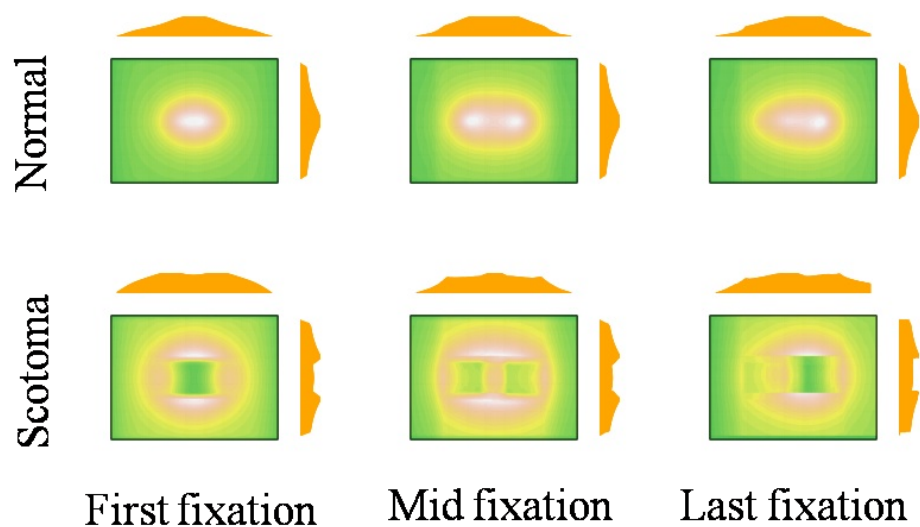


Fig. 8. Distribution des fixations (définies par le centre de la macula) les plus informatives au fur et à mesure du processus de reconnaissance du mot.

3.2 Extension à la lecture

Pour adapter notre modèle à la lecture de phrases, nous avons rajouté des contraintes concernant le fait que notre lecteur idéal connaît la longueur des mots présentés et doit reconnaître les mots d’une phrase les uns après les autres de gauche à droite. La figure 9 montre un exemple où notre modèle lit le début d’une phrase avec ou sans scotome central. La localisation des fixations sur cet exemple est très similaire à d’autres exemples de phrases. Il confirme le nombre plus important de fixations avec scotome central, et la supériorité de la stratégie verticale pour notre modèle.

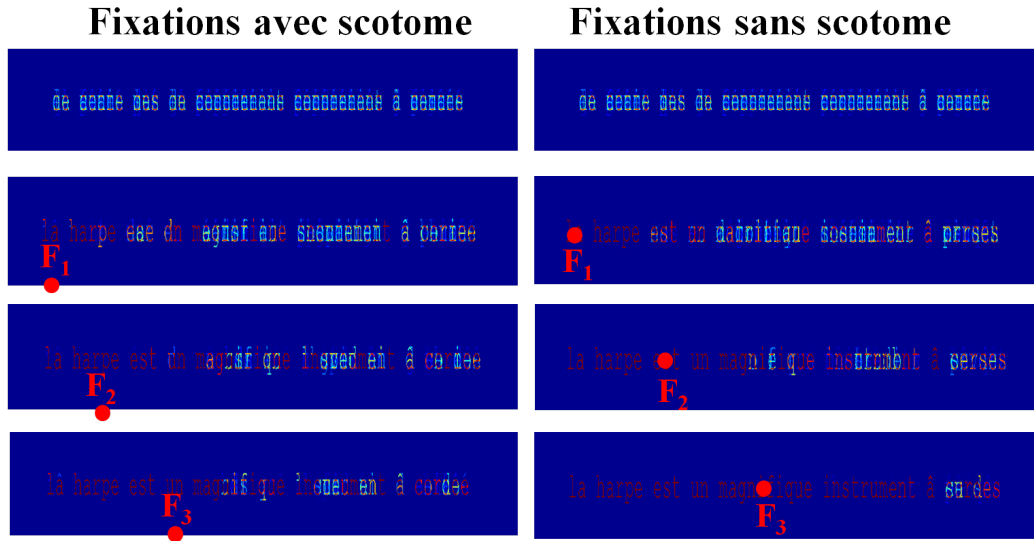


Fig. 9. Stratégies oculomotrices du modèle lors de la lecture d’une phrase avec ou sans scotome central.

4 Conclusion et perspectives du modèle

Notre modèle idéal permet de définir les stratégies oculomotrices de sujets sains et patients avec scotome central à partir uniquement de la sensibilité de leur champ visuel. Notre modèle confirme certaines données expérimentales avec des patients sans vision centrale (effet de la longueur du mot, nombre de fixations plus élevé avec un scotome central). Il est également un résultat supplémentaire dans le sens des approches théoriques qui considèrent les stratégies verticales plus efficaces que les stratégies horizontales en terme de performance de lecture sans vision centrale [1]. Si ces résultats se vérifient, ils suggèrent que des techniques de rééducation basées sur l’utilisation des champs visuels supérieur ou inférieur pourraient significativement augmenter les performances de lecture des patients sans vision centrale [6]. La démonstration théorique de stratégies oculomotrices optimales pourrait ainsi être une étape importante des futures orientations des

méthodes de rééducation pour patients basse vision.

Toutefois, notre modèle de lecture montre également de sérieuses différences de performance en comparaison avec un lecteur sain ou avec scotome central. Ainsi, la stratégie "mot" montre des performances beaucoup trop élevées comparées aux performances d'un lecteur normal. Ce résultat suggère la nécessité d'ajouter d'autres facteurs limitants perceptuels (phénomène d'encombrement ou "crowding" [7]) ou oculomoteurs (instabilité de fixation [2]) dans le but de rendre compte encore plus précisément des performances des lecteurs avec et sans vision centrale.

References

1. S. H. Cheung and G. E. Legge. Functional and cortical adaptations to central vision loss. *Vis Neurosci*, 22(2):187–201, 2005.
2. M. D. Crossland, L. E. Culham, and G. S. Rubin. Fixation stability and reading speed in patients with newly developed macular disease. *Ophthalmic & physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 24(4):327–333, July 2004.
3. D. C. Fletcher and R. A. Schuchard. Preferred retinal loci relationship to macular scotomas in a low-vision population. *Ophthalmology*, 104(4):632–638, April 1997.
4. G. E. Legge, J. A. Ross, L. M. Isenberg, and J. M. LaMay. Psychophysics of reading. clinical predictors of low-vision reading speed. *Investigative ophthalmology & visual science*, 33(3):677–687, March 1992.
5. Jiri Najemnik and Wilson S. Geisler. Optimal eye movement strategies in visual search. *Nature*, 434(7031):387–391, March 2005.
6. U. L. Nilsson, C. Frennesson, and S. E. Nilsson. Location and stability of a newly established eccentric retinal locus suitable for reading, achieved through training of patients with a dense central scotoma. *Optometry and vision science : official publication of the American Academy of Optometry*, 75(12):873–878, December 1998.
7. D. G. Pelli, K. A. Tillman, J. Freeman, M. Su, T. D. Berger, and N. J. Majaj. Crowding and eccentricity determine reading rate. *Journal of vision*, 7(2), 2007.
8. L. W. Renninger, P. Verghese, and J. Coughlan. Where to look next? eye movements reduce local uncertainty. *J Vis*, 7(3), 2007.
9. G. T. Timberlake, M. A. Mainster, E. Peli, R. A. Augliere, E. A. Essock, and L. E. Arend. Reading with a macular scotoma. i. retinal location of scotoma and fixation area. *Investigative ophthalmology & visual science*, 27(7):1137–1147, July 1986.
10. Trommershauser, Julia, Landy, S. Michael, Maloney, and T. Laurence. Humans rapidly estimate expected gain in movement planning. *Psychological Science*, 17(11):981–988, November 2006.

Méthode d'estimation de la puissance mécanique produite par un utilisateur de fauteuil roulant manuel pour se propulser sur le terrain

Christophe Sauret¹, Philippe Vaslin¹, Mariano Cid²

¹ LIMOS, UMR 6158 CNRS, Clermont Université, Université Blaise Pascal, BP 10448, F-63000 Clermont-Ferrand, France

² LMP, UMR 5469 CNRS, Université de Bordeaux, Université Bordeaux 1, F-33000 Bordeaux, France

sauret@isima.fr

Résumé. Pour comprendre et améliorer la locomotion en fauteuil roulant manuel (FRM), la puissance mécanique développée par le Sujet pour se déplacer est une variable de choix car elle renseigne sur la difficulté inhérente à cette locomotion. L'objectif de ce travail était de proposer une méthode d'estimation de cette puissance, en continu, lors d'une utilisation réelle du FRM. Pour cela, un fauteuil roulant ergomètre de terrain (FRET-1) et un système 3D d'analyse du mouvement ont été utilisés simultanément afin de calculer la puissance mécanique interne du système {Sujet+ FRM} au cours du cycle de propulsion. Les résultats ont montré de fortes variations de cette puissance qui présentait des valeurs alternativement positives et négatives traduisant soit une production soit une dissipation d'énergie mécanique par l'utilisateur. L'évolution temporelle de cette grandeur permet d'entrevoir des pistes d'amélioration de la propulsion en FRM, aussi bien en termes mécanique (FRM, environnement) que biomécanique (technique gestuelle du Sujet).

Mots clefs: Fauteuil roulant manuel, Propulsion, Biomécanique, Puissance, Terrain

1 Introduction

Le fauteuil roulant manuel (FRM) est une aide technique qui permet aux personnes n'ayant plus la capacité de marcher de se déplacer à nouveau, leur conférant ainsi une certaine autonomie. Malheureusement, ce mode de locomotion est contraignant et entraîne très fréquemment des douleurs, voire des blessures, aux membres supérieurs tels que des troubles musculo-squelettiques (TMS) aux poignets, coudes et épaules [1-4]. Ces douleurs sont d'ailleurs considérées comme le principal facteur de faible qualité de vie chez les sujets confinés en FRM [5]. Dans ce contexte, la recherche biomécanique sur cette locomotion peut être envisagée suivant deux axes complémentaires : le premier consiste à étudier les contraintes articulaires subies par l'utilisateur lorsqu'il se propulse, à travers la dynamique et la cinématique articulaires

[6-7], tandis que le second consiste à identifier les pertes énergétiques afin de les minimiser. Dans les deux cas, l'objectif est de réduire les contraintes articulaires et, *in fine*, de préserver le système musculo-squelettique de l'utilisateur de FRM.

Parmi les grandeurs mécaniques, la puissance développée par l'utilisateur est une variable de choix puisqu'elle permet d'évaluer la difficulté de cette locomotion ainsi que les pertes énergétiques par les différents éléments du système {Sujet+FRM} ({S+F}). Par ailleurs, cette grandeur mécanique est aussi très utile aux cliniciens puisqu'elle permet d'évaluer l'autonomie de l'utilisateur en référence avec ses capacités physiques et physiologiques.

Pour étudier la locomotion en FRM, différents ergomètres ont été développés et utilisés en vue de simuler la propulsion en laboratoire : ergomètres à rouleaux [8-9], tapis roulants [10-11] ou encore simulateurs, également dénommés ergomètres fixes [12-13]. L'avantage de ces ergomètres est de permettre des études dans des conditions contrôlées (ex : vitesse imposée) et dans un espace limité autorisant l'utilisation d'une instrumentation lourde de laboratoire (ex : mesure des échanges gazeux). En contrepartie, aucun de ces ergomètres ne permet de reproduire les conditions réelles de la locomotion sur le terrain (suivi de trajectoire, instabilité antéro-postérieure, demi-tour, etc.) susceptibles de modifier la cinématique et la dynamique articulaires. Pour cette raison, il est important de pouvoir étudier cette locomotion directement dans des conditions réelles d'utilisation d'un FRM. Par ailleurs, les méthodes d'estimation de la puissance mécanique utilisées avec les ergomètres de laboratoire ne peuvent en aucun cas s'appliquer à l'étude de la propulsion sur le terrain en raison d'hypothèses simplificatrices abusives. En effet, la puissance développée par l'utilisateur ne se réduit pas à l'opposé de la puissance des forces de résistance à l'avancement [11], car cette méthode néglige notamment l'effet de l'inertie du système {S+F} pendant les phases d'accélération [14-16] ainsi que l'énergie dépensée par l'utilisateur pour mobiliser ses segments au cours de la propulsion. Elle ne se réduit pas non plus à la puissance du moment propulsif créé par l'utilisateur sur les mains courantes [17], car cette seconde approche néglige les puissances de tous les autres efforts internes au système {S+F}, telles que la puissance des efforts appliqués par le Sujet sur le siège et les puissances articulaires.

C'est donc dans l'objectif de quantifier la puissance mécanique développée par l'utilisateur de FRM en situation réelle de déplacement qu'a été réalisé ce travail. La méthode élaborée a ensuite été appliquée au cas particulier d'un déplacement en ligne droite et en régime établi afin de comparer les résultats obtenus avec ceux produits par les autres méthodes utilisées dans des études antérieures et rapportés dans la littérature scientifique.

2 Matériels et méthodes

2.1 Méthode

La puissance mécanique développée par l'utilisateur de FRM a été calculée en appliquant le théorème de la puissance cinétique. Considérant que la puissance dissipée dans les paliers des roues et des pivots des fourchettes avant était négligeable

devant la puissance produite par le système musculo-squelettique de l'utilisateur, il a été possible d'écrire que la puissance mécanique interne au système {S+F} (P_{int}), produite par l'utilisateur, était la différence entre la puissance cinétique du système {S+F} (P_{cin}) et la puissance résultante des efforts externes au système (P_{ext}) :

$$P_{cin} = P_{int} + P_{ext} \Rightarrow P_{int} = P_{cin} - P_{ext} \quad (1)$$

Pour calculer la puissance cinétique du système {S+F}, le FRM a été modélisé en sept solides indéformables (quatre roues, deux fourchettes et un ensemble châssis+siège) tandis que le Sujet a été modélisé en seize segments rigides et poly-articulés (deux pieds, deux jambes, deux cuisses, un bassin, un tronc segmenté en une partie lombaire et une partie thoracique, un ensemble tête et cou, deux bras, deux avant-bras et deux mains) suivant les recommandations de la société internationale de biomécanique [18-20]. La puissance cinétique totale du système {S+F} a ensuite été calculée en additionnant les puissances cinétiques du Sujet ($P_{cin} \{Sujet\}$) et du FRM ($P_{cin} \{FRM\}$), obtenues en dérivant les énergies cinétiques totales du Sujet et du FRM par rapport au temps :

$$P_{cin} = P_{cin} \{Sujet\} + P_{cin} \{FRM\} \quad (2)$$

Pour calculer ces puissances, il était nécessaire de quantifier les torseurs cinématiques ainsi que les paramètres inertiels (masse, centre de masse, tenseur d'inertie) de tous les solides et segments du système {S+F}.

La puissance mécanique externe, quant à elle, était égale à la somme des puissances des poids du Sujet ($P_{\bar{p}} \{Sujet\}$) et du FRM ($P_{\bar{p}} \{FRM\}$), et de la puissance des efforts de contact qui, dans le cas d'un roulement sans glissement, se résument aux moments de résistance au roulement ($P_{\bar{M}(RR)}$) et au pivotement ($P_{\bar{M}(RP)}$) des quatre roues sur le sol :

$$P_{ext} = P_{\bar{p}} \{Sujet\} + P_{\bar{p}} \{FRM\} + P_{\bar{M}(RR)} + P_{\bar{M}(RP)} \quad (3)$$

Ce modèle a ensuite été appliqué au cas particulier d'un déplacement en ligne droite et sur le plat. Cette simplification a permis d'annuler les puissances du poids du FRM et des moments de résistance au pivotement et d'obtenir la puissance mécanique interne comme suit :

$$P_{int} = P_{cin} \{Sujet\} + P_{cin} \{FRM\} - \left(P_{\bar{p}} \{Sujet\} + P_{\bar{M}(RR)} \right) \quad (4)$$

2.1 Mesures expérimentales

Pour quantifier les différentes puissances nécessaires au calcul de la puissance mécanique interne, un fauteuil roulant instrumenté (FRET-1), spécialement conçu pour les études sur le terrain [14,21], et un système 3D d'analyse du mouvement (Motion Analysis, USA), composé de six caméras numériques, ont été utilisés

simultanément, de manière synchronisée, et à des fréquences d'échantillonnage de 500 Hz et 100 Hz, respectivement.

Les torseurs cinématiques des sept solides du FRET-1 ont été calculés sous l'hypothèse d'un roulement sans glissement à partir des positions angulaires des roues arrière mesurées par deux potentiomètres (modèle 601-1045, Vishay Spectrol, USA). Les torseurs cinématiques des segments du Sujet, quant à eux, ont été déterminés à partir des mesures du système 3D d'analyse du mouvement. Les paramètres inertiels du FRET-1 ont été calculés à l'aide d'une modélisation de ses éléments par des formes géométriques simples (parallélépipèdes, cylindres, tores), tandis que ceux du Sujet ont été obtenus à partir du modèle anthropométrique de Dumas *et al.* [22].

La puissance du poids du Sujet () a été calculée en multipliant le poids du Sujet par la vitesse verticale de son $P_{\bar{p}}^{\{Sujet\}}$ centre de masse, calculée à partir des mesures du système 3D d'analyse du mouvement. Pour calculer la puissance des moments de résistance au roulement, les paramètres de résistance au roulement des roues avant (λ_{av}) et arrière (λ_{ar}) ont été préalablement déterminés à l'aide du protocole décrit dans [16, 23], tandis que les composantes normales des forces de réaction du sol sur les roues avant (R_{Nav}) et arrière (R_{Nar}) ont été déterminées à partir des efforts appliqués par le Sujet sur les mains courantes et sur le siège et mesurés par trois dynamomètres six composantes (TSR-mesures, France), et grâce au modèle mécanique du FRM. La puissance des moments de roulement a finalement été calculée à l'aide de l'expression suivante :

$$P_{\bar{M}(RR)} = (\lambda_{av} R_{Nav}) \omega_{av} + (\lambda_{ar} R_{Nar}) \omega_{ar} \quad (5)$$

Où ω_{av} et ω_{ar} sont les vitesses de rotation des roues avant et arrière.

Pendant les expérimentations, un jeune homme valide (26 ans ; 1,75 m ; 64 kg) a propulsé le FRET-1 à une allure qu'il jugeait confortable sur une distance d'environ sept mètres en ligne droite. Au cours de ce déplacement, il a traversé le volume calibré par le système d'analyse du mouvement, d'environ deux mètre de longueur, et placé de manière à ce que le sujet propulse en régime établi et non en régime transitoire (démarrage ou freinage). Le sujet était équipé de 54 marqueurs réfléchissants qui ont permis de définir les repères et de calculer la cinématique segmentaire [22].

La puissance mécanique interne (P_{int}) a ensuite été comparée aux résultats obtenus avec les méthodes classiquement utilisées dans la littérature, c'est-à-dire la puissance des résistances au roulement ($-P_{\bar{M}(RR)}$) et la puissance des moments propulsif, calculée comme suit :

$$P_{\bar{M}_{prop}} = M_{prop} \omega_{ar} \quad (6)$$

Où M_{prop} est la composante propulsive des moments appliqués par l'utilisateur à l'axe des roues arrière et mesurés par les dynamomètres de mains courantes, et ω_{ar} est la vitesse de rotation des roues arrière.

3 Résultats

Les résultats sont présentés pour un cycle de propulsion. La durée du cycle était de 1,186 seconde soit une fréquence de propulsion de 0,84 Hz. Les durées des phases de poussée et de roue libre étaient de 0,542 et 0,644 seconde et représentaient 46 et 54% du temps de cycle, respectivement.

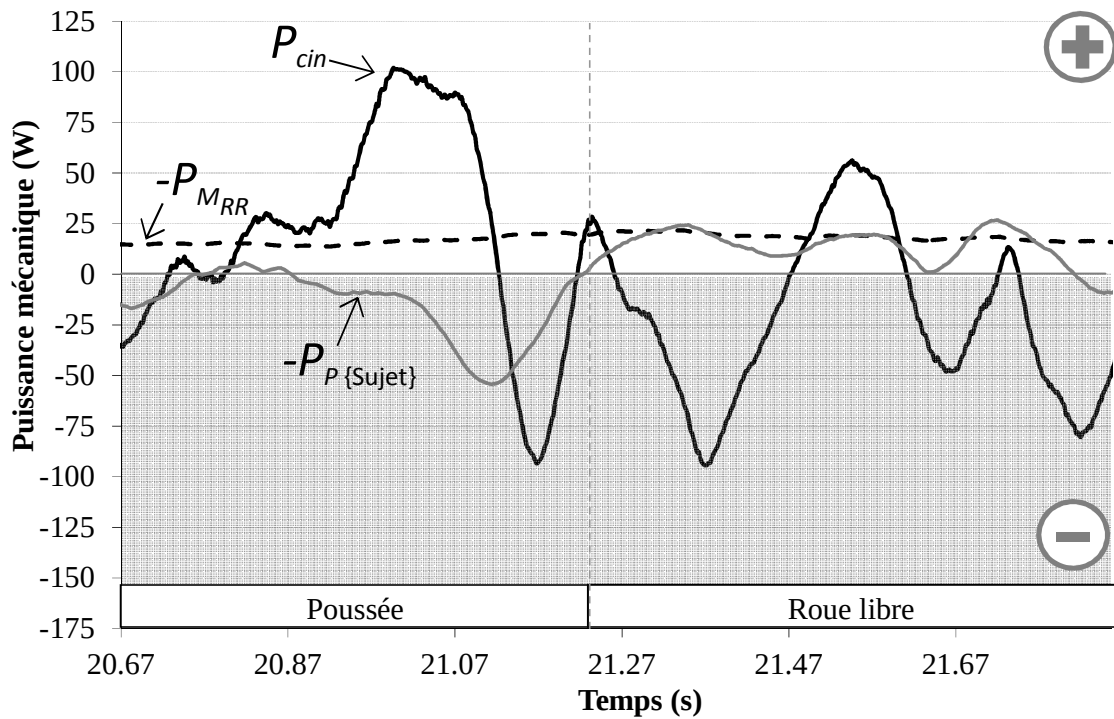


Fig. 1. Évolutions temporelles des composantes (puissance cinétique : P_{cin} ; puissance des moment de roulement : P_{MRR} ; et puissance du poids du Sujet : $P_{P\{Sujet\}}$) de la puissance mécanique interne du système {S+F} au cours d'un cycle de propulsion réalisé sur le terrain.

Au cours du cycle de propulsion, la puissance cinétique totale du système {S+F} (P_{cin}) a montré de fortes variations avec des alternances de valeurs positives et négatives (Figure 1). Au début du cycle, la puissance cinétique était négative puis devenait rapidement positive pour atteindre 101,8 W avant de redevenir négative dans le dernier quart de la phase de poussée, jusqu'à atteindre un minimum de -93,4 W. Pendant la phase de poussée, la puissance cinétique moyenne était positive et valait 20,5 W. Pendant la phase de roue libre, la puissance cinétique montrait également des variations importantes, alternant entre des valeurs positives et négatives, et sa valeur moyenne était négative et opposée à celle de la phase de poussée (-20,5 W). Sur

l'ensemble du cycle, la puissance cinétique moyenne était proche de zéro (-1.7 W) comme cela était attendu pour un cycle en régime établi.

La puissance mécanique produite pour vaincre les résistances au roulement ($P_{\overline{M}(RR)}$) a également montré des variations au cours du cycle de propulsion, mais dans des proportions beaucoup plus restreintes (13,7 – 21,7 W). En moyenne, la puissance requise pour vaincre ces résistances était de 16,2 W pendant la phase de poussée, 18,7 W pendant la phase de roue libre et 17,5 W sur l'ensemble du cycle.

L'opposée de la puissance mécanique du poids du Sujet ($-P_{\overline{P}}\{Sujet\}$) était globalement négative pendant la phase de poussée (-54,3 à 5,6 W ; moyenne : -15,2 W) et positive pendant la phase de roue libre (-9,2 à 26,8 W ; moyenne : 13,2 W).

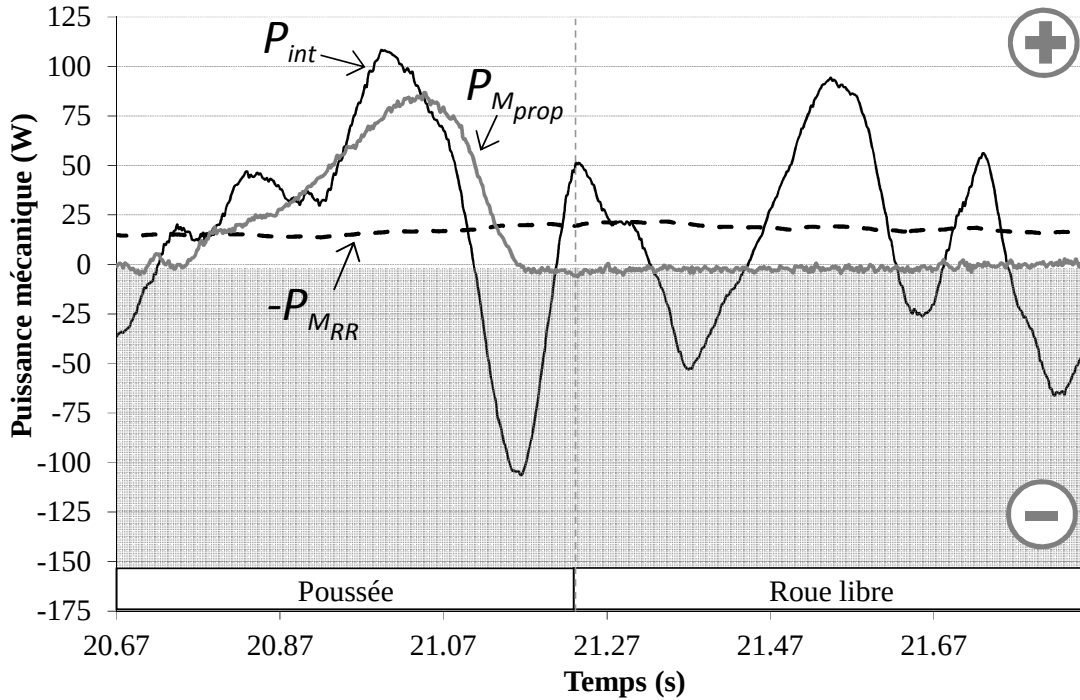


Fig. 2. Évolutions temporelles de la puissance mécanique développée par le Sujet au cours du cycle de propulsion suivant différentes méthodes d'estimation.

En conséquence des variations de la puissance cinétique (P_{cin}) et des puissances des moments de résistance au roulement ($P_{\overline{M}(RR)}$) et du poids du Sujet ($P_{\overline{P}}\{Sujet\}$), la puissance mécanique interne (P_{int}) a montré de fortes variations pendant le tout le cycle de propulsion, alternant des valeurs positives et négatives (Figure 2). En effet, elle évoluait entre -106,2 et 108,3 W pendant la phase de poussée (moyenne : 20,4 W) et entre -66,2 et 94,3 W pendant la phase de roue libre (moyenne : 11,3 W). Sur l'ensemble du cycle de propulsion, elle était en moyenne de 15,9 W.

Pendant la phase de poussée, la puissance des moments propulsifs atteignait 86,7 W (moyenne : 32,9 W) tandis qu'elle était nulle pendant la phase de roue libre puisque le

Sujet n'agissait pas sur les mains courantes. Sur l'ensemble du cycle de propulsion, la moyenne de cette puissance était de 14,1 W.

Par conséquent, l'estimation de la puissance moyenne développée par le Sujet sur l'ensemble du cycle variait entre 14,1 W pour la méthode du moment propulsif et 17,5 W pour la méthode des moments de résistance au roulement. Dans le cas d'un cycle de propulsion en régime établi, la méthode présentée ici donnait ainsi des résultats du même ordre de grandeur : 15,9 W.

4 Discussion

Au cours du cycle de propulsion, la puissance cinétique du système {S+F} alternait entre des valeurs positives et des valeurs négatives aussi bien pendant la phase de poussée que pendant la phase de roue libre. Cette évolution signifie que le système {S+F} gagnait (valeurs positives) puis perdait (valeurs négatives) de l'énergie au cours du cycle de propulsion. Sur l'ensemble du cycle, la puissance cinétique était presque nulle traduisant bien une propulsion en régime établi et non pas un régime transitoire.

L'opposée de la puissance du poids du Sujet ($-P_{\bar{p}}^{\{Sujet\}}$) alternait également entre des valeurs négatives pendant la phase de poussée et positives pendant la phase de roue libre. Ces valeurs signifient que l'abaissement du centre de gravité du Sujet pendant la phase de poussée était dû au travail du poids, alors que son élévation pendant la phase de roue libre était due au travail du Sujet. La puissance moyenne calculée pendant la phase de roue libre (13,2 W) montre que le travail du poids du Sujet ne peut pas être négligé, même lors d'un déplacement horizontal et contrairement à ce qui a toujours été fait dans les études antérieures.

La puissance développée pour lutter contre les résistances au roulement a elle aussi montré des variations au cours du cycle de propulsion qui ont toujours été négligées jusqu'à présent. En effet, dans la littérature, cette puissance était calculée à partir de valeurs constantes de résistance au roulement et de vitesse. L'évaluation initiale des résistances au roulement, qui dépend de la position du Sujet sur le FRM, peut donc conduire à des valeurs de puissance relativement différentes. Cependant l'impact de ces variations apparaît beaucoup moins important que celui de la puissance du poids du Sujet ou de la puissance cinétique qui ne peuvent pas être négligées.

Au final, la puissance mécanique interne du système {S+F} a montré de très fortes variations entre des valeurs positives et négatives tout au long du cycle de propulsion. L'analyse de l'évolution temporelle de cette puissance fournit des informations intéressantes puisqu'elle permet d'identifier les instants du cycle où le Sujet produit beaucoup d'énergie (valeurs positives) mais également ceux où il fait lui-même perdre (valeurs négatives) de l'énergie au système {S+F}. Ainsi, il apparaît que le Sujet apporte beaucoup d'énergie pendant la phase de poussée mais également au milieu de la phase de roue libre. A contrario, la forte dépense d'énergie pendant la phase de roue libre est la conséquence des travaux contre son propre poids (redressement) et pour accélérer ses segments vers l'arrière (phase de retour). Par conséquent, la phase de roue libre ne peut en aucun cas être considérée comme une phase de repos, comme c'est pourtant souvent le cas dans la littérature scientifique. Il

apparaît également que le Sujet dissipe beaucoup d'énergie au début et à la fin de chacune des phases de poussée et de roue libre. Cette dissipation est à mettre en relation avec la puissance cinétique dont l'évolution a montré que le Sujet freinait le mouvement de ses segments à ces instants.

Si les différentes méthodes d'estimation de la puissance développée par le Sujet donnent des résultats assez semblables en moyenne sur l'ensemble d'un cycle réalisé en régime établi, les évolutions temporelles de ces puissances n'apportent pas le même niveau d'information. Par exemple, la méthode développée ici est directement transposable à d'autres situations de la vie courante comme des cycles de propulsion en régime transitoire (démarrage, freinage), ce que ne permet pas de faire la méthode basée uniquement sur la résistance au roulement. D'autre part, la méthode du moment propulsif n'apporte aucune information pendant la phase de roue libre alors que le Sujet dépense une énergie importante pour freiner puis accélérer ses segments, au cours de cette période.

Enfin, en considérant que le Sujet dépense autant d'énergie pour accélérer que pour freiner ses segments, la puissance totale développée par celui-ci au cours du cycle pourrait être calculée à partir de la valeur absolue de la puissance mécanique interne du système {S+F}. Dans ce cas, la puissance moyenne développée par le Sujet au cours du cycle de propulsion serait beaucoup plus élevée qu'avec les autres méthodes utilisées dans la littérature qui négligent le travail du poids du Sujet et les variations d'énergie cinétique des segments du Sujet.

5 Conclusion

Le présent travail avait pour objectif de présenter une méthode d'estimation de la puissance mécanique développée par l'utilisateur pour se déplacer en fauteuil roulant manuel sur le terrain. Cette méthode est basée sur l'évaluation de la puissance mécanique interne au système {Sujet+FRM}. La mise en place de cette méthode a demandé une instrumentation importante et complexe ainsi qu'une modélisation mécanique fine des interactions entre l'utilisateur et son FRM, notamment pour estimer la puissance dissipée par les résistances au roulement, lesquelles sont apparues comme d'importance moindre par rapport à la puissance produite par le Sujet pour accélérer ou freiner ses segments et le FRM au cours du cycle de propulsion.

L'évolution temporelle de la puissance mécanique interne a permis d'identifier les instants de production importante (potentiellement excessive) d'énergie mécanique, ainsi que les instants où le Sujet dissipe lui-même une partie de l'énergie qu'il a préalablement produite. L'analyse des composantes de la puissance interne laisse entrevoir des pistes d'amélioration de la propulsion en FRM, dont certaines peuvent être spécifiques à l'utilisateur.

Les champs d'application de cette méthode sont multiples et variés et concernent aussi bien l'évaluation puis l'amélioration du FRM et de ses réglages, que les techniques de propulsion (quotidienne ou sportive), ou encore l'accessibilité des lieux publics et privés. A terme, son application dans ces différents domaines devrait

contribuer à améliorer la qualité de vie des utilisateurs de FRM, en leur permettant d'optimiser la puissance développée et de minimiser les contraintes mécaniques inhérentes à ce mode de locomotion.

Références

1. van der Woude L.H., de Groot S.: Wheelchair propulsion: a straining form of ambulation. *Indian J Med Res.* 121, 719--722 (2005)
2. Nichols P.J., Norman P.A., Ennis J.R.: Wheelchair user's shoulder? Shoulder pain in patients with spinal cord lesions. *Scand J Rehabil Med.* 11, 29--32 (1979)
3. Boninger M., Towers J.D., Cooper R.A., Dicianno B.E., Munin M.C.: Shoulder imaging abnormalities in individuals with paraplegia. *J Rehabil Res Dev.* 38, 401--408 (2001)
4. Gellman H., Chandler D.R., Petrusek J., Sie I.H., Adkins R.H., Waters R.L.: Carpal tunnel syndrome in paraplegic patients. *J Bone Joint Surg.* 70a, 517--519 (1988)
5. Lundqvist C., Siosteen A., Blomstrand C., Lind B., Sullivan M.: Spinal cord injuries: clinical, functional and emotional status. *Spine.* 16, 78--83 (1991)
6. Desroches G., Dumas R., Pradon D., Vaslin P., Lepoutre F.X., Chèze L.: Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion, *Clinical Biomechanics.* 25, 299--306 (2010).
7. Louis N.: Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel à mains courantes : indices d'évaluation ergonomique. Thèse de Doctorat d'Université, Université du Sud Toulon-Var, France. (2010)
8. Brouha L., Krobath H.: Continuous recording of cardiac and respiratory functions in normal and handicapped persons. *Human Factors.* 9, 567--572 (1967)
9. Theisen D., Francaux M., Fayt A., Sturbois X.: A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion on a roller ergometer: A reliability study. *Int. J. Sports Med.* 17, 564--571 (1996)
10. Hildebrandt G., Voight E.D., Bahn D., Berendes B., Kroger J.: Energy costs of propelling wheelchair at various speeds: cardiac response and effect on steering accuracy. *Arch Phys Med Rehabil.* 51, 131--136 (1970)
11. van der Woude L.H.V., de Groot S., Janssen T.W.J.: Manual wheelchairs: Research and innovation in rehabilitation, sports, daily life and health. *Med. Eng. Phys.* 28, 905--915 (2006)
12. Brattgard S.O., Grimby G., Hook O.: Energy expenditure and heart rate in driving a wheelchair ergometer. *Scand. J. Rehabil. Med.* 2, 143--148 (1970)
13. Niesing R., Eijsskoot F., Kranse R., den Outen A.H., Storm J., Veeger H.E., van der Woude L.H., Snijders C.J.: Computer-controlled wheelchair ergometer. *Med. Biol. Eng. Comput.* 28, 329--338 (1990)
14. de Saint Rémy N.: Modélisation et détermination des paramètres biomécaniques de la locomotion en fauteuil roulant manuel. Thèse de Doctorat d'Université, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand II, France. (2005)
15. Moss A.D., Fowler N.E., Goosey-Tolfrey V.L.: The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *J. Biomech.* 38, 15--22 (2005)
16. Sauret C., Vaslin P., Dabonneville M., Cid M.: Drag force mechanical power during an actual propulsion cycle on a manual wheelchair. *IRBM.* 30, 3--9 (2009)
17. Veeger H.E., Hadj Yahmed M., van der Woude L.H., Charpentier P.: Peak oxygen uptake and maximal power output of Olympic wheelchair dependent athletes. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 1201--1209 (1991)
18. Wu G., Cavanagh P.R.: ISB Recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J. Biomech.* 28, 1257--1261 (1995)

19. Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaume D., Whittle M., D'Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I.: ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motions – part I : ankle, hip and spine. International Society of Biomechanics. *J. Biomech.* 35, 543--548 (2002)
20. Wu G., van der Helm F.C., Veeger H.E., Makhous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A.R., McQuade K., Wang X., Werner F.W., Buchholz B.: ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motions – part II : shoulder, elbow, wrist and hand. *J. Biomech.* 38, 981--992 (2005)
21. Dabonneville M., Kauffmann P., Vaslin P., de Saint Rémy N., Couétar Y., Cid M.: A self-contained wireless wheelchair ergometer for biomechanical measures in real life conditions. *Tech. Disabl.* 17, 63--76 (2005)
22. Dumas R., Chèze L., Verriest J.P.: Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segments inertial parameters. *J. Biomech.* 40, 543-553 (2007)
23. Sauret C., de Saint Rémy N., Vaslin P., Cid M., Dabonneville M., Kauffmann P.: Theoretical comparison of the resultant braking force applied on a manual wheelchair within a propulsion cycle on the field and on laboratory ergometers. *AMSE Journals, Modelling C*; 67, 43--52 (2006)

Les ontologies, une perspective pour la conception et l'évaluation des aides capacitantes

Farah Arab^{1, 2}, Pierre Rabardel¹, Hélène Pigot²,

¹ Université Paris 8, Laboratoire Paragraphe, Equipe C3U,
2 Rue de la liberté, 93526 Saint-Denis, France

² Université de Sherbrooke, Laboratoire Domus,
2500 Boulevard de l'Université, J1K 2R1 Sherbrooke, Québec, Canada
{farah.arab, helene.pigot}@USherbrooke.ca, pierre.rabardel@univ-paris8.fr

Résumé. Cette recherche porte sur la conception et l'évaluation de solutions technologiques d'assistance aux personnes vieillissantes. Nous abordons le sujet vieillissant selon une perspective développementale en tant que sujet capable, doté de capacités et de pouvoirs d'agir. Notre travail vise trois objectifs principaux. Le premier objectif est de contribuer à la connaissance des problèmes de limitations d'activités et de restrictions de participation à la société rencontrés par les personnes vieillissantes (avec ou sans troubles cognitifs). Le deuxième objectif consiste à préserver (voire à développer) la capacité et le pouvoir d'agir de ces personnes au cours des activités domiciliaires de la vie quotidienne. Enfin, le troisième objectif vise à enrichir le modèle du sujet pris en compte dans la conception. Dans cette recherche, l'enjeu de la conception va au-delà de la compensation ou du ralentissement de la détérioration de l'état des personnes. Il vise la préservation des capacités résiduelles des personnes et la proposition de moyens permettant un repli dans le bon ordre et le développement de leurs capacités et pouvoirs d'agir. Notre travail se base sur une approche de conception centrée utilisateur, participative et pluridisciplinaire. Il fait appel à des connaissances issues de l'ergonomie pour favoriser l'interaction Personnes-Machines, de la psychologie pour analyser l'acceptabilité et l'appropriation des systèmes d'aides techniques, et des sciences de l'ingénieur pour développer les technologies d'assistance.

Mots-clés: Sujet capable, capacité et pouvoir d'agir, vieillissement, activité de la vie quotidienne (AVQ), technologies d'assistance.

1 Introduction

L'augmentation du nombre de personnes âgées et l'allongement de l'espérance de vie entraînent une augmentation des pathologies dégénératives liées à l'âge et une hausse des demandes de prise en charge, en institution et à domicile. On compte actuellement plus de 500 millions de personnes âgées dans le monde dont 10% des personnes¹

¹ Source: Institut national des études démographiques (INED).

présenteraient des déficits cognitifs impactant leurs capacités à pouvoir réaliser seules des activités de la vie quotidienne (AVQ). Ce constat se traduit par un triple besoin d'innovations en matière d'assistance technologique pour favoriser l'autonomie du sujet vieillissant et alléger la charge de travail des aidants, en particulier l'aidant familial soumis au vieillissement et à un risque d'épuisement (Fig. 1).

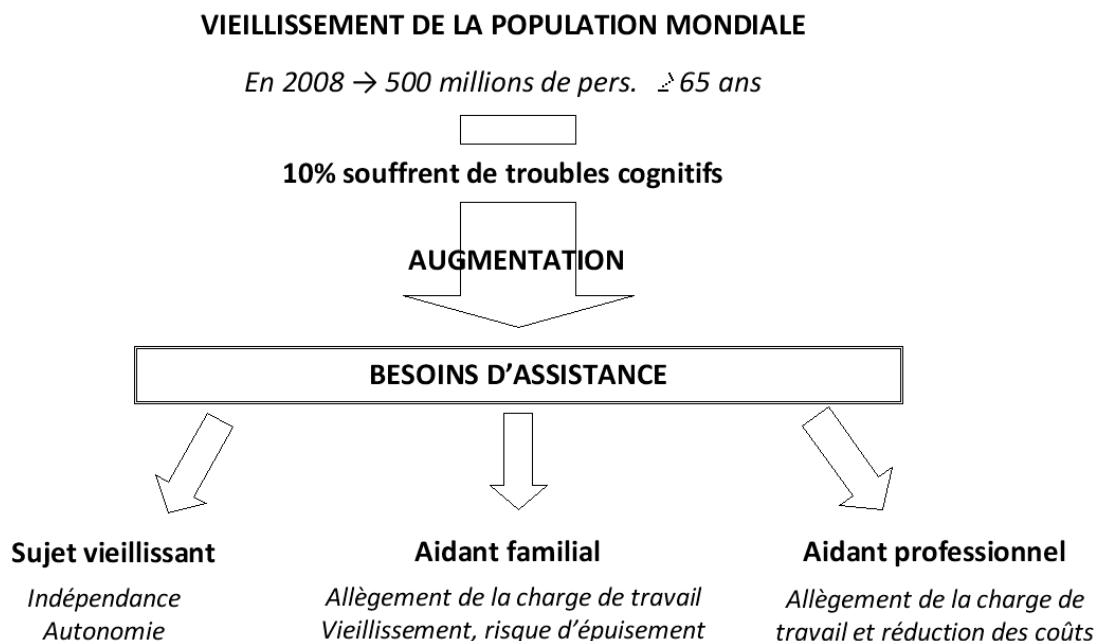


Fig. 1. Présentation du contexte et des enjeux de conception pour l'assistance aux personnes.

Pour éviter l'engorgement des structures de soins et limiter les coûts de prise en charge, plusieurs projets de recherche étudient l'apport des nouvelles technologies pour le maintien et l'assistance à domicile des personnes vieillissantes. Mais dans quelles mesures, ces nouvelles technologies sont-elles utilisables et adaptées aux personnes vieillissantes? Peuvent-elles en l'état répondre à leurs besoins ou existe-t-il des adaptations nécessaires? Dans ce cas, comment peut-on contribuer à la conception de systèmes qui permettent aux personnes vieillissantes de se les approprier? Quel serait enfin l'impact des aménagements physiques et cognitifs des systèmes sur la vie quotidienne des personnes, notamment en termes de satisfaction et de qualité de vie?

2 Thématique et objectifs de recherche

Thématique de recherche. Notre recherche vise à fournir aux personnes vieillissantes un environnement qui les aide à conserver (ou à développer) leur autonomie en leur proposant des services qui pallient leurs déficits grâce à une technologie intelligente et personnalisée selon leurs besoins aussi bien cognitifs que culturels. La proposition d'un environnement intégrant de façon transparente divers objets communicants (capteurs, terminaux mobiles et fixes, etc.) permettrait de leur fournir dynamiquement des services d'assistance adaptés au contexte d'utilisation.

Cependant, on se heurte rapidement à la question de l'interopérabilité des services liée à des équipements et des services hétérogènes. D'un autre côté, la complexité du handicap et son caractère évolutif rendent inévitable la prise en compte de l'utilisabilité des dispositifs techniques.

D'un point de vue pratique, notre recherche se traduit par la conception et l'évaluation de solutions technologiques d'assistance, et plus précisément d'interfaces de communication et de contrôle d'environnement, flexibles et adaptées aux spécificités et aux besoins des utilisateurs. Notre démarche privilégie les moyens d'assistance et les services qui sollicitent et stimulent les parties du corps et/ou les fonctions résiduelles.

Objectifs de recherche. Nous abordons le sujet vieillissant selon une perspective développementale en tant que sujet capable, doté de capacités et de pouvoirs d'agir. Nous visons trois principaux objectifs. Le premier objectif est de contribuer à la connaissance des problèmes de limitations d'activités et de restrictions de participation à la société rencontrés par les personnes vieillissantes (avec ou sans troubles cognitifs). Le deuxième objectif consiste à préserver (voire à développer) la capacité et le pouvoir d'agir de ces personnes au cours des activités domiciliaires de la vie quotidienne. Enfin, le troisième objectif vise à enrichir le modèle du sujet pris en compte dans la conception.

De notre point de vue, l'enjeu en conception consiste à appréhender le handicap comme un horizon probable pour chacun de nous en fonction de nos caractéristiques propres, des caractéristiques de situations et des caractéristiques des lieux d'activité et d'existence. Au-delà de la compensation ou du ralentissement de la détérioration de l'état des personnes, il vise la préservation des fonctions résiduelles et la proposition de ressources permettant un repli dans le bon ordre et le développement de leurs capacités et pouvoirs d'agir.

3 Méthodologie

Notre travail se base sur une approche de conception centrée utilisateur, participative et pluridisciplinaire. Il fait appel à des connaissances issues de l'ergonomie pour favoriser l'interaction Personnes-Machines, de la psychologie pour analyser l'acceptabilité et l'appropriation des systèmes d'aides techniques, et des sciences de l'ingénieur pour développer les technologies d'assistance.

Une variété de méthodes de recueil de données et d'outils a été utilisée avec leurs particularités propres. Les données ont été recueillies à divers endroits (maisons de retraite, hôpitaux, résidences pour personnes âgées, associations de personnes âgées, laboratoire expérimental, etc.).

Trois premières études ont été conduites afin d'analyser les besoins des sujets vieillissants et de construire l'utilité des services à domicile [1] [2]. Basées sur des entretiens et des questionnaires, elles ont concerné 87 sujets vieillissants et 15 aidants professionnels. Elles nous ont permis de décrire les capacités et les limitations fonctionnelles des sujets vieillissants et d'identifier les ressources minimales pour développer un pouvoir d'agir suffisant.

Trois autres études ont ensuite été réalisées pour analyser les répercussions des capacités et des difficultés des sujets sur la conception de services [3] [4] [5]. Trois modes d'interaction distincts (traditionnel, domotisé et pervasif) ont été évalués à l'aide de questionnaires, d'entretiens et de tests utilisateurs (Fig.2). Nous avons sollicité 83 sujets vieillissants et 10 aidants professionnels.

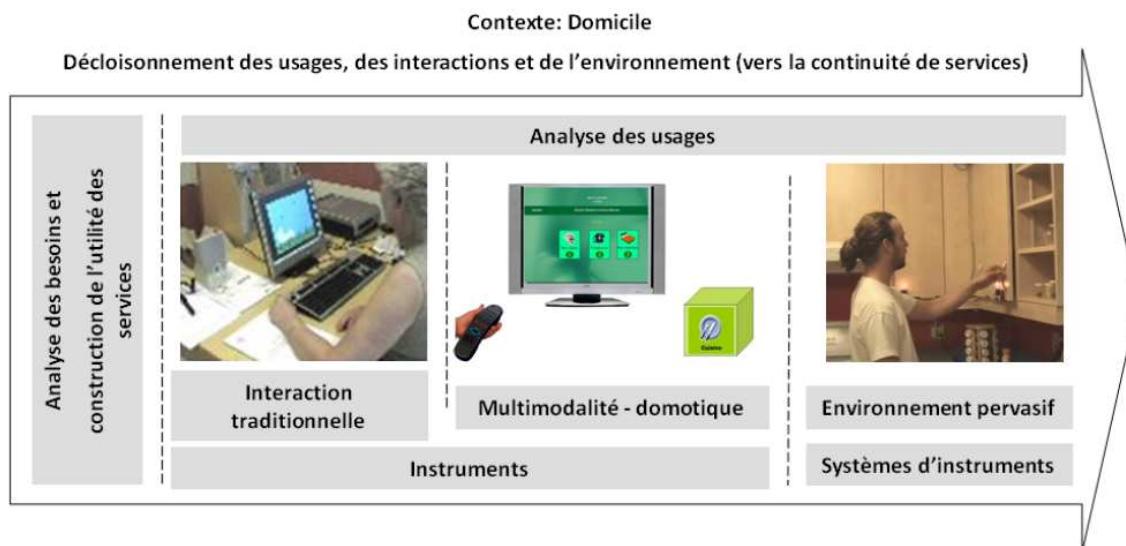


Fig. 2. Ligne directrice des études de terrain.

Les données issues de ces études ont permis de proposer un formalisme et une description du système de ressources des sujets qui soient manipulables par un dispositif technologique d'assistance. Cette représentation se base sur des ontologies qu'il est possible de parcourir de façon non linéaire facilitant ainsi l'accès et la réutilisation des connaissances.

En effet, de nombreuses ressources humaines et matérielles peuvent être mises à contribution pour supporter l'activité du sujet vieillissant, notamment des personnes atteintes de troubles cognitifs. Notre description du système de ressources permet d'enrichir l'intelligence de l'environnement en le dotant de moyens permettant de proposer des ressources et des services adéquats et contextuels pour développer le pouvoir d'agir du sujet, tout en assurant son confort et sa sécurité. La méthode de défaillances et de substitution des ressources (MDSR) nous a permis d'évaluer les possibilités d'assistance, en cas de défaillance ou d'absence de ressources, afin de proposer au sujet des ressources palliatives ou substitutives.

3.1 Méthode de défaillances et de substitution des ressources (MDSR)

La Méthode de Défaillances et de Substitution des Ressources (MDSR), mise au point par Rabardel et Bourmaud [6] [7], s'appuie sur l'analyse de l'activité, l'analyse des ressources disponibles à un moment donné et l'analyse des verbalisations des sujets. Elle permet 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.

La MDSR permet de rendre compte des modalités de réalisation de l'activité par les sujets lors de la défaillance de chaque instrument et des conditions de sa substitution. Elle s'appuie pour ce faire, sur des entretiens et la constitution d'une grille d'analyse comportant six dimensions [8] : l'Artefact Habituel (AH) utilisé par le sujet dans une classe de situations donnée, la Fréquence d'Usage (FU) de l'AH estimée par le sujet, l'artefact de substitution et plus généralement les Ressources de Substitution (RS), les Fonctions à Substituer en cas de Défaillance (FSD) et celles qui ne le sont pas, les COnditions de Substitution (COS) et la Valeur de la Substitution (VS) (Table 1).

Table 1. Grille d'analyse du système de ressources mobilisées et mobilisables: un exemple.

Dimensions abordées durant l'épreuve de défaillance/substitution					
AH	FU	RS	FSD	COS	VS
Agenda	Très souvent	Post-it, carnet	Prise de notes	Espace de saisie	Garder des traces

D'un point de vue pratique, la MDSR permet de prendre en compte à la fois des fonctions des artefacts (qui peuvent se traduire par des recommandations relatives à ces fonctions) mais également des fonctionnalités transverses à différents artefacts qui peuvent venir alimenter des recommandations visant l'utilité des services et en particulier l'interopérabilité entre différents artefacts (les objets communicants) [9].

3.2 Ontologie et environnement intelligent

Les avancées et les innovations permanentes en termes de solutions technologiques d'assistance se traduisent par une variété de services pour l'accompagnement des personnes dans la réalisation de leurs activités quotidiennes. Toutefois, l'hétérogénéité des environnements ainsi que la diversité et la variabilité de la population concernée nécessitent une personnalisation et une adaptation des services d'assistance aux caractéristiques propres du sujet et de la situation contextuelle.

L'ontologie du système de ressources, que nous proposons, vise à fournir des outils pour la conception d'environnements intelligents d'assistance capacitants et l'adéquation des ressources à l'activité. Notre objectif est de proposer un formalisme de description, basé sur un vocabulaire naturel, afin d'harmoniser et de faciliter la communication entre les différents acteurs de la conception et entre les différents systèmes technologiques. Nous nous appuyons à la fois sur les caractéristiques propres au sujet et les spécificités de l'environnement (personnel ou non) dans lequel le sujet évolue ou réalise une activité donnée.

En effet, l'usage des ontologies dans le domaine de l'assistance aux personnes et en particulier de la conception d'environnements intelligents d'assistance suscite l'intérêt de nombreux chercheurs [10] [11]. Cependant, toutes ces approches présupposent un

niveau d'activité de la personne, autrement dit des situations où les objets sont bien rangés. Or, dans la réalité, nous avons davantage tendance à enchaîner nos actions et à semer nos objets un peu partout. Cette situation qui semble spécifique aux personnes atteintes de troubles cognitifs, et en particulier mnésiques (*design pour un*²), se retrouve finalement ailleurs puisqu'elle peut concerner tout un chacun à un moment donné de notre développement (*design pour tous*).

Dans ce travail, nous proposons une représentation qui permette d'articuler les ressources disponibles avec les situations de la vie quotidienne dans lesquelles elles s'inscrivent. Cela permet de rendre compte des instruments et des systèmes d'instruments développés, des substitutions possibles suite à des défaillances ou des manques ainsi que les valeurs de ces substitutions en fonction des caractéristiques propres du sujet, et notamment de ses capacités.

3 Proposition d'un formalisme de description du système de ressources du sujet

Notre travail de recherche s'intéresse à l'adéquation de l'assistance technologique aux besoins des personnes, pour la préservation voire le développement de leur pouvoir d'agir dans les environnements pervasifs. Dans cette optique, nous proposons une ontologie du système de ressources des sujets qui permet de représenter et d'articuler les ressources mobilisables par le sujet au cours d'une activité donnée.

L'utilisation des ontologies nous a permis de proposer un formalisme et une description du système de ressources des sujets qui soient manipulables par un dispositif technologique d'assistance. En effet, de nombreuses ressources humaines et matérielles peuvent être mises à contribution pour supporter l'activité des sujets vieillissants (avec ou sans troubles cognitifs). Notre description du système de ressources permet d'enrichir l'intelligence de l'environnement en le dotant de moyens favorisant la flexibilité et la personnalisation de l'assistance aux personnes. La méthode de défaillances et de substitution des ressources (MDSR) nous a permis d'évaluer les possibilités d'assistance, en cas de défaillance ou d'absence de ressources, afin de proposer au sujet des ressources palliatives ou substitutives. Si une ressource n'est pas disponible, le sujet peut-il encore réaliser la tâche? Y a-t-il une valeur de remplacement de cette ressource (selon les classes et les familles d'activité concernées) et par conséquent de nouvelles ressources constituées? Dans ce cas, quelle est la valeur de remplacement possible de ces ressources? Y-a-t-il des ressources majorantes?

L'adéquation des ressources et des services d'assistance se base sur une architecture ontologique qu'il est possible de parcourir de façon non linéaire facilitant ainsi l'accès et la réutilisation des connaissances. La construction et l'organisation de l'ontologie selon les concepts de familles d'activités et de classes de situation tendent également à favoriser la réutilisation et l'extension de l'ontologie.

² La distinction entre le design pour un et le design pour tous a été proposée par Viviane Folcher, maître de conférences à l'Université Paris 8 (France) [12].

4 Principales contributions pour la conception de systèmes d'assistance

Nous considérons que l'enjeu de la conception va au-delà de la compensation des limitations physiques et/ou cognitives de la personne.

A titre d'exemple, nous pouvons citer le cas d'une dame de 83 ans que l'on a suivie pendant plusieurs mois dans sa maison de retraite de l'Est de la France et qui témoignait au début de notre rencontre un grand intérêt pour la domotique, les nouvelles technologies et leurs potentielles applications dans la vie quotidienne. Son intérêt a progressivement diminué pour disparaître brutalement au bout de six mois, parallèlement à l'apparition et la prise de conscience de ses troubles cognitifs devenus importants (perte de la mémoire, du prénom de ses enfants, etc.).

Finalement, nos évaluations se sont transformées en de longues heures de discussion où la personne exprimait ses craintes sur son devenir: peur d'oublier le nom de ses proches, le visage de ses petits enfants, son mari décédé, sa vie en Allemagne, etc. Ainsi, si au début, cette dame exprimait des besoins en termes de solutions compensatoires de ses difficultés physiques (gestion des stores, portes, etc.), ses intérêts et ses besoins ont progressivement évolué en lien avec ses troubles cognitifs (besoin de rappel d'activités par exemple).

Globalement, les sujets observés, dans notre recherche, ont exprimé des besoins de compensation des difficultés physiques et cognitives (contrôle à distance des dispositifs techniques, rappel d'activités ou de la prise de médicaments par ex.) mais surtout des besoins en termes de prévention de l'évolution de leur état et de leurs capacités. Les services souhaités répondaient à une logique de compensation de l'état actuel et d'anticipation de l'état futur (détérioration de leurs capacités). Par exemple, le besoin de prévenir et de limiter la perte de mémoire s'est traduit par un intérêt pour les exercices de stimulation cognitive. Certains sujets se sont même mis à apprendre le fonctionnement d'internet pour pouvoir sortir et voyager virtuellement quand ils n'auront plus la capacité de le faire pour de vrai.

Les deux enjeux de la conception précités ont été traduits schématiquement par deux leviers *a* et *b* (avec le sujet capable comme point de pivot) dont l'action respective agit sur le développement du sujet du point de vue de la croissance et de la décroissance. Mais cette action est limitée par le stade de développement et les capacités actuelles du sujet (Fig. 3).

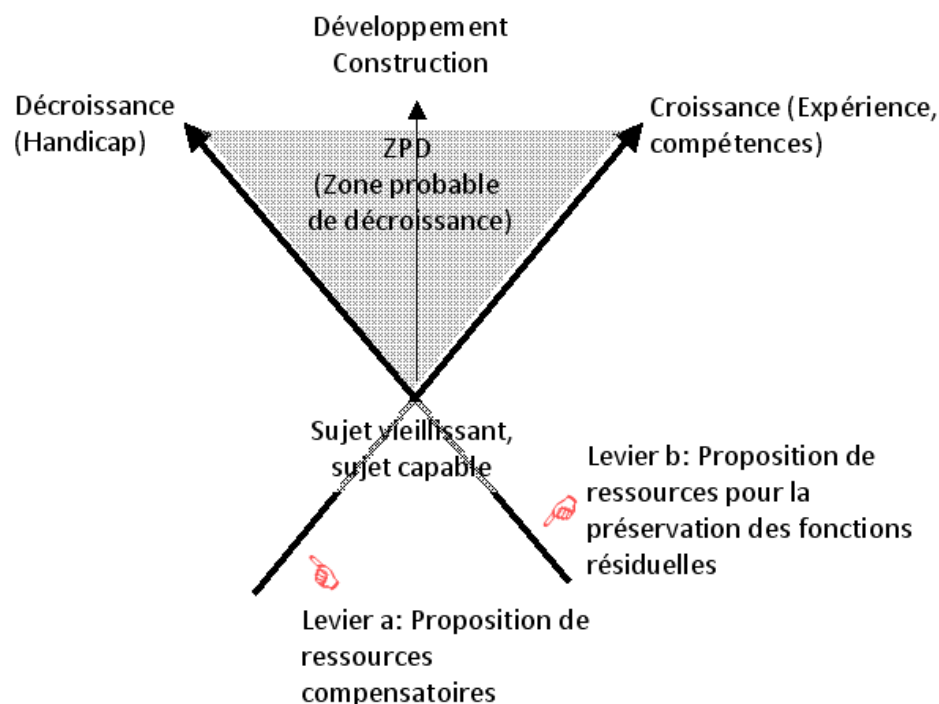


Fig. 3. Double enjeu de la conception.

Nous avons appelé la zone de manœuvre potentielle des leviers, "Zone Probable de Décroissance (ZPD)" (concept proposé par P. Rabardel) par analogie au concept de "zone proximale de développement" développé par [13] dans le cadre de ses études sur le développement intellectuel de l'enfant.

D'un point de vue épistémique, notre recherche a permis de contribuer à la connaissance des problèmes de limitations d'activité et de restriction de participation à la société que rencontrent les personnes vieillissantes.

D'un point de vue pragmatique, nos études ont permis de proposer un formalisme de description du système de ressources du sujet vieillissant (approche transdisciplinaire) afin de concevoir de nouveaux systèmes d'assistance et de développer la capacité et le pouvoir d'agir des personnes vieillissantes atteintes ou non de troubles cognitifs à travers la proposition de ressources pour l'activité. Ce formalisme de description a également pour visée d'outiller l'activité des concepteurs.

5 Conclusion et perspectives

Cette recherche porte sur l'usage des nouvelles technologies pour la préservation et le développement des capacités et des pouvoirs d'agir des sujets vieillissants. Nos motivations visent également indirectement l'allègement de la charge de travail des aidants familiaux et professionnels.

Notre travail a permis d'approfondir et d'enrichir les connaissances sur le sujet vieillissant en tant que sujet capable, et par conséquent de permettre des ouvertures en termes de conception. Nous montrons notamment que le sujet vieillissant est mieux

préservé que les fonctions prises et évaluées séparément par les méthodes d'évaluation actuelles. Chaque sujet a sa manière d'appréhender le monde et de pallier ses difficultés en développant des stratégies compensatoires réduisant consciemment ou non les coûts physiques et cognitifs d'une activité donnée.

Plusieurs exemples existent dans la littérature. Nous pouvons citer, entre autres, le cas du pianiste Arthur Rubinstein (80 ans) repris par Baltes et ses collègues [14]. Pour maintenir son niveau d'expertise, Rubinstein explique qu'il joue moins de morceaux sur lesquels il s'exerce plus souvent. Il joue également moins vite les passages plus lents pour que les passages rapides aient l'air plus rapide.

Dans un autre domaine, Bosman [15] [16] montre qu'avec l'expertise, les dactylographes mettent en œuvre des stratégies compensatoires qui leur permettent de préserver leur vitesse d'exécution.

Les sujets mobilisent des ressources internes (des schèmes par exemple) qui leur permettent de maintenir et de développer leur pouvoir d'agir mais ces ressources sont ignorées par les tests et parfois même par les sujets eux-mêmes. En effet, les tests ne permettent pas d'évaluer ou d'observer ces stratégies compensatoires et ses ressources internes. Nous observons rapidement ce que Mazevet et Vassilev [17] décrivent comme un effet plafond dans le suivi d'un patient donné, en raison du manque de sensibilité ou de granularité de la plupart des échelles. Or, l'évaluation de "miettes" de fonctions peut conduire à de mauvaises solutions d'assistance ou à des solutions qui ne ciblent pas réellement les besoins des sujets. En effet, si les sujets ne sont pas capables de téléphoner (d'après les tests); rien n'est dit sur ce qui pose réellement problème (taille des touches, mémorisation des numéros de téléphone, etc.). Cette distinction entre le sujet physiologique et le sujet fonctionnel va dans le sens des résultats de [18] qui montrent que l'âge fonctionnel (par "opposition" à l'âge biologique) est une notion plus pertinente quand on s'intéresse aux capacités des sujets face à un objet technique.

Notre recherche montre que la démarche des sujets consiste à préserver (voire de développer) leurs capacités et leurs pouvoirs d'agir pour continuer à faire leurs activités quotidiennes habituelles. Ainsi, l'affaiblissement ou la perte des capacités d'agir entraînent, consciemment ou non, la recherche de nouvelles ressources internes pour continuer à les faire autrement. Mais parfois celles-ci ne permettent pas de maintenir un pouvoir d'agir suffisant. Dans ce cas, nos résultats montrent que les sujets ne se tournent pas directement vers des solutions d'assistance compensatoires, qui "fassent les choses à leur place", mais vers des solutions de repli dans le bon ordre. En effet, ces résultats soulèvent l'importance du sens de l'agir pour l'existence des sujets vieillissants. Par exemple, "travailler c'est participer à la vie sociétale (...) ne pas être exclu (...) c'est exister"; exister pour soi (je peux, je suis capable de) d'abord puis au regard des autres en faisant valoir ses savoir-faire, ses compétences, etc. Pour cela, les sujets sont prêts à payer un coût physique ou cognitif qui leur permette d'agir le plus longtemps possible.

Notre proposition d'un formalisme de description du système de ressources mobilisables par le sujet vise à favoriser l'adéquation de l'assistance aux besoins et à la situation contextuelle. En particulier cette description des ressources permet à l'environnement d'assistance d'évaluer les possibilités d'assistance, en cas de

défaillance ou d'absence de ressources, afin de proposer au sujet des ressources palliatives ou substitutives

Perspectives. Cette recherche s'est principalement intéressée à l'environnement domiciliaire du sujet. Or, l'enjeu pour les environnements pervasifs est de fournir aux sujets des ressources capacitantes pour la réalisation des AVQ quelque soient les lieux de vie des sujets. Cette recherche ouvre donc des perspectives de travaux futurs afin d'assurer la continuité des services entre les différents environnements de vie (le domicile, le centre commercial, les transports publics, etc.).

Les champs d'utilisation sont larges. Des répercussions sur l'activité des sujets dans des milieux hostiles ou limitant le mouvement (dans l'Espace, sous l'eau, etc.) peuvent également être envisagées. Ces perspectives s'accompagnent de nouvelles interrogations concernant l'intérêt et l'utilité de nouveaux moyens d'interaction.

Remerciements. Nous remercions toutes les personnes qui ont participé à cette recherche ainsi que les responsables des établissements qui nous ont accueillis.

Références bibliographiques

1. Arab, F., Perrot, S., Mokhtari, M. (2008). Environnement intelligent d'assistance aux personnes dépendantes : investigation des usages pour la conception de services. Ergo' IA 2008, L'humain au cœur des systèmes et de leur développement, 15-16-17 octobre 2008, Bidart, Biarritz, France.
2. 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 (Association for advancement of modelling and simulation techniques in enterprises), volume 71, Issue 3, mars 2011.
3. Arab, F., Vallet, C., Kadouche, R., Mokhtari, M. (2007). Nouvelles technologies, personnes âgées et troubles cognitifs : une étude exploratoire des difficultés d'accessibilité à l'ordinateur. 42ème congrès de la Société d'Ergonomie de Langue Française, 5-6-7 Septembre 2007, Saint Malo, France. Editions Octarès, Toulouse - ISBN 2-915346-49-7.
4. Rigaud, A. S., De Rotrou, J., De Sant'Anna, M., Vallet, C., Arab, F., Kadouche, R., Extra, J. (2007). TANDEM : aide informatisée à domicile pour l'accompagnement de la maladie d'Alzheimer, étude préliminaire sur l'interface. Dans : Approches non médicamenteuses de la maladie d'Alzheimer et des maladies apparentées, Les Cahiers de la Fondation Médéric Alzheimer. 3 : 102-106.
5. Arab, F., Ghorbel, M., Mokhtari, M. (2008). Conception et évaluation d'un système d'assistance supportée par la télévision. Société d'Ergonomie de Langue Française - 43ème congrès, Ergonomie et Conception « Concevoir pour l'activité humaine », Ajaccio 17-19 septembre 2008.
6. Rabardel, P., Bourmaud, G. (2003). From computer to instrument system: a developmental perspective. *Interacting with Computers*, 15 (5), 665-691.
7. Rabardel, P., Pastré, P. (2005). Modèles du sujet pour la conception. *Dialectiques activités développement*. Paris, Octarès.
8. Bourmaud, G. (2006). Les systèmes d'instruments: méthodes d'analyse et perspectives de conception. Thèse de doctorat en psychologie ergonomique. Soutenue le 3 avril 2006. Université Paris 8.

9. Bationo-Tillon, A. (2006). Pratiques des activités narratives instrumentées: Une analyse diachronique et structuro-fonctionnelle en amont de la conception. Thèse de doctorat en psychologie ergonomique. Soutenue le 20 juin 2006. Université Paris 8.
10. Latfi, F., Lefebvre, B., Descheneaux, C. (2007). Le rôle de l'ontologie de la tâche dans un habitat intelligent en télésanté. 1ères Journées Francophones sur les Ontologies JFO 2007, Sousse, Tunisie,, 18 - 20 Octobre 2007, pp. 135-153, Centre de publication universitaire 2007
11. Kadouche, R. (2007). Modélisation du profil utilisateur et personnalisation dans les espaces de vie intelligents. Thèse de doctorat en informatique de l'Institut National des Télécommunications. Soutenue le 28 Juin 2007.
12. 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, 22 Juin 2010, Université Paris 8
13. Vygotski, L. (1997). Pensée et langage, Paris : La dispute.
14. Freund, A., Baltes, P.B. (2003). Pour un développement et un vieillissement réussis: sélection, optimisation et compensation. *Revue québécoise de psychologie*, volume 24, n°3, pp. 27-52.
15. Bosman, E.A. (1993). Age-related differences in the motoric aspects of transcription typing skill, *Psychology and aging*, 8 (1), pp. 87-102.
16. Lemaire, P., Bherer, L. (2005). La compensation stratégique et la préservation de la vitesse d'exécution chez les dactylographes. In Lemaire, P., Bherer, L. (2005). *Psychologie du vieillissement: une perspective cognitive*. Editions De Boeck Université.
17. Mazevet, D., Vassilev, K. (2005). Rééducation neurologique: les échelles utiles en pratique. *Neurologies*, Mars 2005, volume 8, pp. 148-150.
18. Specht M., Sperandio J.C., De le Garza C (1999). De l'activité des aînés confrontés aux nouvelles technologies, *Retraite et Société*, 27, 21-37.

Interagir pour Construire du Sens : une Opportunité pour les Dispositifs d'Aide aux Personnes en Situation de Déficience Visuelle

Loïc Deschamps¹, Charles Lenay¹, Katia Rovira², John Stewart¹, Dominique Aubert¹

¹ Université de Technologie de Compiègne, Laboratoire COSTECH-CRED, Centre Pierre Guillaumat, 60203 Compiègne, France

² Université de Rouen, Laboratoire PSY.NCA, Rue Lavoisier, 76821 Mont-Saint-Aignan, France

Abstract. Depuis plusieurs années, nous élaborons un système de suppléance perceptive (Tactos) de façon à rendre accessible l'information numérique spatialisée aux utilisateurs déficients visuels. Après avoir validé ce dispositif via des situations expérimentales et des observations in situ, nous proposons de connecter plusieurs systèmes Tactos en réseau, de façon à permettre l'accès à des espaces numériques partagés via la modalité tactile (Intertact). Cette ouverture d'un usage individuel à un usage collectif permet la conception d'espaces numériques dédiés à l'interaction tactile, en proposant des fonctionnalités pratiques, pédagogiques et ludiques. Cette possibilité d'interaction tactile ouvre la voie à l'élaboration d'un dispositif technique et social d'aide aux personnes déficientes visuelles. Par ailleurs, l'élaboration d'espaces tactiles partagés va de pair avec une réflexion fondamentale sur les interactions perceptives. Nous proposons donc une étude expérimentale de façon à caractériser les processus d'engagement mutuel dans les interactions. Ces processus semblent constituer une dynamique mutuelle, support d'une co-construction active de sens.

Keywords: Suppléance perceptive ; Déficience visuelle ; Accessibilité ; Interaction

1 Tactos : un Dispositif de Suppléance Perceptive pour l'Accessibilité de l'Information Numérique

Tactos est un dispositif de suppléance perceptive qui permet l'exploration et la lecture de formes numériques sur un écran d'ordinateur par l'intermédiaire de stimulations tactiles [1]. Il s'agit de commander l'activation de cellules Braille piézoélectriques en fonction du déplacement du curseur dans l'espace bidimensionnel de l'écran (Fig. 1). Deux périphériques, un effecteur et un stimulateur tactile sont reliés à un ordinateur. L'effecteur constitue le moyen d'action du sujet dans l'espace bidimensionnel de l'écran. Dans l'exemple proposé, il s'agit d'un stylet sur une tablette graphique, mais d'autres effecteurs sont possibles, à condition que l'espace d'action entretienne un

rapport bijectif avec l'espace de l'écran (soit une commande en position plutôt qu'en déplacement).

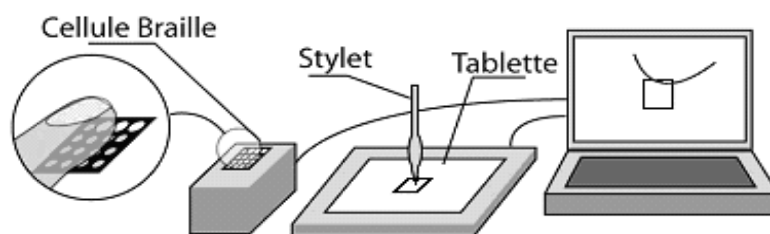


Fig. 1. Le dispositif Tactos : les formes inscrites dans l'espace numérique de l'écran sont perçues tactilement : leur exploration par un champ récepteur commande l'activation d'un picot d'une cellule Braille piézoélectrique.

L'effecteur permet de déplacer au minimum un champ récepteur élémentaire. Lorsque celui-ci croise au moins un pixel noir à l'écran, un stimulateur tactile est activé, en l'occurrence un picot d'une cellule Braille piézoélectrique (il s'agit là de la version la plus minimale du dispositif). Ici, l'utilisateur ne reçoit qu'une succession de stimulations très pauvres : le retour sensoriel ne délivre qu'un seul bit d'information à chaque instant, et celui-ci ne présente aucune spatialité intrinsèque. Pourtant, l'utilisateur parvient à reconnaître et à discriminer des formes bidimensionnelles [1]. Ainsi, la capacité de reconnaissance de formes ne passe pas par un accès global à la forme explorée, comme s'il suffisait de « capter » une image de façon passive pour la percevoir. En revanche, le dispositif oblige l'utilisateur à déployer dans l'espace et le temps une activité d'exploration externalisée, lui permettant d'établir un couplage sensori-moteur minimal [2]. C'est par l'exploration active que le sujet peut reconnaître une forme. En d'autres termes, il n'y a pas de perception sans action, tout comme les utilisateurs de systèmes de substitution visuo-tactile (comme le TVSS) ne ressentent que des stimuli locaux sur la peau lorsqu'ils ne sont pas amenés à déplacer eux-mêmes la caméra [3].

Grâce à l'enregistrement des trajectoires perceptives rendu possible par le dispositif, il est aisé d'observer de façon fine la manière dont les sujets explorent des formes bidimensionnelles. Il apparaît que la constitution des percepts via la médiation technique fait appel à un répertoire sensori-moteur caractéristique [1]. En effet, l'analyse des stratégies d'exploration révèle des dynamiques émergentes entre les actions effectuées et les retours sensoriels qui en résultent, ce qui a permis d'étudier finement la micro-genèse de l'acte perceptif.

Suite à ces observations, il a été question d'enrichir progressivement les possibilités d'action et/ou la richesse des stimulations tactiles. En effet, des études antérieures ont montré que l'augmentation du nombre de champs récepteurs utilisés conjointement permettait d'améliorer la perception de l'environnement [4]. L'utilisation de ce parallélisme dans le cadre de dispositifs de perception médiatisée pourrait en effet permettre d'améliorer la qualité et la richesse de la perception dans un espace numérique [5]. Pour vérifier cette hypothèse, une étude a porté sur l'effet de la variation des propriétés du dispositif de couplage [6]. Il a été question de faire

varier la taille et le nombre de champs récepteurs, ainsi que le nombre de stimulateurs associés. Les meilleures performances ont été obtenues lorsque l'utilisateur déplace une matrice carrée de 16 champs récepteurs élémentaires (4x4 champs récepteurs de 2x2 pixels chacun), chacun de ces champs étant relié au picot correspondant d'une matrice de 16 stimulateurs tactiles (4x4 picots, soit deux cellules Braille piézoélectriques juxtaposées) [6]. De cette façon, le parallélisme entre les champs récepteurs et les stimulateurs tactiles permet de rendre accessible un « mouvement déjà fait », présent dès l'entrée sensorielle (Fig. 2). De ce fait, il produit une économie de mouvement et de mémoire qui permet d'augmenter la vitesse perceptive, améliorant sensiblement la qualité de l'exploration et la reconnaissance des formes inscrites à l'écran [5].

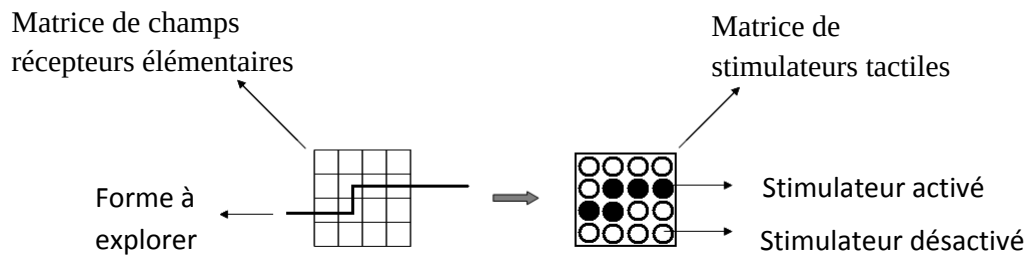


Fig. 2. Les 16 champs récepteurs élémentaires forment une matrice. Chaque champ récepteur active le picot correspondant sur la matrice de 16 stimulateurs tactiles. Il y a donc parallélisme entre les champs récepteurs et les stimulateurs tactiles.

Ainsi, les diverses situations expérimentales et les observations in situ ont montré que l'utilisateur de Tactos est capable de discriminer et de reconnaître les formes rencontrées dans l'espace numérique [7-8]. De plus, le dispositif rend accessible la configuration spatiale des informations présentes à l'écran, ce qui permet la localisation des objets numériques (icônes, images, fenêtres etc.) - et donc la navigation dans les interfaces graphiques -, ainsi que la lecture d'objets spatialisés tels que des tableaux ou des graphiques. De cette façon, couplé aux « screen-readers », le dispositif Tactos permet d'en dépasser la linéarité [9], et laisse envisager une accessibilité effective des environnements numériques.

2 Intertact : Rendre Possible les Interactions Tactiles Distales

Après la validation du dispositif Tactos dans un contexte de suivi longitudinal d'utilisateurs déficients visuels [10], il s'agit maintenant d'étudier les conditions de possibilité d'interactions tactiles dans des espaces numériques partagés. En effet, lorsque plusieurs systèmes Tactos sont connectés en réseau, les utilisateurs peuvent interagir de façon tactile : il s'agit du dispositif Intertact (Fig. 3).

Chaque utilisateur, par l'intermédiaire de son effecteur, commande à la fois: i) les mouvements d'une matrice de champs récepteurs couplée à autant de stimulateurs tactiles ; et ii) les déplacements d'un avatar, c'est-à-dire d'un corps-image que l'autre utilisateur peut percevoir via ses propres champs récepteurs. De cette façon, quand un

utilisateur « touche » l'autre, il est aussi « touché » par lui, ce que nous appelons un croisement perceptif ou toucher mutuel à distance [11].

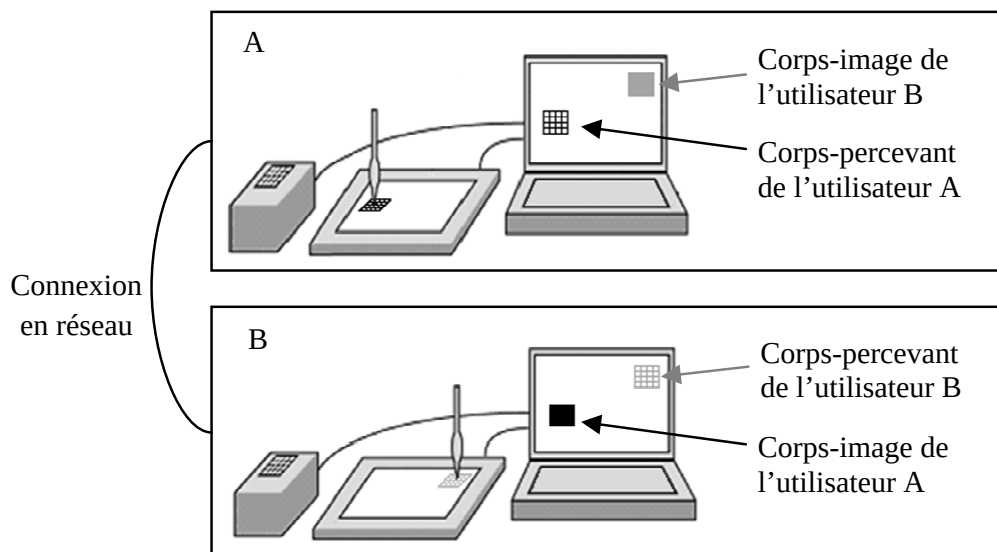


Fig. 3. Le dispositif Intertact, correspondant à deux systèmes Tactos connectés en réseau. Ici, les « corps-percevants » (matrices carrées de 16 champs récepteurs) et les « corps-images » (surfaces carrées de 32x32 pixels) sont identiques chez les deux partenaires.

Chaque utilisateur explore sa tablette et entre en contact, soit avec des objets du milieu partagé, soit avec le corps-image de l'autre acteur. On permet ainsi la constitution, pour chaque utilisateur, d'un espace commun où peuvent se coordonner les actions perceptives et où les objets numériques peuvent être explorés de façon mutuelle. Grâce à ce dispositif, nous rendons possible le passage d'un système à usage strictement local (navigation dans les interfaces graphiques et exploration des objets numériques de façon individuelle) à un système où l'usage s'ouvre sur le partage d'espaces numériques tactiles dédiés à des applications pratiques, pédagogiques et ludiques [8], [12]. Ainsi, outre une accessibilité plus complète du « World Wide Web » offerte par le dispositif Tactos, Intertact se veut être une plateforme dédiée hébergeant un ensemble de contenus à visée pratique (cartes géographiques, plans de ville, de transports, etc.), et permettant le partage et l'entraide entre des utilisateurs distants. De cette façon, l'exploration mutuelle de contenus est rendue possible, tout comme la collaboration ou le tutorat, via un mode de communication original et le partage d'un monde numérique commun.

De façon à permettre une élaboration pertinente d'espaces tactiles partagés, la question du processus de l'interaction apparaît centrale. En effet, il s'agit de bien comprendre comment deux sujets en interaction parviennent à se reconnaître, et à discriminer leur présence mutuelle du contenu statique ou dynamique qu'ils sont en train d'explorer. Dans cette perspective, un des axes privilégiés du projet actuel¹

¹ Il s'agit du projet ITOIP (Interactions Tactiles pour l'OrientatIon, l'InformatIon et la Présence), mené à l'Université de Technologie de Compiègne et financé par la région Picardie de 2011 à 2014.

concerne la présence (interaction avec autrui), ce qui nous semble crucial pour l'élaboration d'un dispositif technique et social d'aide aux personnes présentant une déficience visuelle.

3 Un Paradigme Original pour l'Etude de l'Interaction

La conception de ce type d'outil, outre les aspects techniques et pratiques, nous amène d'une part, à mieux penser les espaces d'interactions proposés aux utilisateurs, et d'autre part à reconsidérer certaines questions fondamentales. En effet, les espaces numériques partagés ouvrent la voie à des études expérimentales inédites concernant les interactions. De la même façon que Tactos a permis l'étude de la micro-genèse de l'acte perceptif, Intertact nous semble paradigmatique pour l'étude de la micro-genèse de l'interaction. Nous avons déjà montré que le croisement perceptif via Intertact rendait possible le sentiment de la présence d'autrui : le sujet reconnaît autrui à travers la dynamique des activités perceptives conjointes [13]. Nous proposons une situation expérimentale pour tenter de caractériser ces processus d'engagement mutuel dans les interactions perceptives.

3.1 Protocole Expérimental

Nous nous inspirons du célèbre « jeu d'imitation » de Turing [14]. 54 sujets, répartis en trois groupes indépendants de 18 sujets, sont invités à interagir via le dispositif Intertact. Nous constituons des espaces numériques partagés unidimensionnels : chaque sujet se déplace de gauche à droite à l'aide d'une souris et reçoit une stimulation tactile en tout ou rien si son curseur rencontre un autre curseur. Notons que l'espace ainsi constitué est un tore géométrique, et est donc théoriquement infini : du point de vue d'un observateur, le franchissement d'un des bords de l'espace entraîne une réapparition simultanée à l'autre bord. Chaque sujet passe 16 essais d'une minute : dans chacun d'eux, le sujet est connecté soit avec un autre sujet qui, comme lui, participe à l'expérience, soit avec un robot qui est censé imiter le comportement humain. Les groupes de sujets sont constitués en fonction de la complexité du comportement des robots. Les robots du groupe 1 présentent une vitesse et une amplitude de mouvement régulières avec une probabilité d'arrêt temporaire nulle (robots simples) ; les robots du groupe 2 présentent une vitesse et une amplitude de mouvement variable avec une probabilité d'arrêt temporaire nulle (robots intermédiaires) ; les robots du groupe 3 présentent une vitesse et une amplitude variable avec une probabilité d'arrêt temporaire aléatoire (robots complexes).

Pour chaque groupe, deux types de robots sont constitués : des robots élaborés en termes de programme clos (un pattern de mouvement déterminé est déployé dans l'espace *indépendamment* des mouvements du sujet) et des robots élaborés en termes de programme d'interaction (un pattern de mouvement déterminé est *provoqué* par la rencontre du sujet dans l'espace). Ainsi, chaque sujet est confronté à deux autres sujets et à deux robots d'un même niveau de complexité (un programme clos et un programme d'interaction), chacun d'eux étant rencontré quatre fois dans un ordre

pseudo-aléatoire. A la fin de chaque essai, les sujets doivent indiquer s'ils pensent avoir interagi avec un humain ou un robot.

3.2 Résultats

Globalement, nous observons que le groupe de sujets qui interagit avec les robots complexes obtient une fréquence de bonnes réponses inférieure aux deux autres groupes de sujets, qui interagissent avec les robots intermédiaires et les robots simples (respectivement 47,56 %, 61,45 % et 62,84 %). Cette différence est statistiquement significative ($F_{(2; 51)} = 9.1297$; $p = 0.0004$).

Si on considère uniquement les robots, nous observons que paradoxalement, les sujets obtiennent une fréquence de bonnes réponses supérieure dans les essais où les robots sont des programmes d'interaction (56,94 %) que dans les essais où les robots sont des programmes clos (44,44 %). Toutefois, cette tendance ne s'exprime que pour les sujets qui interagissent avec les robots simples (43,05 % de bonnes réponses pour les programmes clos versus 77,77 % de bonnes réponses pour les programmes d'interaction) ; les sujets confrontés aux robots intermédiaires et complexes ne présentent pas de différence significative entre les deux types de robots. L'effet d'interaction entre le facteur Complexité et le facteur Type de robot est significatif ($F_{(2; 51)} = 4,2703$; $p = 0.0193$).

Quel que soit le type de robot, nous observons que la fréquence de bonnes réponses est plus élevée dans les essais où les sujets rencontrent d'autres sujets (63,88 %) que dans les essais où les sujets rencontrent des robots (50,69 %). Cette différence est significative ($t_{(51)} = 4,0868$; $p = 0.0002$), et elle s'accroît à mesure que la complexité des robots grandit (voir Fig. 4).

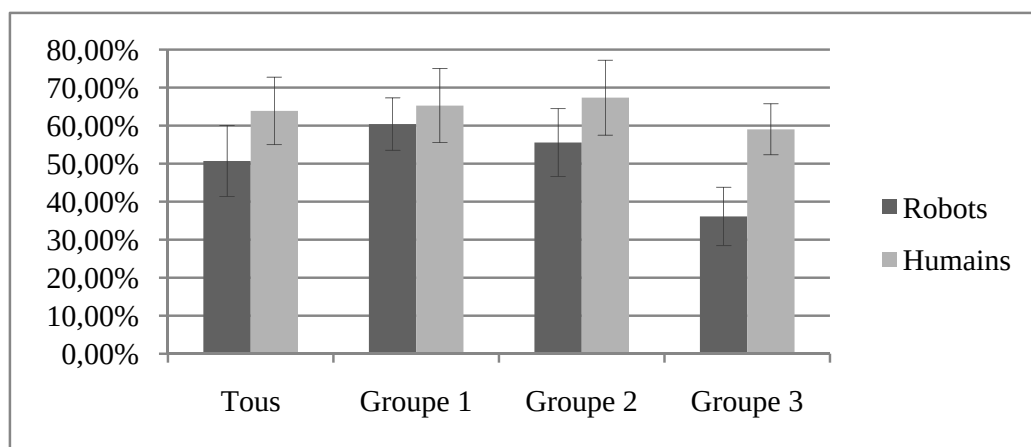


Fig. 4. Fréquences de bonnes réponses en fonction des groupes expérimentaux et du type d'interactant (Robots vs Humains)

Par ailleurs, si la différence entre Robots et Humains n'est pas significative pour les groupes 1 et 2, elle est significative pour le groupe 3 ($t_{(17)} = 4,6050$; $p = 0.0003$) et

peut même être considérée comme notable d'après une analyse bayésienne² ($\Pr |\delta/\sigma| > .66 = .91$).

Enfin, malgré l'absence totale de feedbacks tout au long de l'expérience concernant la qualité de leurs réponses, les sujets améliorent sensiblement leurs performances entre les huit premiers et les huit derniers essais (48,37 % vs 66,20%). L'effet d'apprentissage global est significatif ($t_{(51)} = 5,1107$; $p < 0.0001$), et il est retrouvé pour tous les groupes de sujets.

Si nous détaillons ce dernier résultat, nous observons que l'apprentissage semble plus stable pour les essais où les sujets rencontrent d'autres sujets que pour les essais où ils rencontrent des robots : l'augmentation de la fréquence de bonnes réponses pour les essais Humain/Humain ne semble pas être influencée par la complexité des robots (Fig. 5).

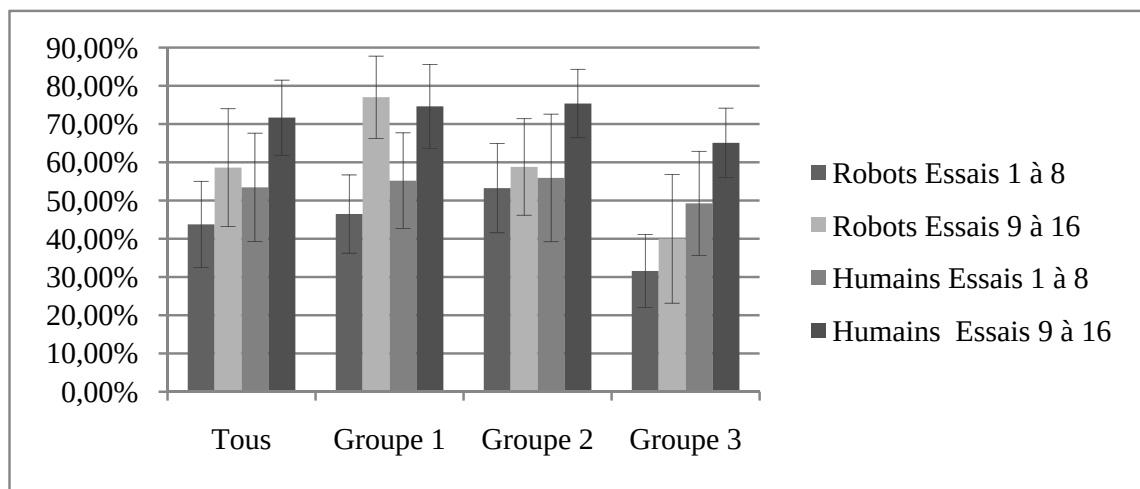


Fig. 5. Fréquences de bonnes réponses observées en fonction des groupes expérimentaux, du type d'interactant et des deux blocs d'essais

Globalement, l'effet d'apprentissage est significatif pour les essais où les sujets interagissent avec des robots ($t_{(51)} = 3.0531$; $p = 0.0036$) et pour les essais où les sujets interagissent avec des humains ($t_{(51)} = 4.1693$; $p = 0.0001$). En revanche, aucun de ces effets ne peut être considéré comme notable (respectivement $\Pr |\delta/\sigma| > .66 = .04$ et $\Pr |\delta/\sigma| > .66 = .25$). Toutefois, une analyse plus spécifique montre que l'effet d'apprentissage pour les essais où les sujets interagissent avec des robots n'est significatif que pour le groupe 1, qui interagit avec les robots simples ($t_{(17)} = 4.3236$; $p = 0.0005$). En revanche, cet effet ne peut pas être considéré comme notable ($\Pr |\delta/\sigma| > .66 = .88$). Concernant les essais où les sujets interagissent avec des humains, l'effet d'apprentissage est significatif pour le groupe 1 ($t_{(17)} = 3.1224$; $p = 0.0062$) et pour le groupe 2 ($t_{(17)} = 2.5325$; $p = 0.0215$), même si aucun de ces effets ne peut être

² Les procédures bayésiennes permettent d'estimer a posteriori l'effet ou la différence vraie (δ) avec une garantie de .90. Les conclusions sont donc établies sur l'effet calibré (différence observée sur écart-type). Nous avons retenu comme critère que $\Pr |\delta/\sigma| < .33 = .90$ pouvait être considéré comme négligeable. Parallèlement, nous avons posé que $\Pr |\delta/\sigma| > .66 = .90$ pouvait être considéré comme notable, c'est-à-dire que l'on peut estimer avec une garantie de .90 que l'effet calibré vrai sera supérieur à une valeur de 0.66.

considéré comme notable (respectivement $\Pr|\delta/\sigma| > .66 = .59$ et $\Pr|\delta/\sigma| > .66 = .38$). En revanche, si l'effet d'apprentissage n'est pas significatif pour le groupe 3 ($t_{(17)} = 1.8340$; $p = 0.0842$), il ne peut pas être considéré comme négligeable ($\Pr|\delta/\sigma| < .33 = .35$). De façon à comprendre ces résultats, une dernière analyse concerne plus spécifiquement les essais où les sujets interagissent avec d'autres sujets. Nous nous intéressons ici à la fréquence de reconnaissance mutuelle (les deux sujets s'identifient mutuellement comme étant des humains) comparée à la fréquence de reconnaissance unilatérale (seul un des deux identifie l'autre comme étant un humain) et à la fréquence de non-reconnaissance (aucun des deux ne reconnaît l'autre comme étant un humain). Dans les 8 premiers essais, la fréquence de reconnaissance mutuelle est globalement inférieure à la fréquence de reconnaissance unilatérale (Fig. 6).

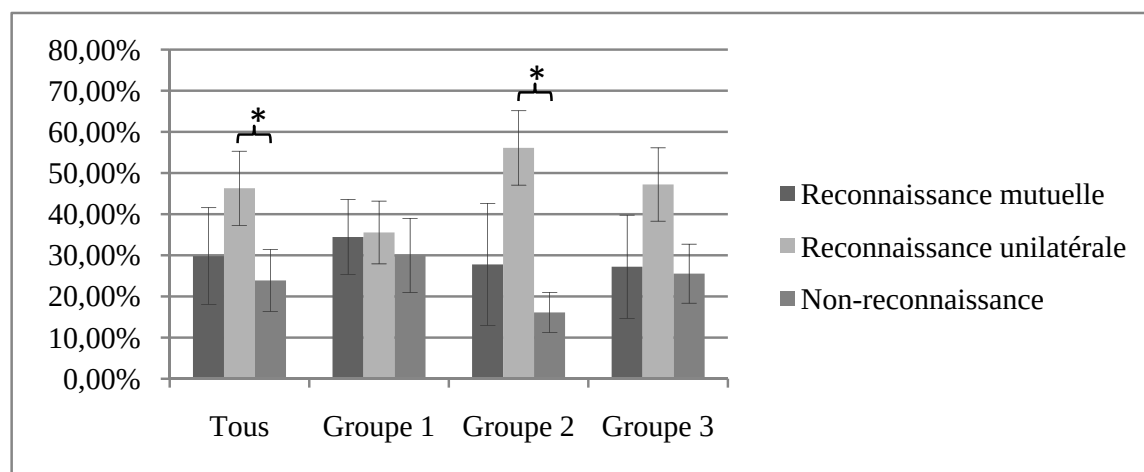


Fig. 6. Fréquence de reconnaissance mutuelle, de reconnaissance unilatérale et de non-reconnaissance dans les 8 premiers essais Humain/Humain. Le symbole * indique une différence statistiquement significative.

En revanche, dans les 8 derniers essais, la fréquence de reconnaissance mutuelle est globalement supérieure à la fréquence de reconnaissance unilatérale (Fig. 7).

De plus, nous observons que ce résultat ne peut être expliqué par la simple propension des sujets à répondre « humain » quel que soit le type d'interactant. En effet, tous essais confondus, la fréquence de reconnaissance mutuelle est de 37,01 %, alors que la probabilité que les deux sujets répondent mutuellement « humain » est de 25,34 %. Pour ce qui est des derniers essais, la fréquence de reconnaissance mutuelle est de 58,38%, alors que la probabilité que les deux sujets répondent mutuellement « humain » est de 28,59%.

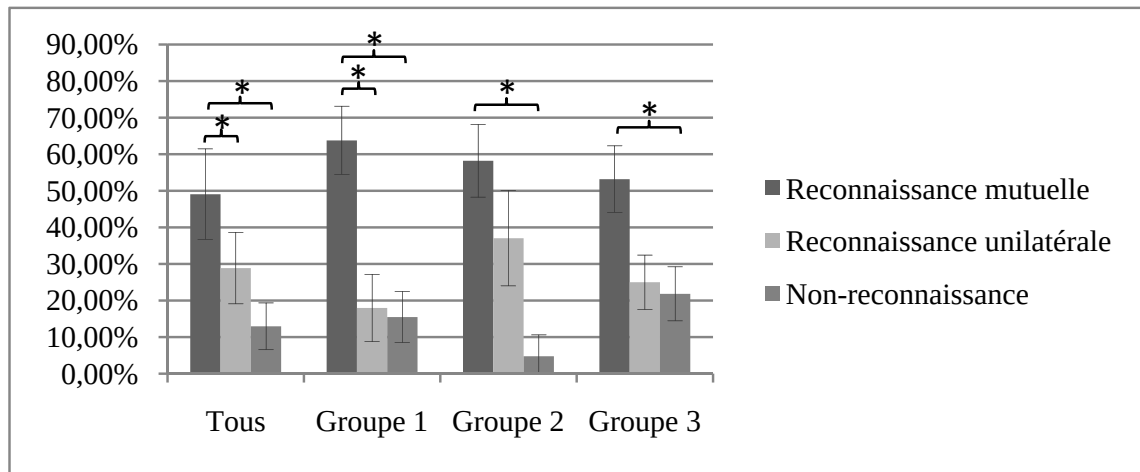


Fig. 7. Fréquence de reconnaissance mutuelle, de reconnaissance unilatérale et de non-reconnaissance dans les 8 derniers essais Humain/Humain. Le symbole * indique une différence statistiquement significative.

3.3 Discussion

Les résultats globaux tendent à montrer que l'implémentation de comportements humains dans le mouvement du robot suffit pour tromper le sujet. En effet, plus la complexité des robots grandit, plus la fréquence de bonnes réponses globale diminue. Si nous cherchons à expliquer l'effet de la complexité des robots, nous nous rendons compte que celle-ci ne peut être imputée au seul fait d'interagir : en effet, les programmes d'interaction sont mieux identifiés en tant que robots que les programmes clos. Il semble donc que la qualité de l'interaction est primordiale. De ce fait, les comportements complexes instanciés dans les robots (variabilité des comportements et probabilité d'arrêt) peuvent être considérés comme reflétant seulement en partie un caractère humain. En effet, les humains sont plus souvent identifiés comme humains que les robots en tant que robots, quelle que soit la complexité de ces derniers. Par conséquent, nous posons l'hypothèse que l'interaction entre sujets est qualitativement différente, et conduit à une meilleure identification.

Par ailleurs, les résultats montrent que les sujets améliorent leur performance entre les deux blocs d'essais : ils semblent apprendre à reconnaître les humains et les robots au fur et à mesure des rencontres. Mais conformément aux résultats précédents, cet apprentissage semble plus stable pour les essais Humain/Humain. De ce fait, les interactions entre sujets semblent présenter une constance qui est de mieux en mieux identifiée, même si les robots les plus complexes peuvent ponctuellement induire des erreurs. Ceci est à mettre en parallèle avec le fait que dans les derniers essais Humain/Humain, les sujets se reconnaissent davantage de façon mutuelle que de façon unilatérale, et ce, de façon supérieure à la seule propension des sujets à répondre « humain ». Conformément aux études antérieures, ce résultat laisse à penser que c'est la dynamique mutuelle de l'interaction qui est reconnue, plus que l'intentionnalité individuelle des sujets en interaction [13]. Il semble donc crucial de replacer les interactions au centre même de l'étude de l'intersubjectivité, de façon à impliquer l'acte même d'interagir dans la compréhension sociale [15]. Cette approche éactive [16-17] de l'interaction laisse supposer que le croisement perceptif entre

deux sujets, même réduit à son expression la plus simple, consiste en la rencontre de deux activités perceptives construisant du sens. Cette activité perceptive conjointe nous semble conduire à l'émergence d'une dynamique singulière, qui devient le support d'une construction mutuelle de sens.

4 Conclusion et Perspectives

La recherche présentée ici relève de deux facettes complémentaires : un versant théorique fondamental et un versant appliqué. En effet, il s'agit de lier la question de l'accessibilité de l'information numérique à celle du partage de cette expérience par des utilisateurs distants. Une réflexion sur la conception d'espaces tactiles partagés s'avère donc décisive pour l'élaboration d'un dispositif technique et social pertinent pour le monde du handicap visuel. Toutefois, cette recherche dépasse le seul cadre du handicap, en posant la question de l'interaction et de son processus, que nous tentons de caractériser. Le résultat principal indique que la dynamique mutuelle de l'interaction prime sur la reconnaissance individuelle.

Pour étayer ces résultats, des analyses approfondies sont en cours. Nous analysons notamment les trajectoires perceptives mises en œuvre par chaque sujet. Cette opération rend possible une analyse plus qualitative des données recueillies, centrée sur les stratégies, pour mieux en saisir la constitution. L'objectif consiste à dégager des patterns d'interaction et à tenter d'isoler les signatures objectives de la reconnaissance intersubjective des sujets.

Références

1. Hanneton, S., Gapenne, O., Genouel, C., Lenay, C., Marque, C.: Dynamics of Shape Recognition Through a Minimal Visuo-Tactile Sensory Substitution Interface. In: 3rd Int. Conf. On Cognitive and Neural Systems, pp. 26-29. Boston (1999)
2. Lenay, C., Gapenne, O., Hanneton, S., Stewart J.: Perception et couplage sensorimoteur: expériences et discussion épistémologique. In: Drogoul, A., Meyer, J.A. (eds.) *Intelligence Artificielle Située*. pp. 71-86. Paris: Hermès (1999)
3. Bach y Rita, P.: *Brain mechanisms in sensory substitution*. New York: Academic Press (1972)
4. Mauris, G., Benoit, E., Foulloy, L.: Fuzzy linguistic methods for the aggregation of complementary sensor information. In: Bouchon-Mounier, B. (eds.) *Aggregation and fusion of imperfect information*, pp. 214-230. Germany: Physica Verlag (1998)
5. Sribunruangrit, N.: *Etude et développement de systèmes de suppléance perceptive tactile pour les personnes aveugles*. Thèse de doctorat, Université de Technologie de Compiègne (2004)
6. Sribunruangrit N.: *Influence des paramètres de la stimulation tactile sur l'exploration et la reconnaissance de formes géométriques*. Mémoire de D.E.A., Université de Technologie de Compiègne (2001)
7. Ali Ammar, A.: *Analyse des explorations haptiques de formes pour la conception d'un dispositif de suppléance perceptive dédié aux personnes aveugles*. Thèse de doctorat, Université de Technologie de Compiègne (2005)

8. Deschamps, L., Rovira, K., Lenay, C., Gapenne, O.: The conception of a tactile Internet: from analyzing the use of a perceptual supplementation device (TACTOS) to the elaboration of the INTERTACT project. In: CVHI-09, Conference and workshop on assistive technology for people with Visual and Hearing Impairments, 20-23 avril 2009, Wroclaw, Poland (CD-Rom) (2009)
9. Gapenne, O., Rovira, K., Ali Ammar, A. & Lenay, C.: TACTOS: A special computer interface for the reading and writing of 2D forms in blind people. In: Stephanidis, C. (eds.) Universal Access in HCI, Inclusive Design in the Information Society, pp.1270-1274. Lawrence Erlbaum Associates, London (2003)
10. Rovira, K., Gapenne, O., Ali Ammar, A.: Learning to recognize shapes with a sensory substitution system: a longitudinal study with 4 non-sighted adolescents. In: Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Development and Learning (ICDL 2010), pp. 1-6. Ann Arbor, MI, USA, August 18-21 (2010)
11. Lenay, C.: C'est très touchant. La valeur émotionnelle du contact. In: *Intellectica* 1-2, n° 53-54, pp. 359-397 (2010)
12. Deschamps, L., Rovira, K., Lenay, C.: The appropriation of prosthetic devices for reading computer screens and network interactions via tactile perception. In: *Sciences et Technologies pour le Handicap*. n° spécial: Technologie Tactile et ses Applications pour les Handicaps 2(2), pp. 159-173 (2008)
13. Auvray, M., Lenay, C., Stewart, J.: Perceptual interactions in a minimalist virtual environment. In: *New Ideas in Psychology* 27, pp.32-47 (2008)
14. Turing, A. M.: Computing machinery and intelligence. In: *Mind*, New Series, vol. 59, n°236, p. 433-460 (1950)
15. De Jaegher, H.: Social interaction rhythm and participatory sense-making. An embodied, interactional approach to social understanding, with implications for autism. Unpublished DPhil Thesis, University of Sussex (2006)
16. Varela, F.J., Thompson, E., Rosch, E.: *The Embodied Mind: Cognitive Science and Human Experience*, 6th edition. Cambridge, MA: MIT Press (1991)
17. Stewart, J., Gapenne, O., Di Paolo, E.: *Enaction. Towards a New Paradigm for Cognitive Science*. Cambridge: MIT Press (2010)

Nécessités d'Interaction des Utilisateurs Voyants et Non-Voyants dans une Interface pour Faire Mathématiques

Silvia Fajardo-Flores and Dominique Archambault

Université Pierre et Marie Curie, Paris, FRANCE,
silvia.fajardo-flores@etu.upmc.fr, dominique.archambault@upmc.fr

Résumé L'accès aux mathématiques est particulièrement difficile pour les élèves et étudiants handicapés visuels. Il existe des prototypes et logiciels de support pour améliorer leurs conditions d'accès à l'éducation, mais au courant il y a encore des difficultés pour faire des calculs essentiels. Les caractéristiques d'interaction de l'interface affectent la manière dont les étudiants comprennent le sujets ; par conséquent, il est nécessaire d'étudier en profondeur les méthodes de résolution d'expressions, ainsi que les caractéristiques particulières des utilisateurs voyants et non-voyants, pour arriver à trouver les fonctions de support qui leur faciliteront le travail. Nous avons mené une série d'expériences dans le but de découvrir et analyser 1) les méthodes que les professeurs utilisent pour expliquer comment appliquer les transformations aux expressions, et 2) les stratégies et actions que les étudiants essayent de suivre pendant qu'ils résolvent ces expressions. Nous proposons des premiers éléments d'analyse de ces observations.

Keywords: interaction, interface, mathématiques, handicap

1 Introduction

L'accès aux mathématiques est particulièrement difficile pour les élèves et étudiants handicapés visuels, en raison de l'insuffisance des documents aussi bien en braille que numériques ; de plus, l'interaction avec des enseignants voyants est problématique à cause des différences d'accès aux contenus. L'utilisation de l'ordinateur présente une formidable opportunité pour accéder aux mathématiques, soit accompagné d'un lecteur d'écran ou d'un afficheur braille.

Plusieurs projets de logiciels de support pour la lecture et la compréhension des mathématiques ont été conçus, parmi lesquels : le Math Genie [7] [8], qui utilise de la synthèse vocale pour communiquer la structure d'une équation et permet aux utilisateurs de parcourir ses termes ; Lambda, qui inclut de la sortie braille en code propriétaire à 8 points, et audio ; les prototypes MaWEn [1], qui permettent aux utilisateurs de parcourir les expressions, d'étendre et de replier ses nœuds et de les afficher d'une façon synchronisée pour les voyants et non-voyants. MaWEn supporte aussi différents codes mathématiques braille.

Bien que ces outils ont amélioré les conditions d'accès à l'éducation des étudiants aveugles, la collaboration entre personnes voyants et non-voyants pose encore des problèmes, même pour faire des calculs de l'algèbre essentiel [9].

2 Au-delà de la Lecture

En se basant sur l'analyse de livres scolaires, [15] suggèrent que les tâches les plus indispensables pour faire des mathématiques concernant l'algèbre essentielle sont :

- Multiplication de sommes dans des parenthèses, e.g. $(x - 5)(2x + 4)$
- Simplification d'une somme, e.g. $3x + 7 + x + 2x - 10$
- Résolution d'une équation linéaire, e.g. $x + 3 = 2(x + 4)$
- Multiplication et division de polynômes, e.g. $(3x - 2)(x^2 - 5x + 2)$
- Manipulation de fractions
- Opérations avec vecteurs et matrices
- Résolution des systèmes d'équations linéaires

Parmi les logiciels de support mentionnés, Lambda et les prototypes MaWEn offrent certaines caractéristiques pour la résolution d'expressions. La méthode offerte par Lambda consiste à copier et coller les expressions dans les lignes suivantes pour leur modification ; Lambda offre aussi une méthode pour faire la division de polynômes [4]. MaWEn offre des assistants pour faciliter la manipulation et simplification d'expressions [14][9].

D'un autre côté, il existe des outils pour la résolution d'expressions algébriques qui ont été utilisés au sein de la salle de classe conventionnelle. Ces logiciels, connus comme *Computer Algebra Systems (CAS)*, ont pour objectif de résoudre automatiquement des expressions à la façon des calculatrices, donc ils ne sont pas destinés aux utilisateurs qui commencent à apprendre l'algèbre. En fait, il est déjà reconnu que ce genre de systèmes automatisés pourrait faire obstacle au développement du symbolisme des élèves [2][10]. Ayant analysé les désavantages des *CAS* courants, la compagnie Texas Instruments a conçu le logiciel *Symbolic Math Guide (SMG)* pour la calculatrice TI-92. Contrairement aux autres *CAS*, le *SMG* peut s'utiliser comme un support pédagogique en permettant à l'utilisateur de choisir les transformations à appliquer, au lieu de trouver automatiquement des solutions [12]. En plus de *CAS* pour calculatrices ou ordinateurs, il existe d'autres logiciels de support pour l'apprentissage de l'algèbre, comme APLUSIX [11], PIXIE [13] et VP Algebra. Malgré leur caractéristiques didactiques, tous ces logiciels restent inaccessibles aux élèves et étudiants handicapés visuels.

3 Nécessités d'Interaction

Concevoir une interface efficace pour faire des mathématiques n'est pas une tâche facile. Si on veut que l'interface soit de plus appropriée pour des utilisateurs voyants et non-voyants, la tâche devient encore plus compliquée. Les élèves et étudiants voyants et non-voyants utilisent différentes modalités pour accéder

à la lecture et à la compréhension des expressions. Les difficultés augmentent lorsqu'ils ont besoin de faire des calculs. En effet, alors que les étudiants voyants peuvent utiliser des ressources externes, comme l'écriture sur papier, pour soulager leur charge mentale, les étudiants non-voyants doivent s'appuyer uniquement sur leur mémoire.

Dans une étude de cas, [14] ont esquissé le processus pour résoudre une équation. Les conclusions indiquèrent que les utilisateurs non-voyants auraient les nécessités suivantes :

1. Aller et venir continuellement entre la ligne en cours et la précédente
2. Retenir la position du curseur sur les lignes précédentes
3. Mémoriser les termes de référence
4. Mémoriser des résultats partiels qui seront ajoutés au résultat
5. Parcourir l'exercice à gauche et à droite du terme de référence

Bien sûr, les difficultés augmentent selon la taille et complexité des expressions.

Au sein d'un logiciel de support pour apprendre l'algèbre, les caractéristiques d'interaction de l'interface affectent la manière dont les étudiants comprennent le sujet, puisqu'il n'est pas possible de séparer les techniques de la compréhension conceptuelle [3] [6]. Par conséquent, il est nécessaire d'étudier en profondeur les méthodes de résolution d'expressions, ainsi que les caractéristiques particulières des utilisateurs voyants et non-voyants, pour arriver à trouver les fonctions de support qui leur faciliteront le travail, tout en prenant en compte les objectifs pédagogiques.

4 Expériences

Nous avons mené une série d'expériences dans le but de découvrir et analyser 1) les méthodes que les professeurs utilisent pour expliquer comment appliquer les transformations aux expressions, et 2) les stratégies et actions que les étudiants essayent de suivre pendant qu'ils résolvent ces expressions.

Les résultats nous aideront à mieux comprendre les nécessités des utilisateurs voyants et non-voyants, pour arriver à concevoir un prototype accessible d'interface pour faire mathématiques.

4.1 Participants

4 Professeurs de Mathématiques et 10 étudiants voyants, 1 spécialiste en Ergonomie (non-voyant).

Les professeurs participants ont de l'expérience à travailler avec des élèves et d'étudiants de plusieurs niveaux. Les étudiants sont tous du même niveau, et ils possèdent la notion de l'algèbre élémentaire. Nous ont considéré qu'il était très important de choisir des participants ayant les notions primordiales pour qu'ils pouvaient dérouler une stratégie qui nous permette d'analyser ses nécessités d'interaction. Le participant non-voyant a perdu la vue il y a une quinzaine d'années ; il avait appris l'algèbre auparavant.

4.2 Expressions Présentées

Les expressions qui ont été présentées aux participants sont les suivantes :

$$2x + 3x + 4 + 5x^2 + 6 + x \quad (1)$$

$$(x + 5)(2x - 2) \quad (2)$$

$$(3a^2 + 2a + 7)(a + 5a - 4) \quad (3)$$

$$x + 2(x + 2(x + 2)) = x + 2 \quad (4)$$

4.3 Tâches à Réaliser

1. Simplifier une addition de plusieurs termes
2. Multiplier monômes, binômes et polynômes
3. Résoudre une équation linéaire

Les opérations concernant ces expressions incluent certaines des tâches essentielles mentionnées par [15]. Elles impliquent additions, multiplications, divisions, annulation de termes et simplifications, tout en utilisant une seule inconnue aux différents exposants. L'expression d) provient des exercices proposés par [5], qui ont analysé la psychologie de résolution d'équations avec d'étudiants voyants. Cette expression en particulier a été choisie parce qu'elle permet plusieurs stratégies de résolution ; de plus, ils ont montré qu'elle était complexe même pour les voyants pour la similarité de ses termes et l'emboîtement de ses facteurs.

4.4 Modalités

- À l'oral : Les participants non-voyants et voyants sans utiliser la vue, résolvent ces expressions avec l'aide de l'observateur
- À l'écrit : Les participants voyants résolvent ces expressions sur papier.

Dans le premier cas, l'observateur lit l'expression au participant de façon similaire au synthétiseur vocal. À son tour, le participant peut lui poser des questions sur l'expression, et lui indiquer des opérations à effectuer, jusqu'à la fin de la tâche. Les participants ont la possibilité de poser des questions, faire commentaires ou des observations.

Dans les deux cas, les exercices ont été réalisés individuellement, et les dialogues furent enregistrés sur fichiers audio, puis transcrits en texte pour leur analyse.

Nous proposons des premiers éléments d'analyse de ces observations.

5 Analyse des Résultats

Dans la première modalité, on a parcouru tous les dialogues écrits en cherchant les actions que les participants ont demandé de réaliser, soit actions de navigation, opération ou édition. On a cherché en particulier les possibles différences dans la stratégie non-visuel des participants voyants, comparée avec celle à l'écrit. Aussi, on a pris en compte les limitations de mémoire et les erreurs qu'ils pourrait provoquer. Enfin, on a observé si les participants ont réussi l'exercice, et dans le cas contraire, on analyse les types d'erreur trouvés.

Par raisons de manque de temps, le participant non-voyant n'a fait que l'exercice avec les expressions (1) et (3).

Les résultats sont commentés par expression.

5.1 Expression (1) $2x + 3x + 4 + 5x^2 + 6 + x$

Cette expression implique la simplification d'une addition de plusieurs termes de différents exposants. Les actions que les participants ont demandé à faire sont présentés dans le Tableau 1.

Tableau 1. Résultats pour l'expression (1)

$2x + 3x + 4 + 5x^2 + 6 + x$	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	P1	P2	P3	P4	NV
Trouver les termes semblables d'un certain exposant	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Organiser les termes semblables dans l'expression													*		
Trouver les coefficients en indiquant un exposant	*													*	
Additionner automatiquement	*	*		*							*	*		*	
Organiser termes selon l'exposant	*	*				*					*				
Obtenir les termes qui n'ont été déjà utilisés				*										*	
Marquer les termes qui ont été utilisés														*	
Copier termes inchangés à la ligne suivante	*														
Obtenir le nombre de termes dans l'expression														*	
Passer un terme d'autre membre, en changeant le signe										*					
Réussite d'expression à l'oral	*	*	e	*	*	*	*	*	*	e	*	*	*	*	*
Réussite d'expression à l'écrit	*	*	e	*	e	*	*	*	*	*	-	-	-	-	-

E1...E9 : Étudiants ; P1...P4 : Professeurs ; NV : Non-Voyant ; e : Erreur

Suite à la lecture de l'expression, 7 sur 10 étudiants, 3 sur 4 professeurs, et le participant non-voyant, ont identifié qu'il y avait des termes semblables. La plupart d'entre eux a eu besoin d'écouter l'expression originale une deuxième fois. Le participant non-voyant a manifesté que l'écouter une seule fois n'était pas suffisant ; en plus, il a commenté qu'il faudrait soulever les ambiguïtés de la lecture orale, par exemple dans le cas du $5x^2$, puisque une personne aveugle pourrait le confondre avec $(5x)^2$.

Tous les participants sauf le participant non-voyant ont demandé de trouver les termes semblables d'un certain exposant. Le participant non-voyant a identifié les deux premiers termes en x pendant qu'il écoutait l'expression, mais il a laissé le dernier terme en x inchangé.

On peut observer dans le Tableau 1 que 2 de la totalité de participants ont fait des erreurs à l'oral, et 2 à l'écrit. Les erreurs à l'oral sont : l'un de signe, et l'autre l'omission d'un terme dans le résultat. Tous les deux erreurs à l'écrit sont l'omission d'un terme dans le résultat.

5.2 Expression (2) $(x + 5)(2x - 2)$

Cette expression implique la multiplication de deux binômes dont un terme est négatif, puis la simplification de termes semblables en différents exposants. Les actions que les participants ont demandé de faire sont présentés dans le Tableau 2.

Tableau 2. Résultats pour l'expression (2)

$(x + 5)(2x - 2)$	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	P1	P2	P3	P4
Multiplier directement sans indiquer la distribution	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*		*	*	
Indiquer la distribution <i>terme*(facteur de plusieurs termes)</i>		*												*
Indiquer les produits des termes de chaque distribution											*			*
Obtenir produits indiqués											*			
Obtenir facteur		*	*		*	*	*	*		*		*	*	*
Obtenir un terme dans un facteur	*	*			*				*	*	*			
Obtenir paire de termes (de chaque facteur)												*		
Trouver les termes semblables d'un certain exposant		*			*	*				*	*	*	*	
Obtenir les termes qui n'ont été déjà utilisés		*			*									
Copier termes inchangés à la ligne suivante	*	*											*	
Réussite d'expression à l'oral	*	*	*	*	e	*	*	*	*	e	*	*	*	*
Réussite d'expression à l'écrit	*	*	*	*	e	*	*	*	e	*	-	-	-	-

E1...E9 : Étudiants ; P1...P4 : Professeurs ; e : Erreur

Puisqu'il s'agit d'une expression plus compliquée que la première, les actions et les préférences d'action commencent à se diversifier. Pour effectuer la multiplication de binômes, les participants demandait en plusieurs occasions d'écouter terme par terme, par facteur ou par paires. Alors que la majorité de participants ont décidé de faire la multiplication directe entre les termes de binômes, seulement 2 participants indiquent par avance la distribution par rapport à la somme.

Le résultat de la multiplication produit plusieurs termes, donc la simplification devient plus compliqué. Il existe déjà entre quelques participants la nécessité de distinguer entre les termes qui ont été utilisés ou traités, et ceux sans utiliser. Trouver les termes semblables en indiquant un exposant continue à être un action courant.

Le taux d'erreurs dans la démarche de l'exercice reste faible. L'un des erreurs à l'oral semble être le résultat du manque de contrôle mental sur les termes de référence en développant la distribution, puisque le participant a multiplié $2 * 2x$ au lieu de $5 * 2x$. Le participant a fait la multiplication en se souvenant des termes, au lieu de les demander avant. L'autre erreur à l'oral est de multiplication. Les erreurs à l'écrit sont, l'un de multiplication, et l'autre d'écriture.

5.3 Expression (3) $(3a^2 + 2a + 7)(a + 5a - 4)$

Similaire à l'expression précédente mais possédant de plus longs facteurs, cette expression implique la multiplication de deux trinômes dont le second pourrait être simplifié d'abord ; après la distribution, la simplification de cette expression implique aussi l'annulation de termes d'exposant au carré. Les actions que les participants ont demandé de faire sont présentés dans le Tableau 3.

Multiplier directement les termes continue à être la première option pour la plupart des participants, mais cette fois à l'oral on peut se rendre compte de

Tableau 3. Résultats pour l'expression (3)

$(3a^2 + 2a + 7)(a + 5a - 4)$	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	P1	P2	P3	P4	NV
Multiplier directement sans indiquer la distribution			*	*	*	*	*	*	*				*	*	
Indiquer la distribution <i>terme*(facteur de plusieurs termes)</i>	*	*													*
Indiquer les produits de la distribution															*
Obtenir produits indiqués										*					*
Obtenir facteur		*	*	*	*		*	*		*	*		*	*	*
Obtenir un terme dans un facteur	*	*			*	*	*	*	*			*	*	*	*
Obtenir paire de termes (de chaque facteur)	*	*					*				*	*			
Trouver les termes semblables d'un exposant	*	*			*	*	*	*	*	*	*	*	*		
Trouver le nombre de termes d'un facteur			*		*				*						*
Trouver le plus grande exposant du résultat	*										*				
Trouver les coefficients en indiquant un exposant	*								*						
Copier termes inchangés à la ligne suivante			*			*		*	*						
Identifia la simplification initial au second facteur à l'oral						*					*		*	*	*
Identifia la simplification initial au second facteur à l'écrit						*					-	-	-	-	-
Identifia l'annulation des termes au carré à l'oral		*	*				*		*			*	*		
Réussite d'expression à l'oral	*	*	*	e	*	e	*	e	*	x	e	*	e	*	-
Réussite d'expression à l'écrit	*	*	*	e	*	*	e	*	*	e	-	-	-	-	-

E1...E9 : Étudiants ; P1...P4 : Professeurs ; NV : Non-Voyant ; e : Erreur ; x : Exercice abandonné

que les demandes d'indiquer la distribution augmentent. Par contre, à l'écrit, aucun des étudiants ne l'indique. Le participant non-voyant a préféré indiquer la distribution avant de multiplier ; comme tous, il a eut besoin de demander plusieurs fois les termes et facteurs concernant cette opération.

Pour certains participants il est important de savoir le nombre des termes dans un facteur, surtout s'ils n'ont pas indiqué les produits.

Seulement 5 des 15 participants dont le non-voyant et 1 étudiant, ont identifié à l'oral qu'il était possible simplifier d'abord le second facteur. Parmi les étudiants, seulement celui qui avait identifié la simplification initiale à l'oral l'a fait aussi à l'écrit. Le développement de la multiplication dans cette expression place les termes semblables l'un à côté de l'autre ; cela a permis d'observer à l'oral que quelques participants effectuent la simplification comme s'ils travaillaient dans la même ligne, en remplaçant les termes de certain exposant par leur somme.

Tous les participants qui avaient bien effectué la multiplication de facteurs ont bien identifié et annulé les termes au carré.

L'incidence d'erreurs augmente dans cet exercice. 5 participants ont fait des erreurs à l'oral et 3 à l'écrit. Parmi les erreurs des étudiants à l'oral, 4 semblent être le résultat du manque de contrôle mental sur les produits de la distribution, comme dans l'expression précédent. Encore une fois, dans tous ces cas les participants ont fait la multiplication en se souvenant des termes, au lieu de les demander avant. Autre erreur à l'oral a été produit parce que le participant a demandé de multiplier deux termes du même facteur ; il semble s'agir d'un manque de contrôle en communiquant ses intentions.

Les erreurs des professeurs à l'oral ont été d'arithmétique : « $-8a + 42a$ rendent $+36a$ », « $2 * 6, 18$ ».

À l'écrit, les erreurs des étudiants sont : erreur de signe, erreur d'exposant, et le même erreur arithmétique qu'un professeur fit à l'oral : $-8a + 42a$ donnent $+36a$.

5.4 Expression (4) $x + 2(x + 2(x + 2)) = x + 2$

La plus complexe des expressions implique la multiplication de facteurs emboîtés, la simplification de termes, et enfin la résolution de l'équation linéaire

d'une inconnue en trouvant la valeur de x . Il est possible de rendre l'équation plus simple d'abord en annulant bien x ou $x + 2$ de deux côtés. Les actions que les participants ont demandé de faire sont présentés dans le Tableau 4.

Tableau 4. Résultats pour l'expression (4)

$x + 2(x + 2(x + 2)) = x + 2$	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	P1	P2	P3	P4
Multiplier directement sans indiquer la distribution	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*		*	*	*
Indiquer les produits de la distribution											*			
Obtenir produits indiqués											*			
Obtenir facteur						*								
Obtenir terme dans un facteur	*				*	*				*	*		*	
Obtenir paire de termes (de chaque facteur)	*													
Obtenir terme qui multiplie au facteur	*													
Obtenir nombre de parenthèses dans une expression	*			*							*		*	
Isoler sous-expression à distribuer	*						*							
Copier termes inchangés à la ligne suivante			*	*										
Trouver les termes semblables d'un exposant dans un membre	*	*	*	*		*	*	*	*	*	*			
Passer terme(s) à l'autre membre, en changeant le signe		*	*	*		*	*	*	*	*	*			
Additionner/soustraire/diviser terme(s) des deux membres	*													
Annuler termes de deux membres au début													*	
Indiquer les deux termes tout au long de l'exercice	*		*						*		*		*	
S'est souvenu qu'il y a un membre à droite	*	*	*	*		*	*	*	*	*	*	*	*	*
Réussite d'expression à l'oral	e	e	e	e	e	e	e	e	e	e	*	e	*	*
Réussite d'expression à l'écrit	*	e	e	e	e	e	e	e	e	e	-	-	-	-

E1...E9 : Étudiants ; P1...P4 : Professeurs ; e : Erreur

Au moins 8 sur 10 étudiants et tous les 4 professeurs ont identifié à la première lecture qu'il y avait des parenthèses imbriquées. Quelques-uns d'entre eux doutaient si l'expression commençait avec une parenthèse et ils l'ont vérifié en écoutant l'équation encore une fois.

Le professeur P2 a manifesté son frustration de ne pas être capable d'écrire l'équation sur papier ; elle trouvait très difficile de communiquer ses intentions pour indiquer les parenthèses les plus profondes. On observe dans le Tableau 4 que les actions que les participants ont demandé de faire sont similaires à ceux des expressions précédentes. En addition, 4 de 14 participants ont demandé le nombre de parenthèses dans l'expression originale ou les sous-expressions, et 2 ont voulu isoler l'expression à distribuer. Après avoir obtenu le résultat partiel de la première distribution, quelques-uns ont demandé de le mettre dans des parenthèses et puis ajouter l'autre partie de l'expression ; cette action fut aussi observée à l'écrit.

À l'oral, le professeur P3 a été la seule participante qui a identifié la possibilité d'annuler x avant de commencer à distribuer. En organisant l'expression pour placer les variables dans le membre de gauche et les constantes dans celui de droite, 8 participants ont demandé de passer des termes à l'autre membre en changeant le signe, pendant que 3 ont préféré ajouter l'opposé du terme des deux côtés. Un professeur explique :

En fait on dit « on fait passer de l'autre côté et on change de signe » ; le problème ce que de plus en plus, si on n'explique pas au début pourquoi on a fait passer de l'autre côté et on change un signe, ils (...) prennent ça comme une recette, et il faut vraiment voir qu'on ajoute l'opposé à chacun des membres de l'égalité... Après, une fois que les gens sont habitués, il faut que tout se fait passer vite, mais au première fois il faut bien voir ce qu'on fait.

Le professeur P4 a réussi tout l'exercice en n'écoutant l'équation qu'une seule fois. Elle se rappelait de la localisation des parenthèses, des membres du facteurs, des résultats partiels des deux distributions, et des termes semblables à simplifier pendant toute la démarche.

Entre les observations relatives à la mémoire et la perception, on a observé que certains participants avait l'impression qu'il y avait trois paires de parenthèses. Pendant la démarche, les participants qui demandaient d'ouvrir parenthèses, souvent oubliaient de les fermer. Un des professeurs participants s'est rendu compte qu'il y avait une égalité et un membre à droite après la troisième fois qu'elle avait écouté l'équation complète. Trois participants dont un professeur ont complètement ignoré ou oublié le membre à droite.

Aussi que nombreuses, les erreurs sont très intéressantes. Tous les étudiants sauf un ont fait les deux distributions en multipliant par $(x + 2)$, en lieu de par 2, même s'ils avaient indiqué à l'observateur d'écrire $x + 2()$. Nous avons pensé qu'en regardant l'exercice à l'écrit, ils se rendraient compte de l'erreur de distribution qu'ils avaient faite à l'oral, mais aucun d'eux ne s'en est rendu compte. À l'écrit, tous les 9 sauf 1 ont indiqué $x + 2(x + 2)$ pendant qu'ils effectuaient $(x + 2)(x + 2)$. Bien que 8 de 9 étudiants ont bien fait la distribution de $(x + 2)(x + 2)$, ils n'arrivent jamais à trouver la valeur de x après cet erreur de distribution.

Les professeurs ont tous bien effectué les distributions et trouvé la valeur de x à l'oral, sauf P2, qui n'arrive pas à trouver la valeur de x puisqu'elle oublia l'égalité et le membre à droite.

Finalement, pendant la démarche de ces quatre expressions à l'oral, on a observé que lorsque les participants soupçonnaient qu'ils avaient fait erreur, ils retournait à la ligne précédente pour vérifier ou corriger mais ils ne retournaient plus loin. Ayant finalisé leur démarche, personne n'a vérifié l'exercice du début à la fin. Il est intéressant aussi d'observer que certains types d'erreurs sont fait aussi bien à l'oral qu'à l'écrit.

6 Demandes de Navigation et Édition

Les demandes d'actions résultants des exercices nous aident à mieux comprendre les stratégies de résolution pour découvrir les besoins de navigation et édition, en considérant les limitations de mémoire inhérents aux êtres humaines. Bien que ces expressions ne contient pas toutes les actions possibles que demande l'algèbre essentielle, nous considérons qu'ils permettent d'explorer de manière pratique l'interaction dans le cadre des tâches qu'on a défini pour cette expérience.

En résumé, nous avons identifié les nécessités de navigation suivantes :

- Parcourir entre lignes pour vérifier, se souvenir ou corriger un ou plus de termes
- Permettre à l'utilisateur de conserver dans la ligne suivante les termes qui n'ont pas été traités ou qui resteront inchangés, sans l'obliger à les mémoriser

- Avoir présent à tout moment les termes de référence pour les écouter quand il y en a besoin pendant toute la démarche de l'exercice, en même temps que l'utilisateur travaille sur le résultat
- Permettre à l'utilisateur d'isoler des sous-expressions pour les traiter, et d'intégrer les résultats partiels dans l'expression
- Donner à l'utilisateur une flexibilité d'actions en faisant opérations courantes comme la distribution de termes
- Dans une égalité, permettre la navigation par membre gauche ou droit.

Sur l'édition, nous avons pu identifier les actions suivantes :

- Remplacer un ou plusieurs termes par d'autres (soit collés ou tapés)
- Insérer termes (soit collés ou tapés) au début, dans ou après la ligne
- Remplacer les termes semblables par leur somme, même s'ils sont contigus ou s'ils ont été trouvés en leur demandant
- Éliminer toute la démarche pour recommencer
- Ajouter/Éliminer des termes des deux côtés
- Ajouter des parenthèses, même aux résultats partiels
- Ouvrir/fermer/éliminer parenthèses
- Changer le signe d'un terme
- Changer l'exposant d'un terme.

Les nécessités qu'on a identifiées doivent encore être analysées, organisées et priorisées pour arriver à les transformer en un maquette d'interface.

7 Conclusion

Les nécessités esquissées par [14] dans leur étude de cas nous donnent une idée de la complexité de l'interaction requise dans une interface pour faire mathématiques, mais la réalisation de cette expérience nous a permis d'explorer de façon plus étendue les difficultés de faire mathématiques sans la vue. Pour l'instant, nous avons travaillé surtout avec participants voyants en leur demandant de ne pas utiliser la vue, et bien qu'il nous permettent d'observer quelques différences entre leur démarche orale et écrite, il faut continuer à analyser ces expressions avec plus de participants non-voyants. De plus, nous avons confiance dans ces résultats car certains d'entre eux sont en conformité avec les nécessités mentionnées par d'autres travaux [14] [9].

Références

1. Archambault, D. Stöger, B., Batusic, M., Fahrengruber, C., & Miesenberger, K. (2007). A software model to support collaborative mathematical work between braille and sighted users. Ninth International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS 07), October 15-17, Tempe, Arizona.
2. Artigue, M. (2002). 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*. 7. 245-274.

3. Balacheff, N. (1993). Artificial Intelligence and Mathematics education : Expectations and questions (conférence plénière invitée). In : Herrington T. (ed) Proceedings of the 14th Biennial of the AAMT (pp.1-24). Perth : CurtinUniversity
4. Bernareggi, C. (2010). Non-sequential Mathematical Notations in the LAMBDA System. In K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and A. Karshmer (Eds.), Computers Helping People with Special Needs. Part II. (pp. 389-395). Berlin : Springer-Verlag
5. Carry, L., Lewis, C., & Bernard, J. (1979). Psychology of equation solving : An information processing study. Final technical report. The University of Texas at Austin. Austin, Texas
6. Drijvers, P. & Gravemeijer, K. (2005). In D. Guin, K. Ruthven, & L. Trouche (Eds.). The didactical challenge of symbolic calculators : Turning a computational device into a mathematical instrument. Springer
7. Gillan, D. J., Barraza, P., Karshmer, A., & Pazuchanics, S. (2004). Cognitive analysis of equation reading : Application to the development of the Math Genie. In K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger (Eds.), Computers Helping People with Special Needs (pp. 630-637). Berlin : Springer-Verlag
8. Karshmer, A., Bledsoe, C., & Stanley, P. (2004). The architecture of a comprehensive equation browser for the print impaired. In K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger (Eds.), Computers Helping People with Special Needs (pp. 614-619). Berlin : Springer-Verlag
9. Miesenberger, K. (2008). Doing mathematics. @Science Thematic Network. Available at <http://www.ascience-thematic.net/en/conferences/paris/Miesenberger>
10. Monaghan, J. (2007). Computer Algebra, Instrumentation and the Anthropological Approach. International Journal for Technology in Mathematics Education. 14(2). Pp. 63-72. ISSN-1744-2710
11. Nicaud J.F. (1992) A general model of algebraic problem solving for the design of interactive learning environments. in Ponte J. P. et al. (Eds.) Mathematical problem solving and new information technologies. NATO ASI series F vol.89. Berlin : Springer Verlag.
12. Özgün Koca, A., & Edwards, M. T. (2002). Symbolic Math Guide : An innovative way of teaching and learning Algebra using TI-89 and TI-92+ graphing calculators.
13. Sleeman, D.H. (1982) Inferring (mal) rules from pupils' protocols. Proceedings of the European Conference on Artificial Intelligence, Orsay, France. pp. 160-164.
14. Stöger, B., Miesenberger, K., & Batusic, M. (2004). Mathematical working environment for the blind : Motivation and basic ideas. In K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and D. Burger (Eds.), Computers Helping People with Special Needs (pp. 656-663). Berlin : Springer-Verlag
15. Stöger, B., Batusic, M., Miesenberger, K., & Haindl, P. (2006). Supporting blind students in navigation and manipulation of mathematical expressions : Basic requirements and strategies. In K. Miesenberger, J. Klaus, W. Zagler, and A. Karshmer (Eds.). Computers Helping People with Special Needs (pp. 1235-1242). Berlin : Springer-Verlag.

Assistance à la Conduite par Approche Déictique pour Fauteuil Intelligent

F. Leishman, V. Monfort, O. Horn et G. Bourhis

Laboratoire d'Automatique humaine et de Sciences Comportementales (L.A.S.C)
leishman@univ-metz.fr

Abstract. Dans cette publication, nous présentons une assistance à la mobilité en fauteuil électrique. Cette assistance propose aux conducteurs une fonctionnalité de suivi de mur ainsi qu'un franchissement automatique de passages étroits utilisables via une interface déictique. L'objectif est ici de comparer une conduite semi autonome avec cette assistance par rapport à une conduite manuelle classique par joystick. On souhaite que son évaluation porte sur l'humain. Pour cela, nous mettons en œuvre un protocole d'essai utilisant une méthode de double tâche afin de mesurer la charge attentionnelle des sujets pour chaque type de conduite. On effectue également une analyse plus fine de la charge attentionnelle des sujets afin d'identifier les types d'actions dans lesquelles celle-ci est la plus importante dans les deux modes de conduite pour pouvoir les comparer.

Keywords. fauteuil intelligent, contrôle déictique, évaluation cognitive.

1 Introduction

Aujourd'hui, beaucoup de personnes handicapées ont des difficultés à conduire leur fauteuil électrique avec un joystick standard. Une étude clinique, présentée dans [1], estime qu'entre 9 et 10% des personnes lourdement handicapées sont dans ce cas. Dans l'objectif de rendre la mobilité à ces personnes, de nombreuses recherches ont été menées depuis la fin des années 80 sur le développement de fauteuils intelligents [2]. Les premiers projets privilégiaient un fonctionnement autonome issu de la robotique mobile. L'utilisateur indique un emplacement à atteindre, ou une direction à suivre automatiquement. Les situations rencontrées sont gérées de manière autonome à l'aide de la perception sans faire appel à la cognition humaine. Ici, l'utilisateur peut se sentir dirigé par le fauteuil et ainsi être réticent à utiliser ce type d'assistance. Par opposition à cette approche, le fonctionnement manuel demande à l'utilisateur d'effectuer lui-même l'ensemble des déplacements augmentant ainsi sa charge de travail physique. On peut alors rechercher une voie intermédiaire, répartissant au mieux les tâches entre l'utilisateur et la machine [3], [4]. Dans cette optique, nous nous intéressons à une approche semi-autonome proposant un ensemble de fonctionnalités d'aide à la mobilité que l'utilisateur déclenche à partir d'une interface adaptée.

1.1 Interaction Humain Machine

L'interface de commande de fauteuil électrique la plus utilisée est le joystick [5], [6]. Tous les fauteuils électriques standards en sont équipés. Ce même capteur peut servir également à bouger un curseur sur un écran et désigner ainsi un objectif [7]. Dans le cas où l'utilisateur a des difficultés à conduire le fauteuil avec un joystick, on utilise généralement des capteurs tout ou rien, comme par exemple, les capteurs de contact (type bumper) pour la tête ou le menton, des capteurs de souffle [8] ou autres boutons poussoirs. Les interfaces basées sur ce type de commande utilisent une approche par « balayage » des informations. Elle consiste à proposer les différentes options de navigation les une après les autres sur un écran. L'utilisateur sélectionne ensuite l'action de son choix avec l'appui sur la commande [9], [10].

Enfin, des commandes plus élaborées, ont également été développées basées par exemple sur la récupération des signaux physiologiques (EOG) [10], sur l'analyse de la gestuelle ou du visage de l'utilisateur avec une caméra vidéo [11], sur des commandes vocales [12] ou, plus récemment, sur des commandes de type cerveau ordinateur [13] ou des commandes basées sur l'utilisation de la langue [14].

1.2 L'approche déictique

L'approche déictique consiste à utiliser un aperçu de l'environnement comme interface de commande. Le but est de présenter un aperçu de l'environnement le plus proche possible de la perception de l'utilisateur de manière à ce qu'elle soit intuitive et simple d'utilisation. Pour effectuer un déplacement, l'utilisateur indique la localisation dans l'environnement qu'il souhaite atteindre en la pointant sur l'interface. Ensuite, le fauteuil se déplacera automatiquement à cette position. Comme la commande est donnée ponctuellement, elle n'impose pas beaucoup d'effort à l'utilisateur. Dans le domaine de la robotique mobile, plusieurs projets illustrent cette approche. Par exemple, dans [16], une plateforme mobile utilise l'image vidéo d'une caméra comme interface de pilotage. L'utilisateur pointe un endroit de l'image et le robot s'y rend automatiquement. La méthodologie utilisée se base sur un algorithme de suivi vidéo. Cette fonctionnalité de navigation vers un point est complétée par une fonctionnalité d'évitement d'obstacle qui assure un déplacement sans collision. De même dans [17], un robot mobile équipé d'un système de vision et d'encodeurs, est commandé à distance par ordinateur. Son interface présente à l'utilisateur la vision perçue par le robot. Pour effectuer un déplacement, celui-ci indique l'endroit dans lequel il veut positionner le robot en le pointant dans l'image vidéo. Le point montré est convertit en position topographique en utilisant un modèle de projection de l'image vidéo vers le plan du sol. Enfin, une trajectoire est planifiée et suivie en utilisant les données odométriques. Cette approche est également utilisée dans l'assistance à la préhension d'objet pour la commande d'un bras robotisé monté sur un fauteuil électrique [18].

Dans le domaine des fauteuils roulants intelligents, une première approche se basant sur un système de vision est développée dans [19]. L'interface déictique contient un panel proposant à l'utilisateur les différentes possibilités de déplacement ainsi que l'image vidéo comme aperçu de l'environnement. Pour commander le fauteuil, l'utilisateur choisit le type d'ordre à effectuer sur le panel et pointe l'endroit

de l'environnement qu'il souhaite atteindre sur l'image vidéo. Ensuite, le suivi de l'endroit ciblé dans l'image est réalisé avec un traitement d'image basé sur le théorème de Bayes. Ici, la gestion du déplacement du fauteuil n'a pas été traitée. Une approche similaire a également été développée dans [20], où l'interface est projetée avec un vidéo projecteur sur la tablette du fauteuil. Celle-ci contient l'image vidéo de l'environnement et des boutons pour choisir le mode de fonctionnement (aller à, avancer en évitant les obstacles, suivre ce mur, aller ici en trois points). Pour se déplacer, l'utilisateur choisit une fonctionnalité en la montrant sur la tablette, et ensuite, il doit pointer sur l'image, l'endroit où il souhaite aller.

Dans la suite de cette communication nous présentons la commande déictique que nous avons conçue et nous évaluons la charge cognitive attentionnelle supplémentaire qu'elle induit par rapport à un contrôle manuel classique du fauteuil.

2 L'assistance à la conduite avec une interface déictique

Notre assistance à la conduite est développée sur le prototype de fauteuil roulant intelligent, le VAHM. Il s'agit d'un fauteuil du commerce Storm3™ équipé de capteurs lasers à balayage, d'une caméra, d'un ordinateur portable, et d'une carte de contrôle (figure 1). Elle propose deux fonctionnalités, le suivi de mur et le franchissement automatique de passage étroit utilisable via une interface déictique [21]. Le principe est de proposer à l'utilisateur d'indiquer sa cible sur une interface présentant un aperçu de l'environnement. Le fauteuil s'y déplace alors automatiquement. Pour cela, nous utilisons l'image vidéo de la caméra pour réaliser l'interface et les capteurs lasers à balayage pour repérer et mouvoir le fauteuil dans l'environnement.

L'interface, composée de l'aperçu de l'environnement, montre à l'utilisateur un ensemble d'éléments surlignés correspondant aux actions que peut réaliser le fauteuil en automatique. De plus, un code couleur est utilisé pour différencier les actions. Ainsi, le suivi de mur sera mis en évidence par deux rectangles verts, affichés à gauche et à droite de l'interface (correspondant respectivement à un suivi de mur gauche et droite). Les passages étroits sont surlignés par des rectangles bleus prenant leurs formes sur l'interface. L'utilisateur n'a plus qu'à indiquer sa cible pour lancer l'action correspondante. Cela permet de réaliser une commande de type « Je veux franchir cette porte » en une seule indication sur l'interface (en pointant le rectangle bleu surlignant cette porte). La figure 2 illustre notre interface.

Pour indiquer une cible, l'utilisateur utilise un bouton sur le joystick du fauteuil pour basculer en mode souris sur l'interface, ensuite il pointe sa cible en bougeant le joystick, et enfin, il la valide en appuyant une seconde fois sur le bouton. Les éléments surlignés sur l'interface étant d'assez grande taille, les tâches de pointage avec le joystick sont faciles à réaliser. On choisit ce type de contrôle afin de pouvoir utiliser l'assistance à la conduite avec le mode de contrôle classique par joystick à partir du même organe de contrôle et limiter ainsi les mouvements que doivent faire les utilisateurs.



Fig. 1. Prototype VAHM.



Fig. 2. Interface déictique.

Pour arrêter une fonctionnalité automatique, l'utilisateur a deux solutions. Soit il attend que celle-ci se termine, soit il reprend le contrôle, la moindre action sur le joystick ou le bouton provoquant immédiatement le retour en contrôle manuel. Ainsi, le basculement du mode manuel vers un mode automatique, ou inversement, s'effectue très facilement. Par exemple, un utilisateur lance un suivi de mur, puis, lorsqu'il voit apparaître une porte sur l'interface, la franchit automatiquement en appuyant sur le bouton et en l'indiquant, et enfin, une fois l'obstacle franchi, il peut continuer en mode manuel en reprenant directement le joystick.

3 Les méthodes d'évaluations

Les méthodes d'évaluation d'une assistance à la conduite pour fauteuil roulant sont diverses. On peut évaluer quantitativement les performances de l'assistance proposée en mesurant le temps de parcours, le nombre de collisions, la distance parcourue, les erreurs par rapport à une trajectoire optimale, ceci pour différents modes de conduite (avec joystick, avec assistance à la conduite autonome ou semi-autonome) [22], [23], [24], [25], [26]. Il est également envisageable de mesurer la charge de travail mentale ou physique du conducteur à l'aide de questionnaires (méthode TLX, [25], batterie de tests psychologiques, [24]) ou de tâches secondaires à effectuer en parallèle de la conduite (opérations mathématiques à effectuer pendant la conduite, [22]). Enfin, on peut évaluer la coopération entre le fauteuil et son conducteur, en mesurant par exemple la fréquence des interactions avec l'interface de commande ou avec le joystick [22], [26].

L'évaluation que nous proposons ici est axée sur la charge attentionnelle du conducteur à l'aide de la méthode de la double tâche permettant d'évaluer son niveau d'alerte attentionnelle lors de la conduite, et par conséquent, l'efficacité de sa coopération avec le fauteuil en analysant les actions de l'utilisateur tout au long du parcours.

4 L'expérimentation

Les essais que nous avons réalisés précédemment ont montré que l'assistance à la conduite que nous proposons réduit de manière générale la charge de travail par rapport à une conduite manuelle et plus particulièrement allège physiquement l'utilisateur dans la conduite [21]. On souhaite à présent évaluer la charge attentionnelle de l'utilisateur par rapport à la conduite manuelle. Pour cela on utilise une méthode de double tâche consistant à effectuer une tâche secondaire seule, indépendamment de la conduite, puis en parallèle des deux types de conduite que nous souhaitons évaluer, avec et sans assistance. On peut ainsi observer comment la tâche a été perturbée dans les deux modes en comparant avec les performances obtenues lors de la tâche simple.

4.1 Le choix de la tâche secondaire

La tâche choisie est une tâche de temps de réaction simple dans la modalité auditive. Des stimuli auditifs sont délivrés dans un casque (un bip) apparaissant à intervalles de temps aléatoire (de 1,5 à 3 secondes) et le sujet doit répondre en appuyant le plus rapidement possible sur un bouton tenu dans sa main gauche, sa main droite lui servant pour conduire le fauteuil.

On choisit un stimulus auditif pour ne pas gêner l'exploration visuelle de l'environnement des sujets lors de la tâche de conduite. Toutefois, cette tâche de temps de réaction simple mesure le niveau d'alerte tonique d'un sujet, à savoir sa réactivité, sa disposition à traiter des informations, à répondre aux stimuli externes réalisés en concurrence avec la tâche de conduite. Elle est supposée interférer avec les mécanismes attentionnels susceptibles d'être mis en œuvre dans la conduite.

4.2 Le protocole

L'expérimentation se déroule avec douze sujets valides (huit hommes et quatre femmes). Tout d'abord, chaque personne effectue un apprentissage de la conduite dans les deux modes et se familiarise avec la tâche de temps de réaction lors de la conduite. Pour cela, elle effectue plusieurs fois le parcours avec et sans assistance jusqu'à ce que les temps de parcours se stabilisent. Ensuite, elle réalise un parcours en effectuant la tâche de temps de réaction en parallèle pour se familiariser avec elle.

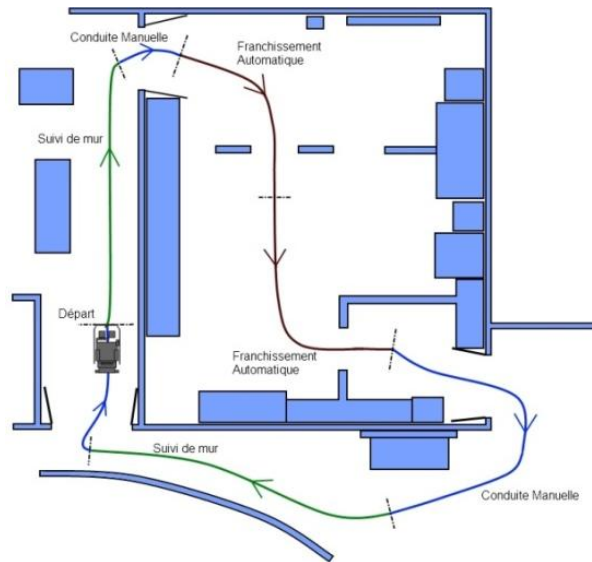
Les sujets sont divisés en deux groupes pour éviter un effet d'ordre. Le premier groupe suivra le protocole suivant. Tout d'abord, le sujet effectue la tâche de temps de réaction seule (T_r) de manière à avoir une condition de contrôle. La durée de cette tâche dépend du temps de parcours moyen qu'il aura effectué durant l'apprentissage. Chaque sujet réalise cinq fois cette tâche. Ensuite, il effectue la tâche en parallèle de la conduite avec l'assistance (T_{auto}) cinq fois également. Enfin, il conduit cinq fois en mode manuel avec la tâche en parallèle (T_{manu}). Le sujet doit ensuite faire une pause de 5 à 10 minutes. Puis, il recommence l'ensemble en ordre inverse. Le groupe 2 quant à lui effectue le même protocole en ordre inverse. Le tableau 1 illustre ceci.

Table 1. Protocole de l'expérimentation par groupe.

Groupe 1		Groupe 2	
Apprentissage	(10 à 20 min)	Apprentissage	(10 à 20 min)
Tr		Tr	
Tauto	(20 à 30 min)	Tmanu	(20 à 30 min)
Tmanu		Tauto	
Pause	(10 min)	Pause	(10 min)
Tmanu		Tauto	
Tauto	(20 à 30 min)	Tmanu	(20 à 30 min)
Tr		Tr	

4.3 Le parcours

Le parcours est choisi de manière à utiliser l'ensemble des fonctionnalités de manière équilibrée, les phases de franchissement automatique, de suivi de mur, de mode manuel, ou d'arrêt doivent durer suffisamment longtemps pour disposer d'assez de stimuli dans chaque condition. La figure 3 présente le parcours.

**Fig. 3.** Parcours de la conduite avec assistance.

5 Les résultats

5.1 Effet d'ordre et de fatigue

Tout d'abord nous vérifions l'effet d'ordre entre les deux groupes pour savoir si le fait d'effectuer la conduite manuelle en premier lieu a une influence sur la conduite avec assistance, et inversement. Pour cela, nous effectuons un test de Mann-Whitney pour ces deux conditions. On compare ainsi les moyennes obtenues avec l'assistance à la conduite du groupe 1 avec celles du groupe 2 et, on fait de même pour la conduite manuelle. Pour chacune des conditions, on ne relève pas de différence significative, l'effet d'ordre n'a donc pas d'influence notable (l'apprentissage effectué avant les essais par les sujets aide à réduire considérablement cet effet).

Ensuite, comme les essais sont relativement longs pour les sujets (entre 1h et 1heure 30), nous devons également vérifier s'il n'y a pas d'effet de fatigue entre le début et la fin des essais. Pour cela, on effectue un test de Wilcoxon entre les moyennes des temps de réaction obtenus au début et en fin d'essai. On ne relève également pas de différences significatives. Ces deux effets n'ayant pas suffisamment d'influence pour différencier les deux groupes nous pouvons regrouper toutes nos données.

5.2 Les mesures

Lors d'un parcours, nous mesurons plusieurs éléments, le temps de réaction en réponse à un stimulus, l'instant où il est apparu dans le parcours, ainsi que la chronologie des actions de chaque sujet durant le parcours. Nous pouvons ainsi savoir ce que fait chaque sujet à l'apparition des stimuli. On obtient, pour chacun d'eux, une chronologie présentant la variation des temps de réaction durant chaque parcours. Les figures 4 et 5 présentent respectivement un exemple d'un parcours en conduite avec assistance et un exemple d'un parcours effectué en conduite manuelle. La Table 2 présente la légende des différentes actions des chronologies.

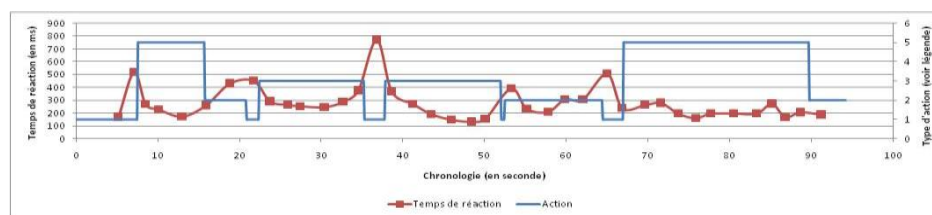


Fig. 4. Chronologie en conduite avec assistance (en bleu les actions faites par le sujet et en rouge les temps de réaction).

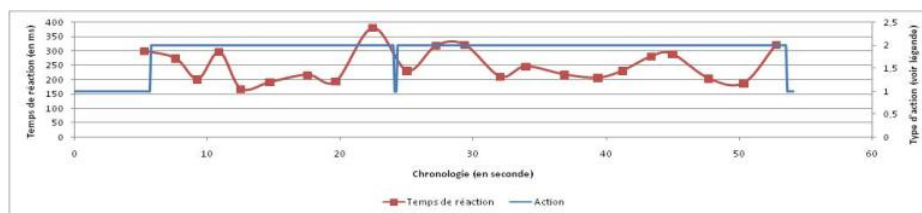


Fig. 5. Chronologie en conduite manuelle.

Table 2. Légende des actions de la chronologie.

Identifiant	Description des actions
0	Mode Debug (Contrôle)
1	Arrêt
2	Déplacement manuel avec joystick
3	Déplacement en franchissement de porte automatique
4	-Réservé-
5	Déplacement en suivi de mur automatique

Nous mesurons également les erreurs que peut faire le sujet (les omissions, les appuis alors qu'il n'y a pas de stimulus...) pour ensuite déduire un pourcentage d'erreur pour chaque parcours en fonction du nombre de stimuli entendus. Les moyennes des temps de réactions pour chaque type de conduite et pour la tâche de

temps de réaction simple réalisée isolément, ainsi que les pourcentages d'erreurs associés, sont présentés sur la figure 6. Chaque sujet effectue au total dix fois le parcours dans chaque mode. On obtient donc la moyenne de 120 moyennes de 25 stimuli (environ) par type de conduite. De même pour les erreurs.

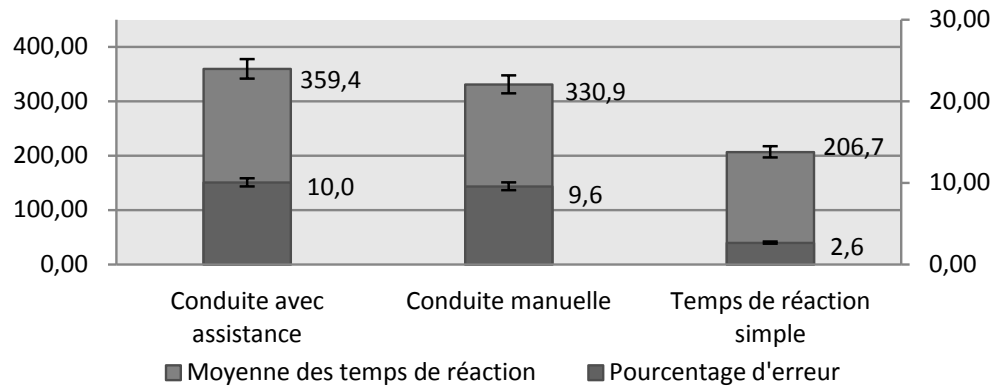


Fig. 6. Histogramme des moyennes et pourcentages d'erreurs effectuées pour l'ensemble des sujets pour les différents modes de conduite.

Pour pouvoir différencier les différentes conduites avec la tâche de temps de réaction, nous testons tout d'abord la normalité de nos échantillons avec le test de Shapiro-Wilk. Nos échantillons ne suivant pas une distribution normale, nous nous orientons vers le test non paramétrique de Kruskal-Wallis avec comparaison multiple. On effectue ce test avec les moyennes de temps de réaction d'un côté, et avec le nombre d'erreurs de l'autre. La table 3 présente les intervalles de confiance des différences entre groupe pour un seuil de risque à $\alpha = 0.05$. Si un intervalle entre deux groupes contient la valeur nulle, cela signifie que l'on ne peut pas les différencier.

Table 3. Test de Kruskal-Wallis (différences entre les modes de conduite pour les moyennes de temps de réaction, ainsi que pour le nombre d'erreurs).

	Intervalle de confiance pour les moyennes de temps de réaction	Différence significative à $\alpha = 0.05$	Intervalle de confiance pour le nombre d'erreurs	Différence significative à $\alpha = 0.05$
<i>Tr - Tauto</i>	-177,45 à -114,47	oui	-89,81 à -29,72	oui
<i>Tr - Tmanu</i>	-155,30 à -92,33	oui	-111,44 à -51,36	oui
<i>Tmanu - Tauto</i>	-9,35 à 53,60	non	-51,68 à 8,41	non

Ensuite, nous détaillons plus précisément la charge attentionnelle des sujets lors de la conduite avec assistance. Pour cela, nous effectuons la moyenne des temps de réaction pour chaque action : la moyenne *Moy_Tr_Arr* des temps de réaction quand le sujet est à l'arrêt (cela correspond aux moments où il établit une commande sur l'interface), quand le sujet est en suivi de mur automatique *Moy_Tr_Sdm*, en franchissement automatique de passage étroit *Moy_Tr_Pdp* et enfin quand il utilise la conduite manuelle *Moy_Tr_Manu*. La figure 7 présente ces moyennes. Pour chaque

condition, un sujet répond au minimum à 4 stimuli par parcours, la moyenne pour chaque condition représente environ 480 réponses à un stimulus.

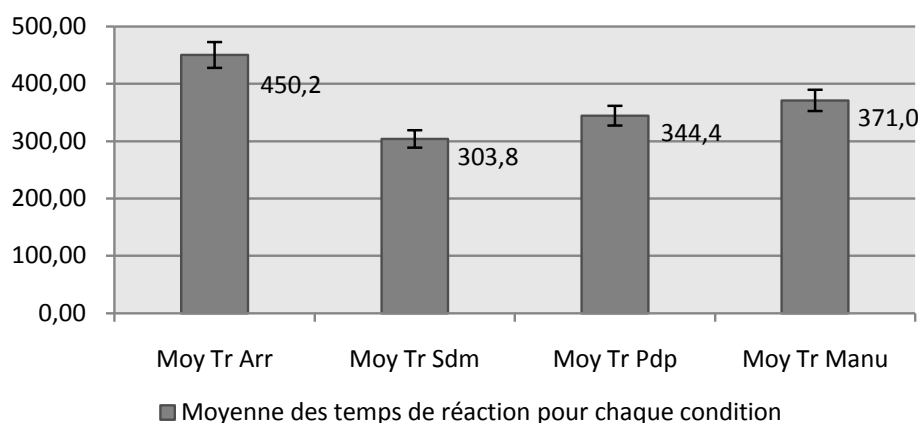


Fig. 7. Histogramme des moyennes pour l'ensemble des sujets avec la conduite avec assistance pour chaque condition.

On effectue les mêmes tests statistiques que précédemment pour différencier les différentes conditions de la conduite automatique. La table 4 présente les résultats du test de Kruskal-Wallis.

Table 4. Test de Kruskal-Wallis (différence entre les modes de conduite pour les moyennes de temps de réaction).

	Intervalle de confiance pour les moyennes de temps de réaction	Différence significative
Moy_Tr_Arr – Moy_Tr_Sdm	827,62 à 1205,72	oui
Moy_Tr_Arr – Moy_Tr_Pdp	508,45 à 896,26	oui
Moy_Tr_Arr – Moy_Tr_Manu	301,87 à 714,89	oui
Moy_Tr_Sdm – Moy_Tr_Pdp	-465,74 à -162,88	oui
Moy_Tr_Sdm – Moy_Tr_Manu	-675,56 à -341,02	oui
Moy_Tr_Pdp – Moy_Tr_Manu	-366,72 à -21,24	oui

6 Discussion et conclusion

Cette expérimentation nous permet de comparer la charge attentionnelle requise par les deux modes de conduite et par la tâche de temps de réaction. De manière générale, les deux conduites demandent un niveau d'attention soutenu. Chaque sujet arrive à faire les deux tâches sans trop de difficulté mais doit toutefois rester concentré. Les tests statistiques nous montrent que les niveaux d'attention moyen des deux modes sont très proches et non différenciables. On remarque toutefois que la charge attentionnelle est très variable pour les deux modes de conduite. Pour la conduite avec assistance, on relève une augmentation significative des temps de réactions lorsque les sujets doivent établir une commande sur l'interface, alors qu'au contraire, lorsqu'une fonctionnalité est lancée, la charge attentionnelle devient très basse. De manière descriptive, on remarque grâce à la chronologie que les pics d'attention mesurés dans ce mode sont courts et assez intenses. Pour la conduite manuelle, la charge attentionnelle varie également tout au long du parcours. On relève

une augmentation des temps de réaction lorsque l'utilisateur doit effectuer une manœuvre (un passage étroit, un resserrement, ou une situation délicate à gérer). Les pics d'attention observés sont un peu moins intenses qu'en conduite avec assistance mais sont beaucoup plus longs.

On retrouve également le même phénomène avec les erreurs. On ne peut pas différencier les deux modes de conduite statistiquement, cependant on remarque descriptivement qu'elles ne surviennent pas dans les mêmes situations. En conduite manuelle, les erreurs arrivent lorsque l'utilisateur est en difficulté. On observe même des erreurs successives sur plusieurs stimuli qui montrent que l'utilisateur, à ces moments, n'arrive plus à gérer les deux tâches et se concentre sur sa sécurité (la conduite). Cela arrive quand il s'engage mal dans une manœuvre (un passage étroit pris trop court par exemple). Pour la conduite avec assistance, l'attention requise par la commande peut pousser l'utilisateur à commettre des erreurs, notamment lorsqu'il se trouve dans une situation d'hésitation, comme par exemple, quand il valide un déplacement sur l'interface à côté d'une cible, ou lorsqu'il bouge le joystick involontairement après avoir fini d'établir une commande. Dans ces cas, le fauteuil bascule en mode manuel par sécurité et l'utilisateur doit recommencer sa commande. L'utilisateur éprouve alors une incertitude sur ce qu'il doit faire et commet un grand nombre d'erreurs.

Ces essais ont donc permis de localiser les situations et les actions dans lesquelles l'utilisateur est en difficulté, ce qui nous permettra par la suite de faire évoluer notre assistance à la conduite (au niveau de l'interface, du mode de contrôle, et de l'interaction en général) pour alléger au mieux la charge attentionnelle requise nécessaire à la conduite.

7 Références

- [1] L. Fehr, W. E. Langbein, and S. B. Skaar, "Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: A clinical survey," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 37, no. 3, pp. 353-360, May 2000.
- [2] R. C. Simpson, "Smart Wheelchairs: A literature review," *Journal of rehabilitation Research & Development*, vol. 42, no. 4, pp. 423-436, May 2005.
- [3] G. Bourhis and Y. Agostini, "Man Machine Cooperation for the control of an intelligent powered wheelchair," *Journal of Intelligent and Robotic Systems, Special Issue on "Mobile Robots in Health Care Services"*, vol. 22, pp. 269-287, 1998.
- [4] P. D. Nisbet, "Who's intelligent? Wheelchair, driver or both?," *Conference on Control Applications*, September 2002.
- [5] S. P. Levine et al., "The NavChair Assistive Wheelchair Navigation System," *IEEE Transactions on rehabilitation engineering*, vol. 7, no. 4, Dec. 1999.
- [6] D. P. Miller, "Design and Testing of a Low Cost Robotic Wheelchair Prototype," *Autonomous Robots*, vol. 2, pp. 77-88, 1995.
- [7] J. M. Pergandi, P. Mallet, and D. Mestre, "Evaluation d'une aide à la navigation d'un fauteuil intelligent," *Proc. Handicap 2006*, 2006, <http://www.ism.univmed.fr>.
- [8] T. Felzer and R. Nordmann, "Alternative wheelchair control," *IEEE Computer Society, in Proc. RAT'07*, pp. 67-74, 2007.

- [9] G. Bourhis, O. Horn, O. Habert, and A. Pruski, "The VAHM Project : Autonomous Vehicle for People with Motor Disabilities," *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special Issue on Wheelchairs in Europe*, vol. 7, no. 1, pp. 21-28, March 2001.
- [10] H. A. Yanco, "Wheelesley : A Robotic Wheelchair system : Indoor navigation and user interface," *Assistive Technology and Artificial Intelligence*, vol. 1458, pp. 256-268, 1998.
- [11] Y. Matsumoto, T. Ino, and T. Ogasawara, "Development of intelligent system with face and gaze based interface," *In proc. 10th IEEE Int. Workshop on Robot and Interactive Communication*, pp. 262-267, 2001.
- [12] M. Mazo et al., "Integral System for Assisted Mobility," *Information Sciences*, vol. 124(1-4), pp. 1-15, December 2000.
- [13] B. Rebsamen et al., "A Brain Controlled Wheelchair Based on P300 and Path Guidance," *Proceedings of IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2006.
- [14] H. Xueliang, W. Jia, and G. Maysam, "Wireless control of powered wheelchairs with tongue motion using tongue drive assistive technology," *30th Annual International Conference of the IEEE, Engineering en Medicine and Biology Society, EMBS 2008*, Aug. 2008.
- [15] G. Pires, U. Nunes, and A. T. de Almeida, "RobChair - A semi Autonomous Wheelchair for disabled people," *Proc. 3rd IFAC Symposium on Intelligent Autonomous Vehicles (IAV'98)*, pp. 648-652, 1998.
- [16] P. E. Trahanias, M. I. A. Lourakis, A. A. Argyros, and S. C. Orphanoudakis, "Navigational Support for Robotic Wheelchair Platform : An Approach that Combines Vision and Range Sensors," *International Conference on Robotics and Automation*, April 1997.
- [17] T. Sekimoto, T. Tsubouchi, and S. Yuta, "A Simple Driving Device for a Vehicle - Implementation and Evaluation -," *International conference on Intelligence Robots and Systems*, September 1997.
- [18] H. Hok Kwee, "Integreted control of MANUS manipulator and wheelchair enhanced by environmental docking," *Robotica*, vol. 16, pp. 491-498, 1998.
- [19] J. D. Crisman and M. E. Cleary, "Progress on the Deictically Controlled Wheelchair," *Assistive Technology and Artificial Intelligence, LNAI 1458*, pp. 137-149, 1998.
- [20] R. S. Rao, K. Conn, S. H. Jung, and J. Katupitiya, "Human Robot Interaction : Application to Smart Wheelchairs," *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2002.
- [21] F. Leishman, O. Horn and G. Bourhis, "Smart wheelchair control through a deictic approach", *Robotics and Autonomous Systems*, Volume 58, Issue 10, Pages 1149-1158, 31 October 2010.
- [22] S.P. Parikh, V. Grassi, V. Kumar and J. Okamoto, "Usability Study of a Control Framework for an Intelligent Wheelchair", *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Barcelona, Spain, April 2005.
- [23] T. Carlson and Y. Demiris, "Human-Wheelchair Collaboration Through Prediction of Intention and Adaptive Assistance", *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA-2008)*, Pasadena, CA, pp 3926-3931, 2008.

- [24] I. Iturrate, J.M. Antelis, A. Kübler, and J. Minguez, “A Noninvasive Brain-Actuated Wheelchair Based on a P300 Neurophysiological Protocol and Automated Navigation”, *IEEE Transaction on Robotics*, Vol. 25, No. 3, June 2009.
- [25] V. Sharma, R. Simpson, E. LoPresti, and M. Schmeler, “Evaluation of semiautonomous navigation assistance system for power wheelchairs with blindfolded nondisabled individuals”, *Journal of Rehabilitation Research & Development JRRD*, Vol. 47, Number 9, Pages 877–890, 2010.
- [26] L. Montesano, M. Diaz, S. Bhaskar, and J. Minguez, “Toward and Intelligent Wheelchair System for Users with Cerebral Palsy”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 18, No. 2, April 2010.

Du transcripteur Braille à l'outil pédagogique

Bruno Mascret¹ and Aude Lancelle²

¹ Université Lyon 1, LIRIS, UMR5205, F-69622, France,
bruno.mascret@liris.cnrs.fr,
<http://liris.cnrs.fr/~bmascret>

² NAT Braille support team, 69620 Chamelet, France

Résumé Cet article présente une analyse de ce qu'un bon transcripteur Braille automatique devrait proposer comme fonctionnalités afin d'être réellement utilisable en intégration. Il complète un récent article publié sur ce sujet[3]. Nous critiquons les solutions existantes, puis introduisons NATbraille[1], 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 en milieu ordinaire, 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 seuls un nombre très réduit d'outils ont été conçus pour être utilisés en classe. De plus, élèves et enseignants ont besoin d'interagir en temps réel, ce qui exclut le recours aux centres de transcriptions : ces centres produisent des transcriptions de qualité mais ne permettent pas un traitement rapide des documents. Nous détaillons en quoi le logiciel NATbraille apporte une réponse à ces problématiques, et comment il permet de limiter le handicap temporel [7] [8], fortement préjudiciable aux déficients visuels notamment lors des processus d'apprentissage[2].

Nous proposons une réflexion sur les différentes possibilités d'évolution relevées et les pistes prometteuses identifiées grâce aux retours des utilisateurs, ainsi qu'à une étude ergonomique réalisée auprès de professeurs non brailleux. Nous montrons que NAT Braille est un bon outil pour l'intégration des élèves déficients visuels. Cependant, nous avons pu percevoir les limites de la transcription Braille en elle-même, qui doit être complétée par des outils facilitant l'accès au contenu, à sa compréhension, à sa modification, etc. Nous terminons donc cet article en détaillant plusieurs pistes de travail et d'autres approches connexes.

Keywords: Accessibility, assistive technologies, Braille, inclusive education, adaptation of documents, composite documents, transcription, transcriber, learning

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, [4] souligne le grand nombre et la variété des articles

proposés lors de la dernière conférence “Les pratiques de l’intégration en milieu scolaire”³ ; il remarque 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 dans une classe. Nous avons choisi de considérer l’intégration comme une “inclusion” : de notre point de vue, 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 réellement le même processus d’apprentissage[9].

Cependant, la problématique que pose le handicap visuel reste un problème à part entière, pour l’élève mais surtout le professeur : la majorité des enseignants ne connaissent 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 transcripateur automatique devrait être capable de proposer pour être utilisable en intégration scolaire.

[5] dresse un bon état de l’art des principales solutions pour les mathématiques. Concernant les contenus littéraires, DBT⁴ de la société DuxBurry est le seul logiciel commercial pour le braille abrégé, Odt2Braille[4] utilise la librairie open source LibLouisXML⁵ pour le texte. Les transcriptions qui en résultent sont correctes, mais aucune de ces solutions ne propose d’approche pédagogique pour le braille abrégé. Elles n’offrent de surcroît que peu de possibilités de personnalisation. Seul Odt2braille gère le texte et les mathématiques, personne ne prend en charge les notations chimique ou musicale (des logiciels spécialisés pour cette notation existent cependant, comme Goodfeel⁶ de la société Dancing dots ou Braille Music Editor⁷). 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”[7][8]. 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[5] 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 hétérogènes⁸. De

3. http://www.icevi.org/publications/icevi_wc_2006.htm, Inclusive educational practices, Malaysia, 2006

4. <http://www.duxburysystems.com/>

5. <http://code.google.com/p/liblouisxml/>

6. <http://www.dancingdots.com/main/goodfeel.htm>

7. <http://www.dodiesis.com/>

8. A l’heure où nous publions cet article, la nouvelle version de DBT commence à prendre en compte les mathématiques françaises. Nos premiers tests ont mis en évidence des résultats très limités, voire erronés dès que l’expression mathématique se complexifie.

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 Braille⁹[1][3], un logiciel libre conçu pour répondre aux besoins pédagogiques spécifiques. Dans la section 2, nous illustrons notre outil avec un cas réel d'utilisation. Nous terminons cet article par une critique de notre contribution, et proposons plusieurs pistes d'améliorations possibles et de collaborations afin d'améliorer l'intégration en milieu ordinaire des élèves non-voyants.

1 Vers un transcripateur “idéal” en classe

NAT Braille a été créé en 2005 au cours d'un projet universitaire. Son développement a continué pendant 2 ans sans financement. En juillet 2007, ce logiciel reçu une première aide du Fonds Social Européen. De juillet 2008 à janvier 2011, il a été financé en totalité par le Ministère de l'Education Nationale. Le projet est maintenant supervisé par le laboratoire LIRIS. Un partenariat a également été établi avec l'INS HEA¹⁰ afin de valider la qualité des transcriptions. Une fondation¹¹ 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, qui sont bien meilleurs que n'importe quel logiciel automatique ne le sera jamais, mais à l'inverse nous souhaitons 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-brailleux (c'est le cas de la plupart des enseignants d'élèves 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.

1.1 Principe de fonctionnement

Les différentes contraintes auxquelles nous avons été confrontés nous ont mené à l'utilisation d'une organisation modulaire basée sur l'adaptation de chaque type de document (format, contenus mixtes, encodages etc). Notre structure propose 3 modules principaux : la conversion, la transcription et le post-traitement. L'utilisateur fournit au système un fichier dans un format donné ; le module de conversion se conforme au type de document et génère un fichier interne. Ensuite, le module de transcription transcrit le fichier interne à l'aide de fichiers de règles adaptés au contexte. Enfin le

9. téléchargeable sur <http://liris.cnrs.fr/nat> ; sous licence GPL.

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

11. faisant partie de la fondation de l'Université Lyon 1

module de post-traitement finalise la présentation puis l'exportation ou l'impression. 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.

Ces filtres sont pour l'essentiel basés sur des séries de règles et non pas des dictionnaires, ce qui permet de s'approcher autant que possible d'un raisonnement humain lors des différents processus de transcription. Grâce à leur interopérabilité, chaque document peut réaliser de manière dynamique son propre scénario de transcription : choix de l'utilisation du braille abrégé ou intégral, de l'encodage, des tables braille, de la prise en charge ou non des mathématiques, du sens de transcription (noir à braille ou braille à noir).

Au début d'une transcription, le scénario se met 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.

Un des principes fondamentaux de NAT Braille est la conformité stricte aux normes braille, même si parfois certaines règles ne peuvent être appliquées à 100 % (préfixage systématique des mathématiques pour permettre leur détranscription par exemple). Cela paraît couler de source, mais en réalité beaucoup de logiciels prennent des libertés vis-à-vis des normes, que ce soit par manque de tests ou pour des raisons techniques (c'est par exemple le cas du module mathématique de l'IRIS ¹²).

1.2 Organisation des développements et du processus de validation

Suite à la subvention du Ministère de l'Education Nationale, nous avons pu former deux équipes de travail distinctes : une qui se consacre à la recherche appliquée, l'autre aux recommandations et aux tests. La première est supervisée par notre laboratoire et s'occupe du développement du logiciel. La seconde (supervisée par l'INS HEA) organise les tests, analyse les retours et conseille les développeurs. Cette dernière équipe n'est pas exclusivement composée d'experts en braille (dont la plupart sont membres de la Commission Évolution du Braille Français, la CEBF) : elle comprend également des enseignants qui ont des élèves en intégration scolaire et des transcrip-teurs. Par ailleurs, certains utilisateurs particulièrement actifs sont également invités à donner leur avis.

Ce modèle d'organisation est très efficace car les développeurs doivent prendre en compte des points de vue différents, suivant la manière dont chaque testeur utilise le braille. Cela permet également de mettre l'accent sur les différences entre une application stricte de la norme et les situations réelles en classe. Par exemple, une enseignante, qui a de bonnes connaissances du braille, a découvert que certaines notations qu'elle utilisait ne correspon-daient pas à la norme : elle utilisait régulièrement un IRIS avec ses élèves.

Chaque membre du comité d'expertise, suivant ses pratiques, a donc des priorités différentes : la qualité irréprochable de la transcription pour les membres de la CEBF,

12. <http://www.eurobraille.fr/index.php>

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 pour enseigner l'apprentissage du braille. La section suivante répond à cette problématique.

1.4 Usages pédagogiques

Apprentissage du braille abrégé : Nous venons de montrer que NAT rend possible la personnalisation de la transcription en fonction des profils des utilisateurs : le transcrip-teur peut activer ou non les différentes règles régissant la production du document braille. Mais la plupart du temps, un transcrip-teur 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 scénarii pédagogiques, composés d'étapes qui activent ou désactivent des ensembles de règles. Les scénarii proposés par défaut suivent les progressions pédagogiques des principales méthodes d'apprentissage de l'abrégé, comme "Étudiions l'abrégé"[6] ou la méthode d'Evelyne Kommer. Chaque étape a été conçue et/ou vérifiée par des transcrip-teurs 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-transcrip-teur 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 de "(ils) convient" et "(il) convient" sur la figure 1).

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 transcrip-teur, 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. La figure 1 détaille le processus de résolution de ces deux types d'incertitudes.

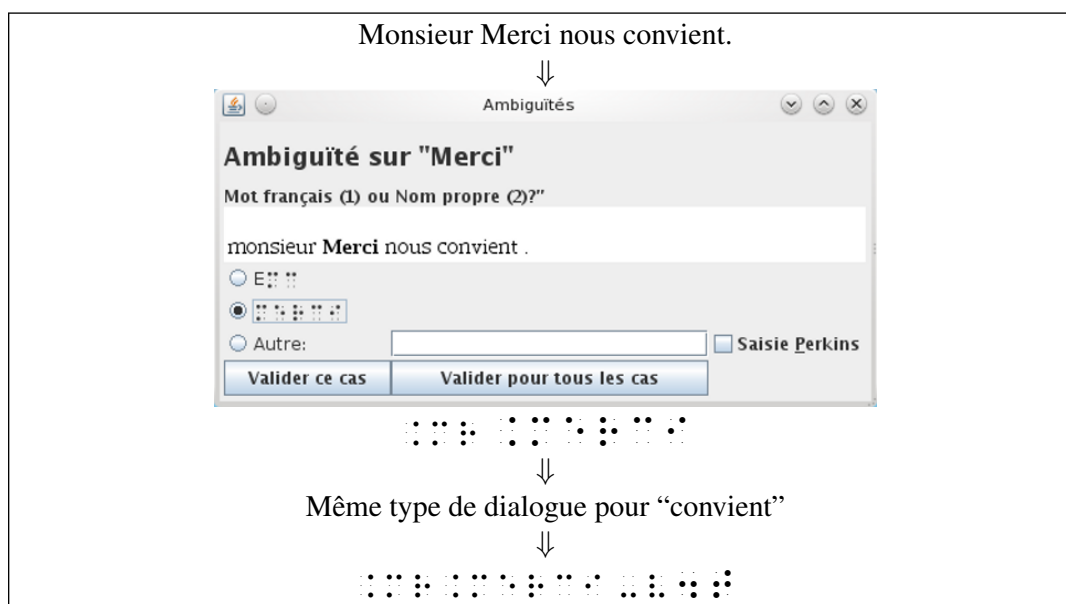


FIGURE 1. Cette figure présente le processus de résolution de deux ambiguïtés : la première concerne le mot *Merci* et l'autre le mot *convient*. La première boîte de dialogue propose deux solutions pour *Merci* : nom commun (1) ou nom propre (2). Cette ambiguïté a pu être détectée grâce à la liste des noms propres maintenue par l'utilisateur. La seconde boîte de dialogue (non dessinée) propose deux solutions pour *convient* en fonction de sa racine étymologique : le verbe *convier* à la troisième personne du pluriel (1) ou bien le verbe *convenir* à la troisième personne du singulier (2).

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 côté, l'élève non-voyant peut modifier le braille littéraire (abrégé ou non) et les expressions mathématiques, en utilisant éventuellement la saisie Perkins¹³ 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. Elle est particulièrement sollicitée dans le cas d'utilisation de la section suivante.

13. La saisie Perkins permet de saisir un caractère braille en utilisant uniquement 7 touches : [espace, s, d, f, j, k, l] représentent [espace braille, point 3, point 2, point 1, point 4, point 5 point 6]. Ainsi, pour obtenir la lettre 'o' (⠏), il suffit d'appuyer simultanément sur f(⠋), s(⠋) et k(⠋). Ce mode de saisie vient des machines à écrire braille. Il est particulièrement pratique pour saisir des caractères spéciaux, notamment pour les mathématiques et l'abrégé, car certains caractères sont difficiles à produire (par exemple, ó que représente ⠏⠗).

2 Un cas d'utilisation de NAT en classe

Nous présentons dans cette section un cas d'utilisation ‘idéal’ de NAT Braille. Supposons qu’un professeur de mathématique (Thomas) accueille un élève déficient visuel (Louis) dans sa classe. Thomas ne connaît rien au braille, contrairement à Louis qui a un niveau correct en abrégé et en braille mathématique.

Thomas veut donner un exercice à la classe. La veille, il l’a saisi sous openoffice (le même document pour tout le monde) et a transcrit en braille avec NAT en utilisant une configuration que lui a fourni Louis. La figure 2 montre le document original et sa transcription en braille.

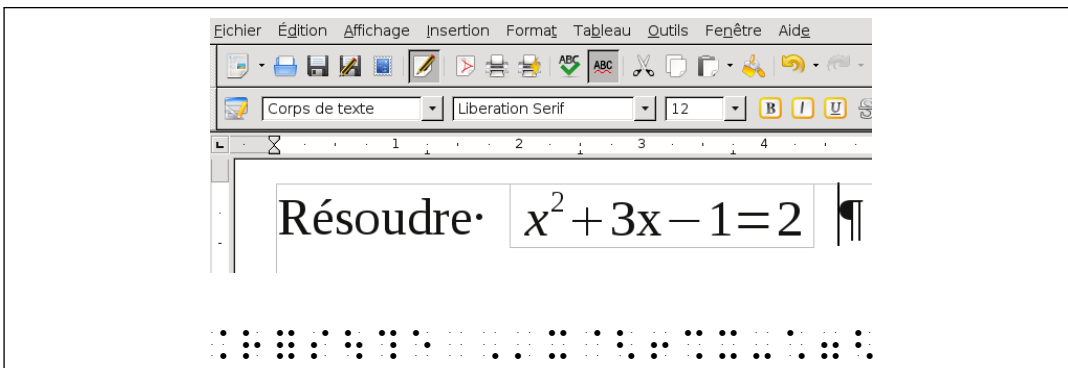


FIGURE 2. Thomas utilise un traitement de texte standard (openoffice) pour écrire son exercice : Résoudre $x^2 + 3x - 1 = 2$. Il transcrit son fichier directement dans NAT avec le profil de Louis, un lecteur performant en abrégé, qui est mémorisé dans le logiciel sous forme de configuration.

Au début du cours, Louis ouvre le fichier braille dans l’éditeur de NAT et commence à répondre à la question (figure 3). Louis se sert de la saisie Perkins et écrit directement en braille abrégé. Thomas vient voir le travail de son élève et s’aperçoit que celui-ci a commis une erreur dans le calcul de Δ : il prend alors la main sur l’éditeur et édite la formule dans la partie noire, puis commente sa correction (figure 4). Louis convertit en braille les annotations de son professeur et en prend connaissance en braille abrégé.

3 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.

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[4] permet de repérer

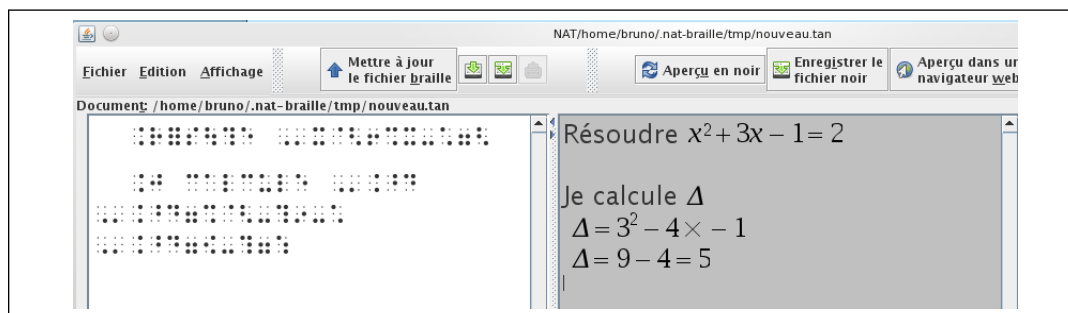


FIGURE 3. Cette figure montre l'interface graphique de NAT destinée à la saisie de texte en braille ou en noir. Louis ouvre le fichier braille transmis par Thomas et commence à répondre au problème en braille. Lorsque Thomas veut regarder le travail de son élève, celui-ci met à jour la partie noire de l'écran (détranscription).

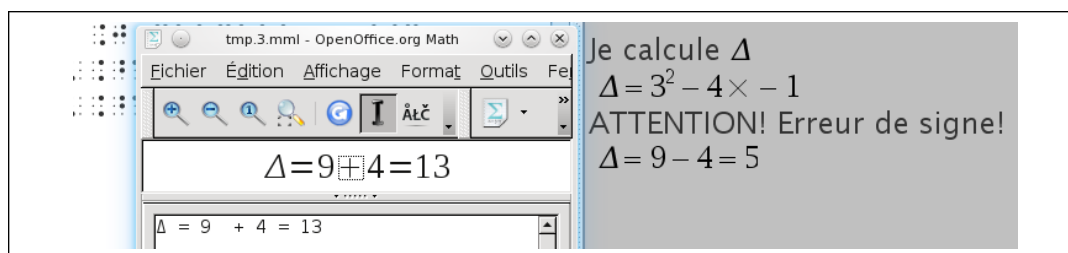


FIGURE 4. Thomas voit une erreur de signe dans l'équation. Il modifie la formule en cliquant dessus, ce qui ouvre l'éditeur d'openoffice. Une fois ses modifications effectuées, Thomas met à jour la partie braille de l'écran (transcription) pour communiquer ses remarques en braille à Louis.

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 scénarii pédagogiques devraient également être développés grâce à l'utilisation d'outils spécifiques permettant de définir des stratégies pédagogiques en fonction de profils variés[10][11]. Les traces d'interaction[2] permettraient d'améliorer la reconnaissance commentée d'erreurs et l'adaptation automatique des étapes de scénario en fonction des progrès de l'élève.

Une récente étude ergonomique réalisée par un étudiant de l'université Lyon 2, Alexis Fruet, a permis de mettre en évidence un certain nombre de limitations de l'interface graphique, dont certaines nécessitent une refonte en profondeur de plusieurs fenêtres.

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.

Remerciements

Les auteurs remercient l'équipe d'experts testeurs pour leurs conseils précieux et avisés, en particulier Marc Ollier (responsable de la validation, INS HEA), Christiane

Perdoux (ancienne formatrice à l'INS HEA), Françoise Magna (responsable de la CEBF), Olga d'Amore (accessibilité), Isabelle Spartialis and Alain Lacherez (enseignants d'intégration en milieu ordinaire à Rambouillet et Lille), et Jack Sagot (responsable du projet pour l'INS HEA).

Nous souhaiterions également remercier les membres de l'équipe de développement : les permanents, Frédéric "POF" Schwebel (LIRIS) et Vivien "FUC" Guillet (Mission Handicap, université Lyon 1), Alain Mille (responsable pour le LIRIS) et les stagiaires qui ont permis de faire évoluer rapidement le logiciel : Raphaël "BUPP" Mina (INSA of Lyon), Grégoire Lapicque (École Centrale de Lyon), Lucas Traoré (IUT de Villeurbanne), Didier Erin (Université Lyon 1) et Alexis Fruet (Université Lyon 2). Nous remercions pour finir les très nombreux contributeurs libres et nos étudiants qui ont proposé de nombreuses améliorations ou ont testé le logiciel en situation réelle.

Références

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. 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
3. 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
4. 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
5. Dominique Archambault, Bernhard Stöger, Mario Batušić, 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
6. Jean Le Reste and Christiane Perdoux, Étudions l'abrégé
7. 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.
8. 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.
9. 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
10. Marie Lefèvre, Alain Mille, Stéphanie Jean-Daubias, Nathalie Guin, A meta-Model to acquire relevant knowledge for interactive learning environments personalization, Adaptive 2009, Athènes, Grèce, 2009.
11. 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.

Optimisation des capteurs d'infrarouges d'obstacle pour les non-voyants

Joselin Villanueva and René Farcy

Université Paris Sud XI, Laboratoire Aimé Cotton, Bâtiment 505,
F-91405 Orsay Cedex, France
`joselin.villanueva@u-psud.fr`

Résumé Les aides électroniques au déplacement des non-voyants sont seulement caractérisés par leur portée et parfois par l'angle de divergence du faisceau. Les informations sur le champ de détection de l'appareil ne sont pas fournies. Dans ce travail on présente une méthode pour mesurer le champ de perception d'un appareil infrarouge déjà existant, le Tom Pouce. Un calcul photométrique a été implémenté permettant de prédire et de modeler la zone protégée par le capteur. Une zone de détection de forme quasi cylindrique a pu être obtenue, protégeant les épaules dès les distances courtes et ne s'évasant pas avec la distance. Deux nouveaux appareils le Minitact et le Tom Pouce II ont été mis à disposition des non-voyants sur la base de ce principe.

Keywords: Aides électroniques aux déplacements, photométrie, zone de protection, proximètre infrarouge.

1 Introduction

Traditionnellement les non-voyants utilisent la canne blanche longue ou le chien guide pour se déplacer [1]. La canne blanche ne protège pas le non-voyant des obstacles en hauteur comme les arrières ou les rétroviseurs de camions, des branches inclinées, des panneaux publicitaires, etc. Elle ne lui fait éviter les autres obstacles que par le biais d'un contact mécanique de la canne lorsqu'il n'est plus qu'à quelques dizaines de centimètres de l'objet. Cette faible anticipation mène à des chocs corporels fréquents. La personne doit être constamment très tendue afin de pouvoir s'arrêter brutalement.

Plusieurs appareils ont été développés pour améliorer la mobilité des non-voyants [2,3] : le K sonar [4], l'Ultracane [5], le Miniguide [6], le Palmsonar [7], l'Ultra Body Buard [8], iSonic cane (ultrasons) [9], la Laser Long Cane [10], le Télétact (laser) [11], le Handguide [12], le Tom Pouce (infrarouge) [11], etc.

Les appareils à ultrasons ont des limitations pour détecter les obstacles en intérieur [3], par exemple, ils ne détectent pas une porte ouverte à des distances supérieures à deux mètres. Les appareils laser, par contre, détectent des obstacles avec une grande résolution angulaire et spatiale, mais la quantité d'information à gérer est élevée.

L'équipe de recherche "Instrumentation pour le handicap" du Laboratoire Aimé Cotton travaille depuis 1993 sur des dispositifs optroniques se fixant sur

la canne blanche et permettant au non-voyant de localiser le passage libre avec plusieurs mètres d'avance. Ainsi le passage peut être pris avec une anticipation et une fluidité comparable à celle d'un voyant ou d'un utilisateur de chien guide. Les dispositifs développés sont basés sur la télémétrie optique active : triangulation laser (Téléact) et proximétrie à LED infrarouges (Tom Pouce).

Dans la littérature [2-12], les appareils d'aide au déplacement sont caractérisés par leur portée et parfois par l'angle de divergence du faisceau. Ces caractéristiques ne montrent pas toutes les capacités et faiblesses des appareils. Idéalement un appareil doit protéger, horizontalement, la largeur des épaules et verticalement depuis le genou jusqu'à la tête, jusqu'à quelques mètres d'anticipation. Cette configuration donnerait une zone de protection cylindrique. Le but de ce travail est de présenter une méthode pour maîtriser la forme de la zone de protection du proximètre infrarouge afin de la rendre la plus cylindrique possible.

2 Le proximètre infrarouge

La détection d'obstacles utilisant les capteurs infrarouges "actifs" à LED a été développée par le groupe d'instrumentation du Laboratoire Aimé Cotton. Elle a donné lieu à un dispositif proposé aux non-voyants débutants les aides électroniques, appelé le Tom Pouce I. L'appareil peut détecter des obstacles jusqu'à trois mètres de distance, la largeur de la zone de détection des obstacles est alors de l'ordre du mètre. L'appareil étant situé à environ 90 cm du sol, l'augmentation de sa portée n'a pas été possible. En effet le faisceau serait devenu trop large et aurait été trop près du sol. Il y aurait eu confusion entre les obstacles franchissables (bordures de trottoir) qui ne doivent être détecté que par la canne blanche et les obstacles frontaux nécessitant une modification de la trajectoire. Dès lors, la compréhension et le contrôle de chaque paramètre qui intervient dans la détection était nécessaire pour produire un appareil plus performant, c'est-à-dire à la portée plus allongée et moins large.

La proximétrie infrarouge se présente comme une technique de très basse résolution angulaire. Elle est donc plus globale et fait naturellement le travail de recherche d'un passage sans entrer dans les détails de la forme des obstacles qui sont non primordiaux. Par contre cette technique mise en œuvre dans le Tom Pouce I a la réputation établie par les utilisateurs d'être bien moins performante que la triangulation laser mise en œuvre dans le Téléact. Avec un Tom Pouce on n'arrive pas à gérer les passages en "chicane" contrairement au Téléact, parfois il y a de la place pour passer et l'appareil indique que c'est bouché. Si on mesure le cône de détection de l'appareil face à un passage de porte, on trouve une zone de détection d'obstacle, vue du dessus, qui à l'allure représentée à la Fig. 1.

La Fig. 1 illustre une situation où le passage est initialement détecté puis deux pas plus tard signalé comme obstrué. Si on réduit la portée, alors le passage est trouvé, mais ne peut plus être perçu à grande distance. Pour améliorer le système il est nécessaire d'étirer en longueur la zone de protection sans l'élargir. Idéalement la zone de protection devrait avoir une forme plus cylindrique, c'est-

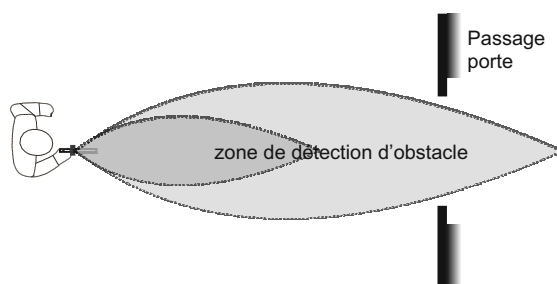


Figure 1. Zone de protection du Tom Pouce I (portée longue et courte)

à-dire de largeur quasi constante sur toute la portée de détection permettant de trouver un passage de taille humaine (Fig. 2).

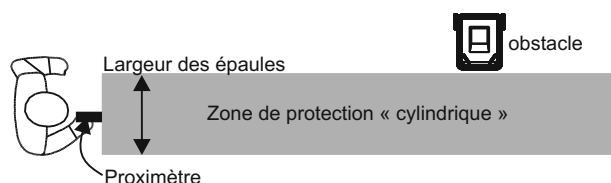


Figure 2. Champ de détection idéal des pieds à la tête

2.1 Principe de fonctionnement

Le proximètre infrarouge est un système composé d'un émetteur à diode électroluminescente (LED) et d'une photodiode de réception associée à une optique. La LED projette de la lumière vers l'obstacle. Une partie de la lumière rétrodiffusée par ce dernier est collectée par la photodiode de réception (Fig. 3). L'émetteur et le récepteur sont placés dans le même boîtier et isolés optiquement afin d'éviter un passage direct de la lumière de l'émetteur vers le récepteur. L'axe optique de la LED est parallèle à celui de l'optique du récepteur et espacé de quelques millimètres de celui-ci.

La longueur d'onde de l'émission est dans le domaine de l'infrarouge proche, située entre 830 et 980 nm. Le récepteur contient une photodiode au silicium amplifiée sensible entre 400 et 1100 nm associée à un filtre coloré coupant la lumière visible en dessous de 800 nm. Pour s'affranchir de la lumière diurne la LED fonctionne en régime pulsé.

Lorsque le signal électrique délivré par le récepteur, après traitement, atteint un certain seuil on dit qu'il y a un retour. La zone de l'espace située autour de l'axe d'émission de la LED où la présence d'un obstacle produit un signal est le champ de perception de l'appareil, Fig. 4.

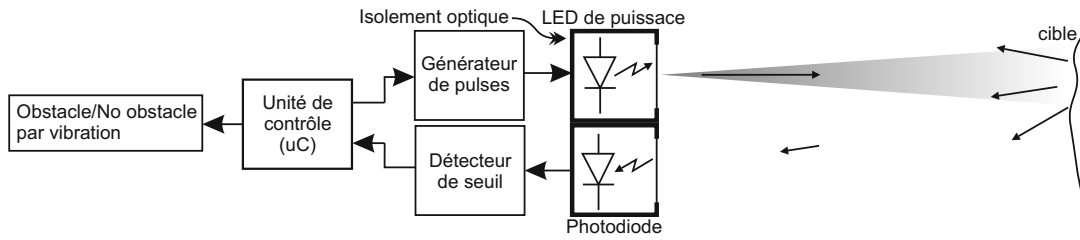


Figure 3. Diagramme de détection du proximètre

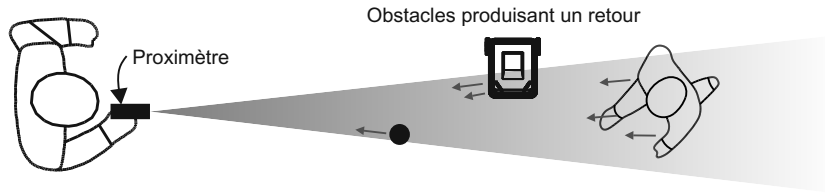


Figure 4. Perception du proximètre

2.2 Champ de perception

L'estimation du champ de perception du dispositif est faite à partir de l'étude de la puissance reçue sur la photodiode en fonction de la puissance d'émission et la nature de l'obstacle. Pour augmenter les dimensions de ce champ on augmente la puissance d'émission de la LED en gardant un seuil de détection fixe pour la photodiode. A une puissance d'émission correspond une dimension du champ de perception appelée portée. Plusieurs portées sont à disposition de l'utilisateur qui doit les choisir en fonction du niveau d'encombrement de son trajet (Tom Pouce I : 0,8m, 2m et 3m). Ces dimensions devront s'adapter aux différentes configurations rencontrées dans la vie réelle.

En pratique l'utilisateur choisit par défaut la plus grande portée lui permettant de trouver un passage libre adéquat.

Le champ de perception doit être contrôlé dans toutes ses dimensions pour réussir à être plus long et moins large afin d'avoir des portées allant au-delà de 3m en longueur. Pour cela, on modélise l'émission de la LED, le récepteur, les diaphragmes et les obstacles typiques afin de réaliser la prédiction. Elle se base sur un calcul photométrique qui permet de :

- Mieux comprendre les propriétés du champ de perception
- Trouver l'influence de la distribution de l'intensité de la LED et du champ du récepteur ainsi que des autres paramètres géométriques sur le champ de perception, afin de l'optimiser.
- Déterminer la trajectoire théorique d'un non voyant respectant les recommandations d'utilisation afin de mieux séparer par la suite les erreurs humaines de pilotage des limites du capteur.

3 Calculs photométriques avec des obstacles typiques

La détection des obstacles par le faisceau infrarouge dépend de plusieurs facteurs comme : la distribution d'intensité de l'émetteur, le champ de l'optique de réception, l'albédo, la taille, la forme et l'angle de présentation de l'obstacle. Pour simplifier, on considère dans un premier temps que tous les obstacles ont une surface Lambertienne d'albédo ρ . La distribution d'intensité de l'émetteur est mise en équation à partir de la fiche technique du fabricant fournissant les mesures expérimentales. Cette distribution se situe entre une Gaussienne et une Lorentzienne, la fonction mathématique s'ajustant le mieux aux données du fabricant est l'équation de Pearson VII. L'axe du module de détection est placé à 15mm de l'axe de l'optique de la LED. Cette séparation est négligeable par rapport à la distance à l'obstacle qui est à plus de un mètre. Ainsi le détecteur est considéré comme étant à la même position que l'émetteur. On considère que la surface de réception est un panneau plan carré, on prend en compte des limites du champ angulaire du récepteur. Deux cas particuliers d'obstacles sont étudiés : un panneau latéral et deux panneaux en configuration de porte.

3.1 Calculs sur les éléments plans

Soit $I(\theta)$ la distribution d'intensité de la LED placée à l'origine du repère, qui se propage selon l'axe z horizontal vers un obstacle qui se trouve à une distance l . L'obstacle rétrodiffuse la lumière qui est collectée par une photodiode d'aire dA . La surface de l'obstacle est considérée Lambertienne d'albédo ρ . L'éclairement E sur le détecteur est calculé par une approche d'optique géométrique. L'obstacle est un plan placé verticalement face à la LED, (Fig. 5).

H est la projection orthogonale de l'origine O des coordonnées (position de la LED) sur le plan obstacle P . Dans la Fig. 5, θ_p est l'angle entre le segment OH et l'axe de propagation z , M le point d'intersection de z avec le plan P , da une surface élémentaire de l'obstacle centrée autour d'un point N , $\hat{n}$ le vecteur unitaire normal à da , θ l'angle entre la droite ON et l'axe z , θ_a est l'angle entre la direction de $\hat{n}$ et le vecteur position $r = ON$.

L'équation du plan P vertical parallèle à l'axe y est :

$$z = l + x \tan \theta_p, \forall y \quad (1)$$

La LED éclaire la surface plate P (obstacle) et on calcule l'éclairement sur le détecteur d'aire dA produit par l'obstacle.

L'éclairement sur dA est :

$$E = \frac{\rho}{\pi \cos \theta_p} \int_{x_0}^{x_1} \int_{y_0}^{y_1} \frac{I(\theta)}{z^4} \cos^2 \theta_a \cos^5 \theta dy dx \quad (2)$$

Avec $\cos \theta_a = \hat{n} \cdot \mathbf{r}/r$ et $\hat{n} = \sin \theta_p \hat{x} - \cos \theta_p \hat{z}$:

$$\cos \theta_a = \frac{x \sin \theta_p - (l + x \tan \theta_p) \cos \theta_p}{\sqrt{(l + x \tan \theta_p)^2 + x^2 + y^2}} \quad (3)$$

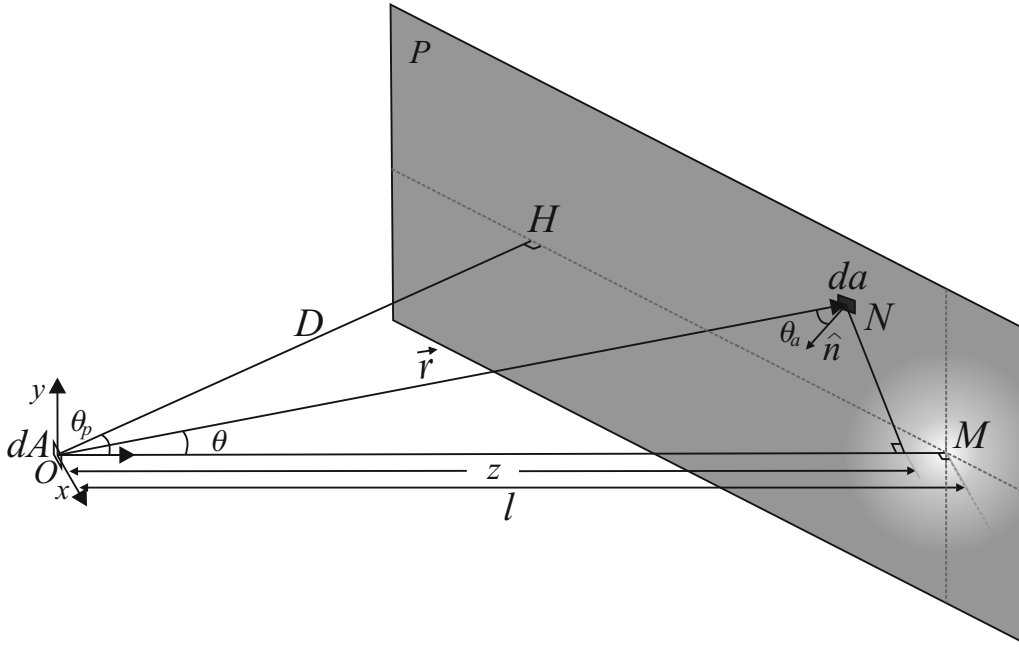


Figure 5. Position relative de la LED et du plan incliné

L'angle θ est :

$$\cos \theta = \frac{l + x \tan \theta_p}{\sqrt{(l + x \tan \theta_p)^2 + x^2 + y^2}} \quad (4)$$

En pratique le champ d'émission de la LED est limité par un diaphragme situé à quelques millimètres devant la LED (Fig. 3). Dans l'équation (2) ce diaphragme coupe l'émission au-delà d'un angle spécifique θ_f . Afin de limiter la lumière diurne entrant dans le récepteur, le champ de l'optique de réception est également ajusté à θ_f .

Les limites d'intégration de (2) peuvent être choisies selon les types d'obstacles étudiés, comme par exemple : un panneau de face ou deux panneaux en configuration porte.

L'équation (2) est valide pour toutes les surfaces planes et/ou inclinées avec un angle θ_p autour de l'axe y . ($\theta_p < 90$ deg).

3.2 Calculs théoriques et expérimentation

L'objectif du calcul est la prédiction du champ de perception du proximètre pour un obstacle type représentatif d'un passage de porte, d'un poteau, d'un mur, etc. Le premier intérêt du calcul est d'optimiser les différents paramètres du proximètre : distribution d'intensité de la LED, structure du récepteur afin d'améliorer la fonctionnalité du champ de perception.

Pour résoudre l'équation (2) on a besoin de la fonction de distribution d'intensité $I(\theta)$. Celle-ci est donnée par le diagramme de radiation fourni par le constructeur de la LED. Une fonction Pearson VII a été utilisée pour faire l'ajustement des données du fabricant. Cette fonction a été choisie car c'est elle qui

à donné le coefficient de corrélation le plus élevé de 0.999. La distribution d'intensité $I(\theta)$ interpolée par l'équation de Pearson VII est :

$$I(\theta) = I_0 + A_c \frac{2\Gamma(m)\sqrt{2^{1/m}-1}}{\sqrt{\pi}w\Gamma(m-1/2)} \left[1 + 4\frac{2^{1/m}-1}{w^2}\theta^2 \right]^{-m} \quad (5)$$

où I_0 est l'offset, w la largeur à la moitié de l'amplitude maximale de la courbe, A_c est l'amplitude, m est le paramètre de forme et Γ est la fonction Gamma d'Euler ($\Gamma(m) = \int_0^\infty e^{-u}u^{m-1}du, m > 0$) du, $m > 0$.

La forme de cette fonction peut être facilement modifiée en adaptant son paramètre m . Avec $m = 1$, elle devient une fonction Lorentzienne et avec m infini, elle devient une fonction Gaussienne. Ces propriétés sont importantes pour faire les analyses avec différentes configurations d'émission.

Les mesures expérimentales sont faites initialement avec un module de proximité infrarouge avec une distribution d'intensité de la source qui a les paramètres suivants : $w = 0,10rad$, $A_c = 0,74W/sr$, $I_0 = 0,02W/sr$, $m = 1,39$ and $\theta_f = 18deg$. Le système a un seuil de détection (Fig. 3) fixé à $2,5 \times 10^{-4}W/m2$. On cherche à fixer les paramètres à une valeur donnant un champ de protection suffisant pour protéger la largeur des épaules avec une portée supérieure à 3m.

Les impulsions de courant dans les LED sont d'amplitude croissante et gérée par un microcontrôleur, elles varient entre 20mA et 1A. Dès qu'un obstacle est détecté les tirs cessent. Chaque puissance d'émission de la LED correspond à une géométrie de la zone de protection appelée portée. L'utilisateur choisit une portée correspondant à une puissance de référence du tir de la LED. On relève la puissance du dernier tir de la LED et on la compare à la puissance de référence. Si elle est inférieure, on signale l'obstacle, si elle est supérieure on signale le passage. Dans la suite on fera référence à des portées R1, R2,..., R5 où R5 est la plus faible.

Les obstacles typiques qui ont été disposés sont deux panneaux de 1m×2m construits pour l'expérience. Pour avoir une bonne identification de leur albédo, les panneaux ont été couverts de papier blanc diffusant (caractéristique Lambertienne d'albédo 0,99). Ces deux panneaux ont été utilisés pour former divers obstacles comme par exemple : un panneau latéral ou un passage étroit.

Zone de protection

Panneau latéral. L'intérêt est de connaître la zone de protection donnée par l'appareil pour l'utilisateur lorsque celui-ci s'approche vers un panneau vertical de 1m×2m. Pour caractériser le champ de perception, on fixe l'appareil sur un trépied et on déplace le panneau autour jusqu'à obtention du seuil.

L'appareil été fixé sur un tripode à une hauteur d'un mètre. Selon la Fig. 6, l'appareil pointe dans la direction z horizontale.

Le panneau, initialement placé à une distance z_0 hors de la portée de l'appareil est déplacé perpendiculairement vers l'axe z . Quand le seuil d'alerte (vibration) se déclenche les coordonnées x_0 et z_0 sont prisent. Plusieurs points ont été notés pour chaque distance z_0 entre 0,2m et 8m.

Les calculs théoriques sont faits pour cinq amplitudes d'émission (portées). Les résultats sont montrés dans la Fig. 7, en utilisant les paramètres suivants : $w = 0,1 \text{ rad}$, $I_0 = 0,02 \text{ W/sr}$, $\theta_f = 18 \text{ deg}$. Dans Fig. 8, A_c correspond à la portée R5 avec $m = 1,39$.

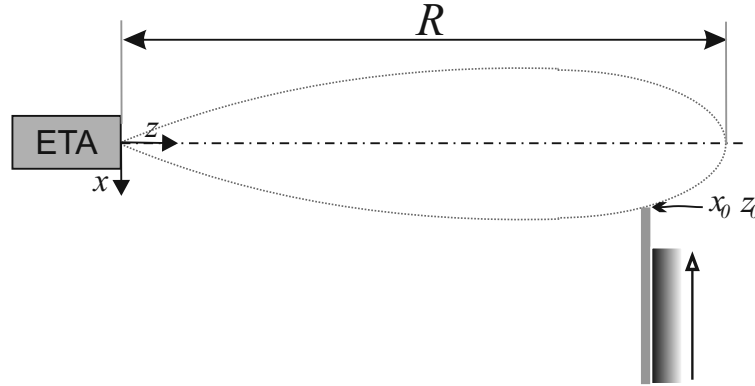


Figure 6. Schéma expérimental de mesure avec le panneau

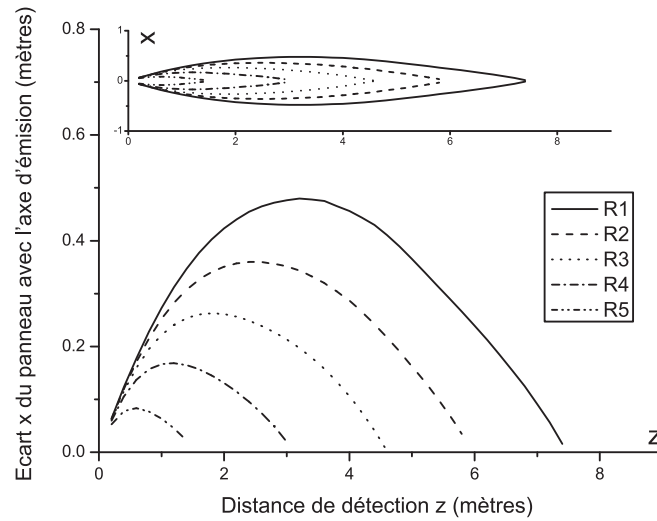


Figure 7. Champ de perception théorique du panneau latéral

Deux panneaux : modèle de passage étroit de porte. La distance de détection d'un passage étroit est mesurée pour chaque portée de l'appareil. On veut connaître quelle est la distance maximale de détection d'une porte ou une ouverture et quelle est l'ouverture d du passage détecté. Pour cela deux panneaux coplanaires ont été disposés et séparés d'une distance d qui simulent une porte ouverte. On fait varier l'écart d pour trouver la distance à laquelle le passage étroit est détecté. L'utilisateur commence à s'approcher sur l'axe de passage à partir de

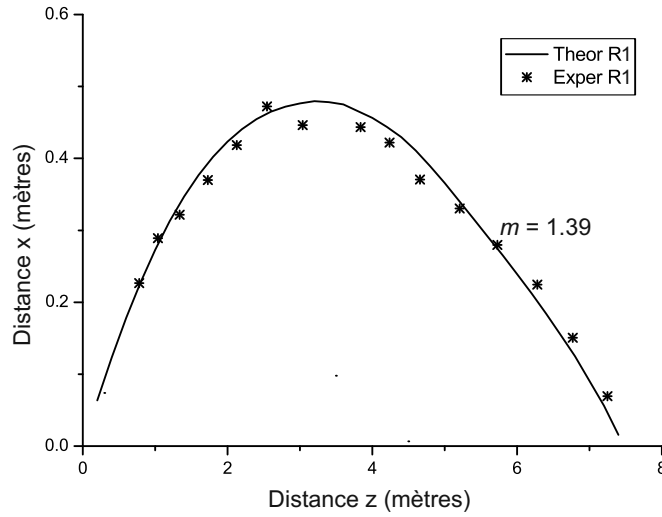


Figure 8. Comparaison des champs de perception expérimentaux et théoriques pour un panneau blanc de 1m×2m latéral

12m perpendiculairement aux panneaux. Lorsque le signal d'alerte est activé la prise en compte de la distance de l'endroit où celui-ci s'est produit est notée comme z_2 (Fig. 9). On continue à s'approcher jusqu'à ce que l'on atteigne le seuil d'extinction de la vibration. Ce deuxième point est noté, z_1 . Cette procédure est faite pour d compris entre 0,2m et 0,6m

Les calculs théoriques ont été faits pour cinq valeurs d'amplitudes d'émission et les résultats théoriques et expérimentaux sont montrés dans la Fig. 10 et Fig. 11. Les paramètres utilisés sont : $w = 0,1rad$, $I_0 = 0,02W/sr$, $\theta_f = 18deg$. Dans la Fig. 11 la valeur de A_c correspond à R3 avec $m = 1,39$.

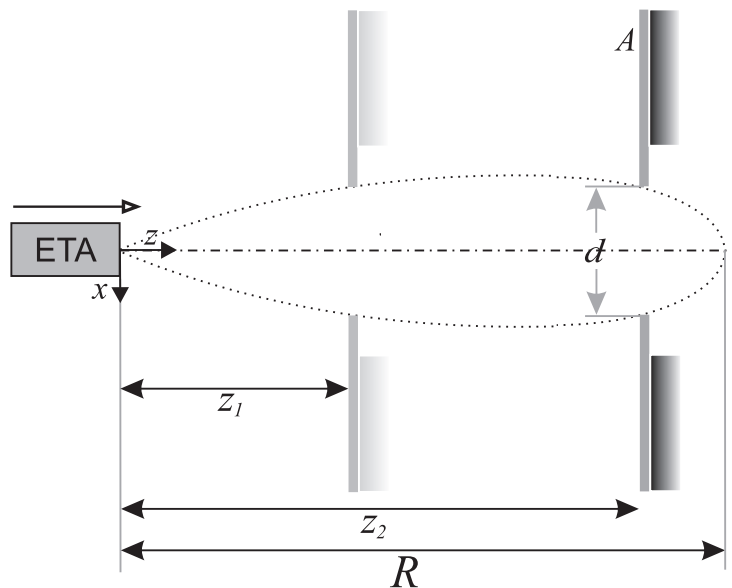


Figure 9. Schéma expérimental correspondant à une porte "ouverte"

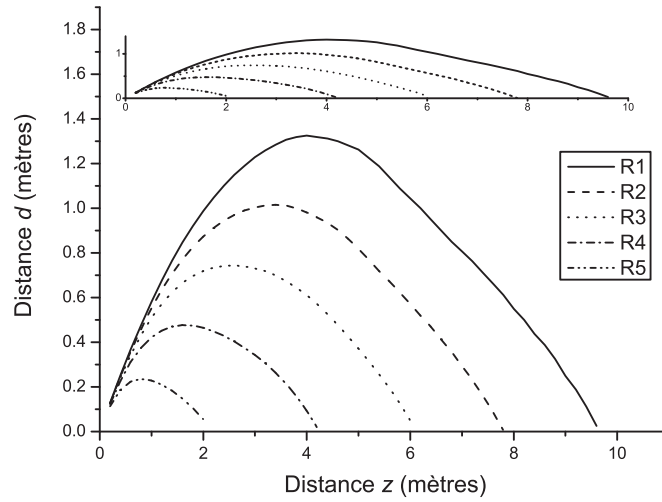


Figure 10. Champ de perception théorique du passage étroit en fonction de la puissance A_c de l'émetteur

Influence des différents paramètres du proximètre et de l'obstacle sur le champ de perception. Les paramètres importants pour la détermination du champ de perception sont d'après l'équation (4) : la largeur de la distribution d'intensité w , la puissance d'émission A_c , le paramètre de forme m , l'angle maximal d'émission de la LED limité par la coupure du diaphragme de sortie θ_f (que l'on appellera angle d'apodisation), l'albédo ρ de l'obstacle et ses dimensions.

Paramètres de la LED. Dans l'équation (4), le paramètre w permet de modifier la largeur sans changer la longueur, Fig. 12(a). L'amplitude A_c agrandit la longueur et la largeur, Fig. 12(b). L'angle d'apodisation permet de contrôler la largeur à courte distance sans modification appréciable de la longueur, Fig. 13(a). Finalement la largeur est réglée par le paramètre de forme, Fig. 13(b).

La forme de la zone de protection est modifiée en partie par des paramètres que nous pouvons contrôler : profil d'émission de la LED, largeur du diaphragme en face de la LED. Nous retenons les paramètres permettant de se rapprocher le plus possible du profil cylindrique. Les valeurs que nous avons retenues dépendent de l'appareil.

Influence de l'albédo et de la taille de l'obstacle. Les facteurs que nous ne contrôlons pas dans une situation réelle sont l'albédo et la forme de l'obstacle.

La détection de l'obstacle avec un albédo bas ($0,1 < \rho < 0,4$) a le même effet qu'une diminution de portée de l'appareil. L'obstacle est perçu à courte distance, cela n'affecte pas la fluidité de la marche de l'utilisateur, mais lui laisse moins de temps pour réagir. Cependant pour les poteaux noirs brillant anti stationnement l'anticipation est trop courte ($\rho < 0,1$). L'alerte de l'appareil anticipe à peine la canne qui doit prendre souvent le relais en entrant en contact avec le poteau.

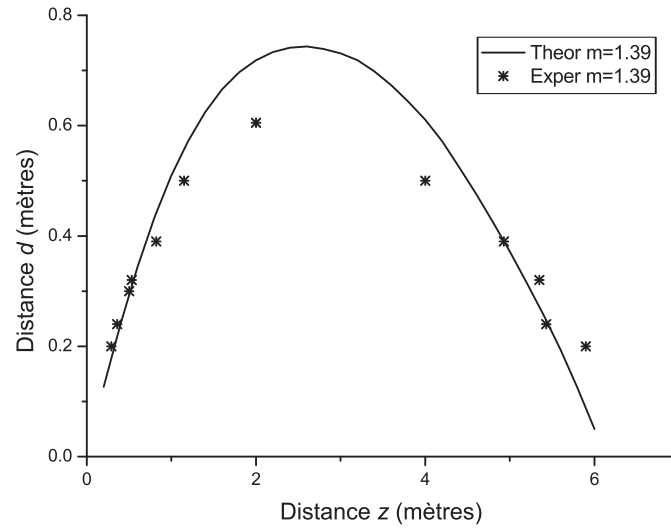


Figure 11. Champ de perception expérimental et théorique du passage étroit avec la portée R3

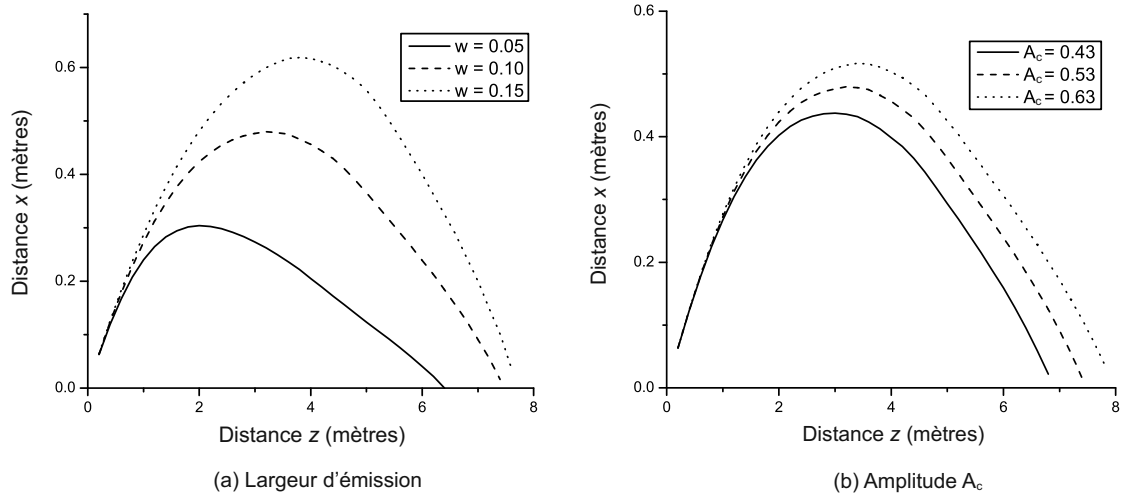


Figure 12. Dépendance des paramètres de la courbe de protection

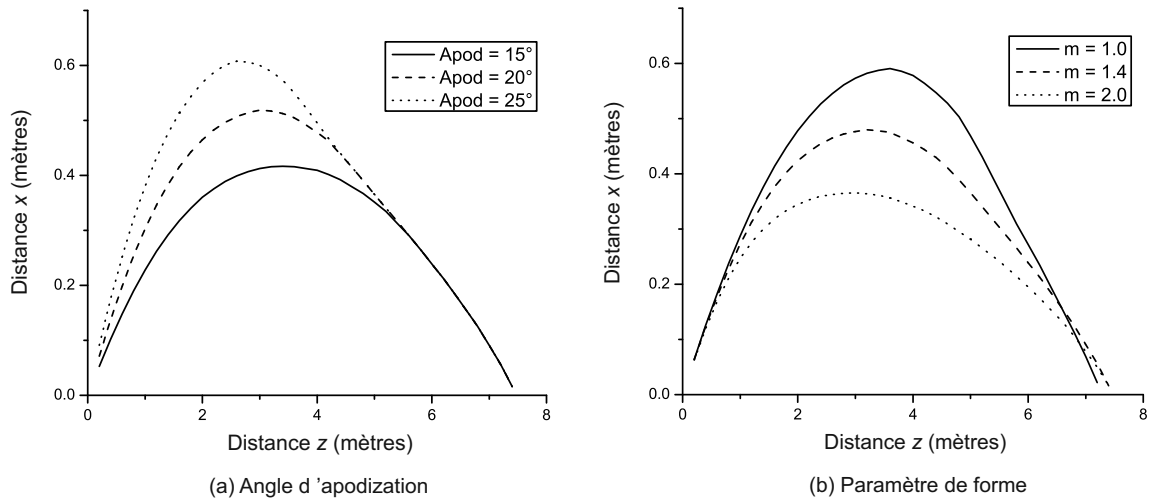


Figure 13. Dépendance du champ de perception en fonction des paramètres de la LED

Surfaces courantes. Les surfaces courantes sont parfois un mélange de surfaces peu et très coopératives. Les voitures vues de face ou vues de l'arrière ont leurs plaques d'immatriculation et phares très coopératifs, et des surfaces brillantes sous incidence inclinées furtives.

Dans un déplacement, on passe plus près des obstacles fins que des obstacles larges (on passe couramment près d'une personne ou d'un poteau, on frôle rarement un mur ou un camion). Cette propriété de l'appareil de détecter l'obstacle fin plus tard que l'obstacle large est probablement ce qui en fait un détecteur de passage libre permettant de reproduire assez bien la trajectoire du voyant en pratique.

La détection très tardive des poteaux noirs fins est le défaut majeur de cette technique. Les obstacles coopératifs sont moins gênants. Un arrière de voiture particulièrement coopératif soit obligera à réduire la portée pour trouver le passage dans le cas d'une voiture garée sur un trottoir étroit, soit obligera à corriger sa trajectoire longtemps à l'avance dans le cas d'une voiture isolée sur un passage large. Dans les deux cas la trajectoire prise n'est pas aberrante par rapport à l'option qui aurait été prise par un voyant.

4 Conclusion et appareils implémentés avec la proximétrie infrarouge

Ce travail a permis l'amélioration des capteurs infrarouges de détection d'obstacles : un calcul photométrique a été implémenté permettant de prédire et de modéliser la zone protégée par le capteur. Une zone de détection de forme quasi cylindrique a pu être obtenue, protégeant les épaules dès les distances courtes et ne s'évasant pas avec la distance.

La proximétrie infrarouge était initialement implantée dans le Tom Pouce I, sa nouvelle version a été implantée dans le Tom Pouce II. Un second capteur spécialisé pour l'intérieur a été également mis au point à partir de cette technique : le Minitact.

4.1 Le Tom pouce II

Le Tom-pouce I est un appareil fixé à la canne blanche qui utilise la proximétrie infrarouge. Il est utilisé par les non-voyants depuis 2000. Une nouvelle version le Tom Pouce II a été mise en circulation en 2010 incluant la configuration du capteur permettant un champ de perception "cylindrique". Il est fixé à la canne et contient un faisceau destiné à protéger la tête, le champ de perception du faisceau destiné à la hauteur est volontairement évasé contrairement au faisceau horizontal.

4.2 Le Minitact

Le Minitact est un appareil conçu pour les déplacements en intérieur, tenu à la main, afin de balayer l'environnement dans un plan horizontal. Il a un

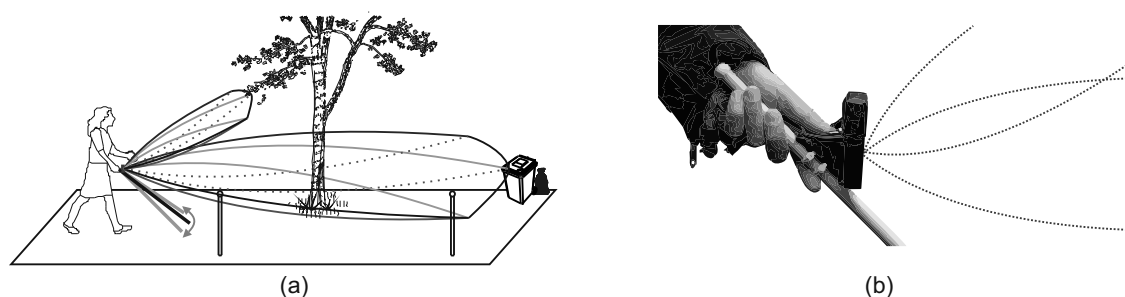


Figure 14. Le Tom Pouce II

seul faisceau orienté selon la longueur du boîtier. Le faisceau est conçu pour être moins large que celui du Tom Pouce II. L'appareil à quatre portées commutables de 0,5m, 2m, 4m et 6m. Cet appareil a été diffusé en petites quantités depuis 2007, tout en se mettant au point.

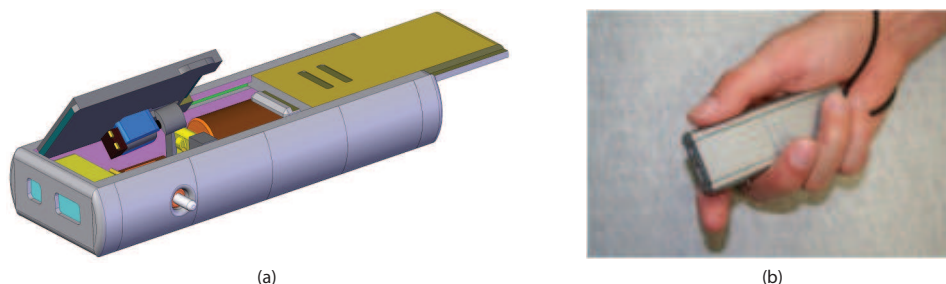


Figure 15. Minitact

Références

1. Wiener, B. B., Wiener, W. R. & Welsh, R. Foundations of orientation and mobility. AFB Press, New York, 2 ed. (1997)
2. Roentgen, U., Gelderblom, G., Soede, M. & de Witte, L. Inventory of Electronic Mobility Aids for Persons with Visual Impairments : A Literature Review. Journal of Visual Impairment & Blindness vol. 102, No. 11, 702 - 724, (2008)
3. Giudice, N.A., & Legge, G. E. Blind navigation and the role of technology. In A. Helal, M. Mokhtari & B. Abdulrazak (Eds.), John Wiley & Sons, Engineering handbook of smart technology for aging, disability, and independence pp. 479-500 (2008).
4. BAT; Bay Advanced Technologies, The Bat K-sonar. Ltd. <http://www.batforblind.co.nz/>.
5. Hanlon, M. UltraCane uses ultrasonic echoes to offer spatial awareness to the vision-impaired, Gizmag, <http://www.gizmag.com/go/3827/>
6. GDP Research Co. (n. d.). The Miniguide ultrasonic mobility aid, http://www.gdp-research.com.au/minig_1.htm

7. Takes Corporation, Owner's manual : Palmsonar PS231-7,
[http ://www.palmsonar.com/231-7/prod.htm](http://www.palmsonar.com/231-7/prod.htm)
8. RTB. (n. d.). The Ultra Body Guard. [http ://www.rtb-bl.de/en/produkte/ubg.php](http://www.rtb-bl.de/en/produkte/ubg.php).
9. PRIMPO, iSonic : State of the art electronic white cane,
[http ://www.primpo.com/eng/products/isonic.html](http://www.primpo.com/eng/products/isonic.html).
10. VISTAC, [http ://www.vistac.de/](http://www.vistac.de/)
11. Farcy, R., Leroux, R., Jucha, A., Damaschini, R., Grégoire, C., and Zogaghi, A. Electronic travel aids and electronic orientation aids for blind people : technical, rehabilitation and everyday life points of view, Conference & Workshop on Assistive Technologies for People with Vision & Hearing Impairments Technology for Inclusion, ed. M. A. Hersh, CVHI, (2006).
12. Penrod, W. M. and Simmons, T. J. Evaluation and comparison of the Hand Guide and the Miniguide, Closing the Gap : Resource Directory 2005, vol. 23 No. 6 (2005)

Dictionnaire Inversé : Langue des Signes Française – Français

Mohammed Zbakh

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 présente la classification des signes comme un défi difficile à relever [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 est de mettre en place un système capable de trouver les signes demandés par un utilisateur en se fondant sur une classification à base de distances dans un certain espace de représentation. 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 automatique - Dictionnaire inversé.

1 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. Bien qu'il y ait des solutions intermédiaires pour régler cette situation [3], 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 est à ces jours 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 classer 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 entendants 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 de séquences vidéo [4]. Dans un premier temps, nous appliquons notre système sur un sous ensemble de la base de données de 300 signes (300 vidéos indexés) pour assurer la validation de l'algorithme que nous avons choisi, et qui sera étendu par la suite à l'ensemble de la base.

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. Pour cela, nous sommes en train d'établir un arbre de décision pour classer les signes selon plusieurs critères (configuration, emplacement et mouvement) afin de réduire le champ de la recherche.

2 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 » [5]. C'est sur cette différence que nous avons élaboré notre recherche. En effet, il ne s'agit pas de décrire la LSF. Notre travail s'est limité à un accès sémantique au vocabulaire en français.

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.

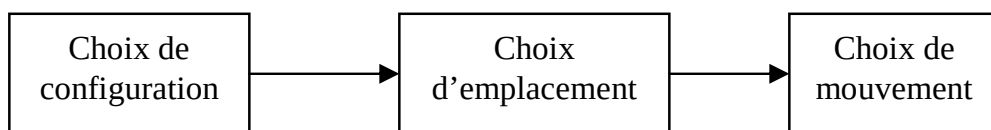


Fig. 1. Étapes de la recherche

2.1 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 [6]. C. Cuxac a compté 39 configurations de base [5] au lieu de 139 configurations citées par A. Braffort [7]. 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 expérimentales 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

2.2 Emplacement

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) [8]. 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 I.V.T [8]

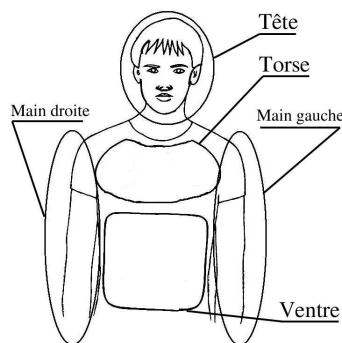


Fig. 4. Cinq emplacements de la main par rapport au corps (Plan vertical) [8]

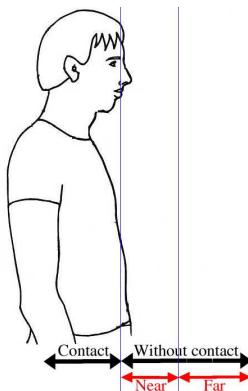


Fig. 5. Trois emplacements de la main par rapport au corps (Plan horizontal) [8]

2.3 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 standard 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 spirale avec rotation ou le mouvement en 'Z' avec Itération.

Table 1. Type de mouvements

Une main					
	Droite	Itération	Onde	Courbe	Rotation
Deux mains					
	Droite	Séparation	Union	Carré	Cercle

3 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.

4 Stratégie de recherche

Pour l'instant, notre étude se base sur des algorithmes de ressemblance entre les configurations, mais aussi entre les emplacements. Afin d'analyser et d'interpréter les distances entre les configurations, nous avons élaboré une matrice de confusion pour les configurations.

4.1 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)

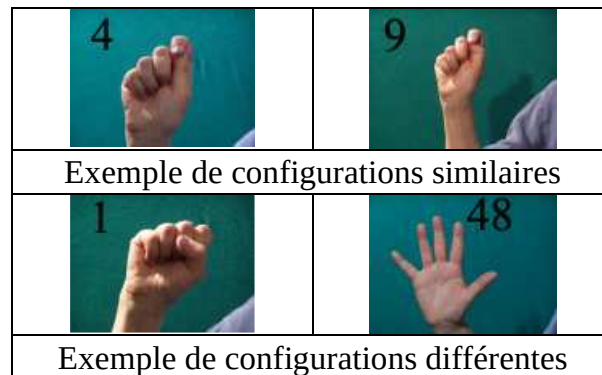


Fig. 6. Exemples de degré de similarité entre les configurations

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.

Le calcul d'une mesure de ressemblance est possible avec l'application de :

$$D = \sum P_c(C_{xk}C_{ik})/k_1 + P_e(E_{xk}E_{ik})/k_2 + P_m(M_{xk}M_{ik})/k_3$$

Avec :

$$K_i \leq 3$$

$C_{xk}C_{ik}$: Distance entre la configuration $k^{i\text{ème}}$ du signe cherché et la configuration $k^{i\text{ème}}$ du signe de référence.

$E_{xk}E_{ik}$: Distance entre l'emplacement $k^{i\text{ème}}$ du signe cherché et l'emplacement $k^{i\text{ème}}$ du signe de référence.

$M_{xk}M_{ik}$: Distance entre le mouvement $k^{i\text{ème}}$ du signe cherché et le mouvement $k^{i\text{ème}}$ du signe de référence.

P_c, P_e, P_m , sont des coefficients d'apprentissage.

La figure 8 montre un exemple de résultats de deux configurations concaténées (C1 + C2). Nous remarquons la diversité des résultats par rapport au choix sélectionné. La liste est un ensemble de signes où la similarité arrive à un pourcentage pouvons dépassé 75%. Cette valeur est calculée à la base de degrés de ressemblance entre les configurations/emplacements choisies par l'utilisateur et les configurations/emplacements sélectionnés dans la base de données.

		annee 95% camion 86% champagne 90% faire 90% nettoyer 78%
		ambulance 75%
		semaine 81%
		11 95% 1h 78% 1h duree 95% adresse 86% argent 95%
		petit pois 90%
		courir 84% deodorant 75% examen 92% marron 75% moto 84% papier 92%
		biere 95%

		a_bientot 87% cuillere 79% cuisiner 87% ecrire 87% en_forme 83% pecher 83%
		metz 76%
		couteau 77% portable_sourds 77%
		quand 75%
		20 77%
		concubinage 80%
		ami 77% orange 77%

Fig. 8. Exemple d'une liste des résultats obtenus pour le choix de deux configurations

Nous envisageons un protocole basé sur des algorithmes d'apprentissage exploitant les notions de la logique floue [9].

4.2 Système de classification automatique et d'apprentissage

Comme nous l'avons décrit, notre objectif est de réaliser un système robuste et en même temps flexible afin de réduire le champ des résultats. Pour cela, nous ajoutons le troisième critère de définition d'un signe qui est le mouvement de la main. Ce dernier donne à la Langue des Signes son caractère tridimensionnel spatial.

La figure 9 montre deux signes différents (pour designer les mots : TELEPHONE et JAUNE) mais qui ont presque la même présentation spatiale. Les trois critères du signe sont les mêmes (la configuration, l'emplacement et le mouvement). Pour distinguer les deux signes il faut faire appel au quatrième critère qui est l'orientation de la main [10]. Dans un premier temps, notre système affiche l'ensemble des résultats les plus proches du choix de l'utilisateur.

Configuration	Emplacement	Mouvement
		
		
TELEPHONE		JAUNE

Fig. 9. Comparaison de deux signes différents qui ont les mêmes critères

Nous travaillons sur deux types de signes : les signes à une main et les signes à deux mains. Les deux types sont divisés en deux branches : la première branche comporte les signes simples qui n'exercent pas un changement de configuration, la deuxième branche contient les signes où il y a un changement de configuration. Après cette étape, nous allons intégrer les mouvements de la main qui accompagnent le «signement» (Fig. 10).

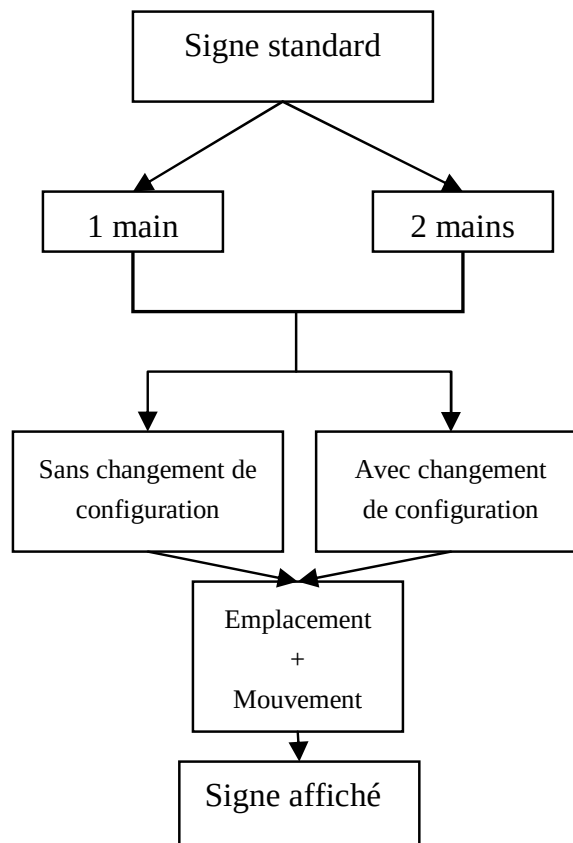


Fig. 10. Schéma de la procédure de recherche

5 Conclusion et perspectives

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 300 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.

Finalement le processus actuel composé de 3 axes (configuration, emplacement et mouvement) pourrait être modéliser en une seule (ou même) trois inférences chaînées (typiquement, inférences floues) [9].

Références

1. AZNAR, G.: Information d'une forme écrite de la langue des Signes Française. Thèse de l'université de Toulouse, 20 mars (2008).
2. Lefebvre-Albaret, F., Dalle, P. : Analyse de vidéos en langue des signes : méthodes et stratégie. ORASIS, Trégastel (2009).
3. Fusellier-Souza, I.: La création gestuelle des individus sourds isolés. De l'édification conceptuelle et linguistique à la sémiogenèse des langues des signes. AILE (Acquisition et Interaction en Langue Etrangère), n° 15. p. 61-96. Paris (2001).
4. http://www2.univ-paris8.fr/ingenierie-cognition/master-handi/etudiant/projets/site_lsf/dico_lsf/recherche.php
5. Cuxac C.: La Langue des Signes Française : les Voies de l'Iconicité. Faits de Langues Vol. 15-16, Paris, Ophrys (2000).
6. Boutoral L.: Vers un inventaire ordonné des configurations manuelles de la Langue des Signes Française. JEP, Dinard, 12-16 juin (2006).
7. Braffort A. : Reconnaissance et compréhension de gestes, application à la langue des signes. Thèse de doctorat en informatique, Université de Paris 11 – Orsay. (1996).
8. International Visual Theatre, La langue des signes 1, 2 et 3. Edition (1998).
9. Zadeh L.A.: The concept of a linguistic variable and its application to approximate reasoning – I. Information Sciences, vol. 8, no. 3, pp. 199-249, July (1975).
10. Filhol, M., Braffort, A.: Description lexicale des signes, intérêts linguistiques d'un modèle géométrique à dépendances, dans TAL vol. 48 n° 2, Modélisation et traitement des langues des signes, direction P. Dalle et C. Cuxac (2007).

Système de Navigation pour non-voyants et malvoyants

Jesus Zegarra¹, René Farcy¹

¹ Laboratoire Aimé Cotton, bat 505
91405 Orsay Cedex France

rene.farcy@lac.u-psud.fr, jesus.zegarra-flores@u-psud.fr

Résumé. *Les GPS actuels présentent quelques limitations. Par exemple, ils ne sont pas capables de donner une information instantanée de direction quand l'utilisateur est arrêté. La mesure de la direction instantanée n'est pas fiable en milieu urbain à faible vitesse (moins de 15 km/h). Ces problèmes ne sont pas gênants pour un utilisateur voyant qui peut recalculer sa direction grâce à la visualisation de la carte affichée sur l'écran de son dispositif. Les déficients visuels, en situation de déplacements, sont beaucoup plus exposés à faire des changements de direction sans s'en rendre compte. La non-connaissance de la direction instantanée peut faire perdre beaucoup de temps, en effet la personne devra faire plusieurs dizaines de mètres pour que le GPS par un suivi de la trajectoire se rende compte de l'erreur de direction. Les instructions et indications d'orientation sont vocalisées ; par exemple, elles peuvent être « tourner à droite ou tourner à gauche » ou bien « une heure, deux heures ou trois heures par rapport à l'axe transversal du corps ». Si cet axe n'est pas connu de manière instantanée et fiable les indications fournies seront incorrectes dès le moindre écart par rapport à la trajectoire prévue. L'objectif de ce projet est le développement d'un système à base de centrale inertielle et de boussole couplée à un téléphone portable permettant de remédier à ces défauts. Une extension du positionnement en milieu intérieur est également proposée. Les premiers essais avec des mal-voyants et non-voyants sont très encourageants.*

Mots-Clefs: GPS, déficient visuel, centrale inertielle.

1 Introduction

Selon les statistiques effectuées en 2000, il y a environ cinquante millions de non-voyants dans le monde et cent trente-cinq millions de malvoyants [1].

Les statistiques INSEE de 2008 répertorient en France soixante-cinq milles non-voyants et un million deux cent milles mal -voyants [1].

Il existe cinq catégories de déficience visuelle : Dans la première catégorie se trouvent les malvoyants légers avec une acuité visuelle corrigée binoculaire inférieure à 3/10 et supérieure ou égale 1/10 avec un champ visuel d'au moins 20 degrés. Dans la deuxième catégorie se trouvent les malvoyants moyens, ils

ont une acuité visuelle corrigée binoculaire inférieure à 1/10 et supérieure ou égale à 1/20. Les malvoyants profonds sont dans la troisième catégorie avec une acuité visuelle inférieure à 1/20 et supérieure ou égale à 1/50 ou champ visuel inférieur à 10 degrés mais supérieur à 5 degrés. Les non-voyants se trouvent dans les catégories quatre et cinq. Les déficients visuels avec une acuité visuelle inférieure à 1/50 mais une perception lumineuse préservée ou un champ visuel inférieur à 5 degrés se trouvent dans la catégorie quatre. Finalement, dans la catégorie cinq on trouve la cécité absolue et l'absence de perception lumineuse [2].

Suivre une instruction en locomotion, être capable de maintenir sa sécurité en milieu urbain inconnu sont des éléments nécessaires pour acquérir une autonomie de déplacement avec un fort déficit visuel.

Un système de guidage en lieu inconnu, totalement non visuel, est particulièrement important pour les déficients visuels qui n'ont accès ni aux cartes, ni au nom des rues. Un tel système peut donner selon la méthode des randonneurs des instructions vocalisées « *une heure, deux heures ou trois heures par rapport à l'axe transversal du corps* », ou bien s'appuyer sur une cartographie pour signaler de tourner à droite ou à gauche. Les GPS actuels ne peuvent pas donner un cap instantané quand les utilisateurs se trouvent à l'arrêt. Si leur vitesse de déplacement est inférieure à 15 km/heure au milieu urbain, la fiabilité du cap instantané se dégrade.

Notre objectif est dans un premier temps de comparer la fiabilité des caps donnés par la boussole électronique implémentée couplée à la centrale inertielle et le cap GPS donné par le téléphone portable. Quatre prototypes de centrale inertielle avec boussole ont été réalisés au sein du laboratoire à partir de composants discrets. Cela a permis de faire des trajets urbains tests mixtes bus, piéton de plusieurs kilomètres avec succès par des déficients visuels de catégorie 3 à 5 dans des situations où le cap fourni par le signal GPS est déficient.

Le même dispositif nous a servi à faire des essais pour prolonger le positionnement de l'utilisateur jusqu'à une centaine de mètres à l'intérieur d'un bâtiment pour être capable de le rediriger vers la sortie. Différentes études ont été réalisées pour faire un système de navigation pedestre [3], [4], [5], [6].

L'interface sur le PDA, avec système d'exploitation Windows Mobile, a été développée sur l'écran tactile. Cela permet de tester l'ensemble du projet et son mode d'utilisation.

2 Dessin du système

Le système a deux parties : Le développement sur l'Interface en PDA et la centrale inertielle avec la boussole numérique 3 axes. La figure 1 qui suit montre le diagramme avec les différents capteurs utilisés (boussole numérique 3 axes, gyroscope 1 axe, accéléromètre 3 axes et capteur de température). La communication entre la centrale inertielle et le PDA est par Bluetooth.

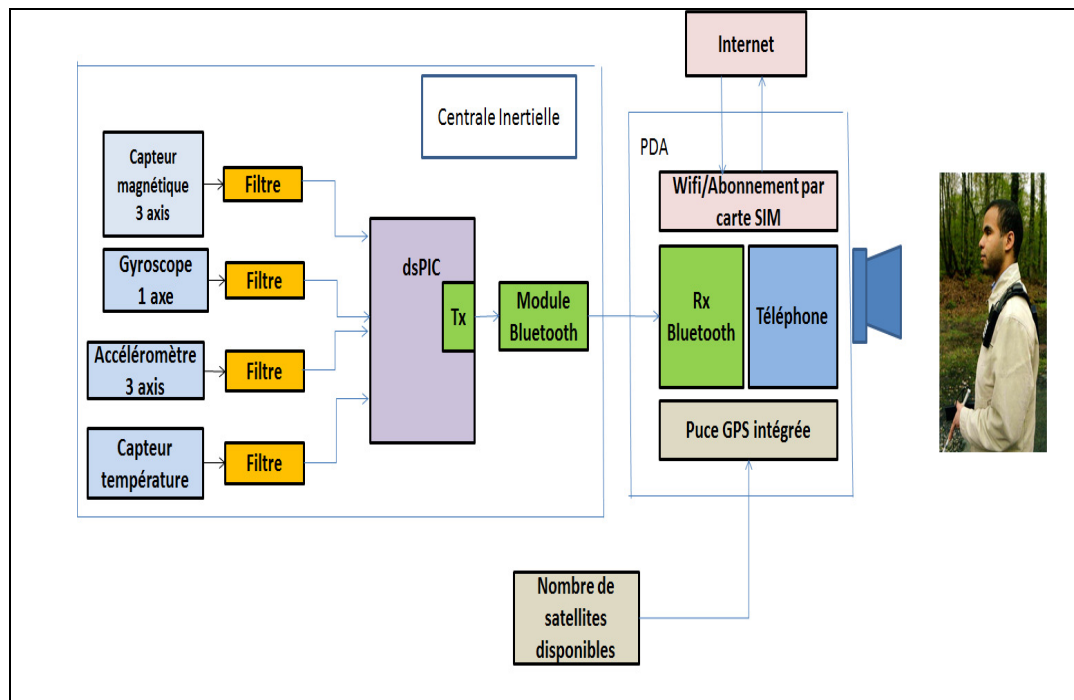


Fig 1 Diagramme de centrale inertielle et PDA

2.1 Centrale Inertielle et boussole :

Une boussole numérique 3 axes à technologie magnéto-résistive est utilisée. La calibration initiale effectuée est faite pour une utilisation sur le côté droit de la ceinture de la personne.

L'algorithme programmé dans le processeur (dsPIC) permet de donner un cap avec une fiabilité de ± 10 degrés dans les champs très perturbés en effectuant une fusion de données avec le gyroscope.

La figure 2 montre l'utilisation de l'appareil. La personne utilise sa main droite pour faire la demande des instructions vocalisées, la centrale est placée sur le côté droit de la ceinture.



Fig 2 Utilisation de l'appareil dans un trajet de randonneur

2.2 Application sur PDA

Avantages de l'utilisation du PDA (Personal Digital Assistance) :

- Interface écran tactile.
- Grande capacité d stockage d'information (jusqu'à 8Gb dans les PDAs actuels) et possibilité d'expansion avec des cartes.
- Connexion à Internet
- Communication Wi-Fi et Bluetooth
- GPS intégré
- Utilisation du Windows Mobile 6.0
- Programmation à base de C sharp

Le programme récupère les données NMEA du GPS. Les données NMEA sont interprétées pour donner les coordonnées GPS de latitude et longitude. L'utilisation du GPS assisté (GPS-A) permettra de donner les coordonnées quelques secondes après d'allumage de l'appareil. Les éphémérides pour la connexion du GPS sont téléchargées directement sur Internet et ils ont une durée de validité habituelle de 7 jours. Une fois les coordonnées GPS obtenues, chaque fois que l'utilisateur fait la demande à son point relai ou de destination, le dispositif donne la distance obtenue avec les coordonnées GPS du NMEA et le cap de la destination par rapport à l'orientation du corps.

L'Interface est un clavier numérique à 12 touches sur l'écran tactile.

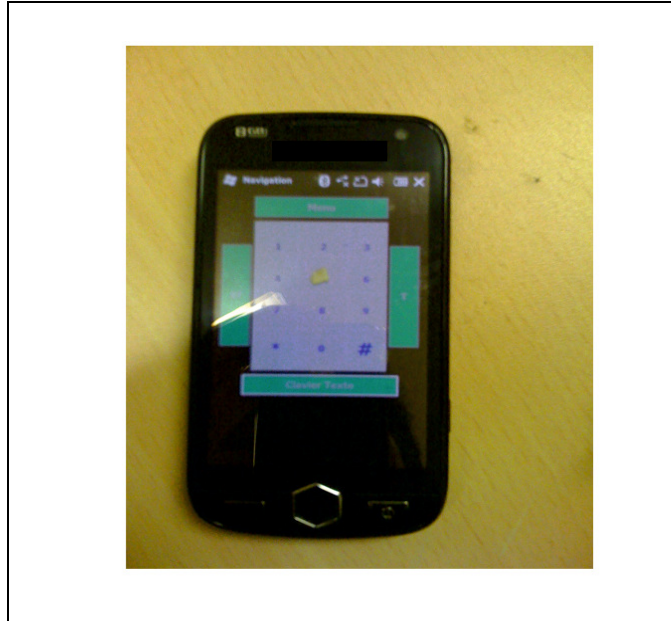


Fig 3 Clavier à 12 touches sur l'écran

Par combinaison de différentes touches du clavier, l'utilisateur peut accéder à différentes fonctions comme celle d'horloge, de niveau du batterie du téléphone, de niveau de batterie de la centrale inertielle et l'enregistrement des coordonnées GPS.

La fonction **clavier texte sur écran tactile** permettre à l'utilisateur d'écrire l'adresse et la ville de son position de destination. Avec l'information, le programme cherche sur Internet les coordonnées GPS de cette adresse en utilisant le site web (<http://geotact.ouvaton.org/simple.php>) créé pour notre collègue Nicolas Graner.

3. Méthodologie de l'expérimentation

Une petite application est développée pour stocker le cap donné par la boussole et aussi celui du GPS. Un trajet sur le 14^{ème} arrondissement dans Paris est choisi. La Figure 4 montre le trajet (ligne rouge). Le but de cette expérience est de montrer un exemple comparatif de fiabilité des deux caps quand ils se trouvent au milieu urbain. La vitesse du déplacement effectué est de 1.3 m/s. Le trajet commence à la sortie du métro Porte d'Orléans et le point de destination est l'entrée de la station de RER Denfert Rochereau.



Fig 4. Trajet à l'extérieur

Dans le trajet, on relève les paramètres suivants : distance en mètres entre les différents points du trajet relevée sur la cartographie et fournie par le GPS ; cap par rapport au nord provenant de la cartographie, de la boussole et du GPS.

Le deuxième test est effectué dans le bâtiment 503 de l'Université PARIS XI. Le trajet a été effectué au Rez de Chaussée (RDC) dans un bâtiment qui

a deux sous-sols et 3 étages. L'expérience consiste à tester la fiabilité du cap et de la mesure de la distance par la centrale inertielle afin de faire une auto cartographie des intérieurs pour permettre à l'utilisateur de retrouver la sortie (porte d'entrée). Le trajet réalisé est montré sur la Figure 5 (ligne rouge).



Fig 5 Trajet à l'intérieur du bâtiment 503

On relève les paramètres suivants pour différentes positions de la personne : cap au point de sortie (qui est la porte d'entrée) mesuré dans le plan du bâtiment ; cap fourni par le dispositif ; distance à vol de oiseau à la sortie mesuré sur le plan et distance a vol de oiseau à la sortie fournie par l'appareil.

4. Résultats

La Table 1 montre la distance en mètres qui a été calculée par le logiciel de cartographie Google Earth puis la distance calculée par le GPS. Ensuite, le cap par rapport au nord obtenu par la cartographie est comparé à celui de la boussole ainsi qu'à celui du GPS à différentes vitesses.

TABLE I : Trajet extérieur

TRAJET	<u>Distance</u> <u>sur la</u> <u>carte</u> <u>(m)</u>	<u>Distance</u> <u>fournie</u> <u>par le</u> <u>GPS</u> <u>(m)</u>	<u>Cap</u> <u>cartographie</u> <u>(°)</u>	<u>Cap</u> <u>boussole</u> <u>(°)</u>	<u>Cap de</u> <u>GPS</u> <u>(4,7</u> <u>km/heure)</u>	<u>Cap de</u> <u>GPS (3,6</u> <u>km/heure)</u>
P2-P1	431	450	291	280	287	330
P3-P2	148	155	56	65	91	43
P4-P3	182	200	109	110	124	100
P5-P4	258	269	21	25	0	0
P6-P5	213	230	50	55	50	25
P7-P6	416	434	27	30	60	55
P8-P7	195	208	32	30	50	25
P9-P8	138	131	108	100	110	140
Erreur Moyenne				5,375°	16°	21,75°
Erreur max				11°	35°	39°

La TABLE II, montre la distance en mètres calculé avec la centrale inertielle et la direction au point de départ. Cette expérience montre l'information dont dispose l'utilisateur pour retourner jusqu'à son point de départ en utilisant la centrale inertielle et la boussole. Le trajet fait plus de 200 mètres aller-retour.

TABLE II : Trajet Intérieur

Position	Distance fournit par dispositif(m)	Distance avec télémètre(m)	Angle à la sortie fournit par dispositif (°)	Angle réel
P1	23	23	174	180
P2	25	23,6	26	32
P3	31	29	208	193
P4	26	28	282	270
P5	57	63	182	180
P6	70	72	113	120
P7	50	63	289	270
P8	20	23	20	5
Erreur moyenne	3,675		10,25	
Erreur max	13		19	

5. Conclusions et Travail Futur

Les résultats de la table I montrent que le cap donné par la boussole implémentée est plus fiable en milieu urbain que celui du signal du GPS perturbé par les echos sur les grands bâtiments ou les arbres. On observe une déviation du 30 degrés dans certains cas gênante pour le guidage. Dans certaines rues très encaissées, l'erreur peut atteindre les 180°.

Les premiers résultats sur l'utilisation de la centrale inertielle en intérieur sont très encourageants. Le dispositif est capable de faire retourner l'utilisateur au point de départ quand il se trouve à plus d'une cinquantaine de mètres de profondeur dans le bâtiment. On peut observer une erreur d'environ 5 mètres sur l'ensemble du trajet.

Les axes d'amélioration pour le travail futur sont les suivants : permettre de garder un positionnement correct en intérieur sur de plus grandes distances, coupler les télémètres laser des cannes blanches électroniques avec le dispositif afin de permettre une auto cartographie robuste des intérieurs.

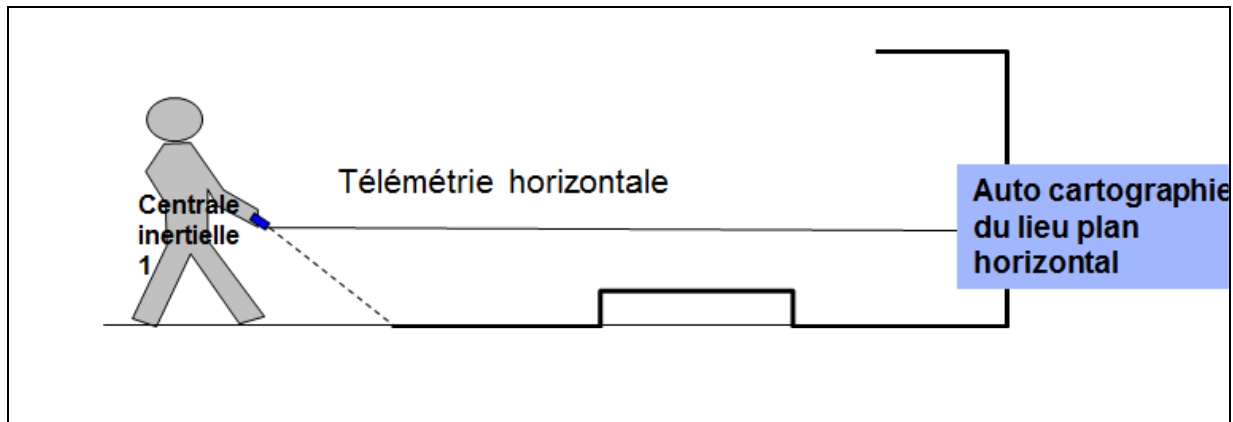


Fig 6 Couplage Télémètre laser avec centrale Inertielle.

6. Bibliographie

1. Association Valentin Haüy: Cécité, malvoyance: les données. http://www.avh.asso.fr/rubriques/association/cecite_malvoyance.php (2011)
2. Territoire et prise en compte du handicap : Les déficiences visuelles. <http://www.univ-nancy2.fr/VIDEOSCOP/DL7/lecon2/lecon2f.htm#part2>
3. Ladetto, Q., Merminod, B.: An alternative approach to vision techniques: pedestrian navigation system based on digital magnetic compass and gyroscope integration. In: *6th World Multiconference on Systemics, Cybernetics and Information, Orlando, USA, (2002)*
4. Ran, L., Helal, S., Moore, S.: An Integrated Indoor/Outdoor Blind Navigation System and Service. In: *Second IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications (PerCom'04) (2004)*.
5. Lee, S., Mase, K.: Recognition of Walking Behaviors for pedestrian Navigation In: *Control Applications, 2001. (CCA '01). Proceedings of the 2001 IEEE International Conference (2001)*
6. Moix, S., Steiner, C., Ladetto, Q., Merminod B. Capteurs et analyse de signaux pour la navigation pédestre In *Journal Géodésie/ Mesuration (2002)*

Index des auteurs

A

Arab, Farah 21
Archambault, Dominique 45
Aubert, Dominique 33

B

Bernard, Jean-Baptiste 1

C

Castet, Eric 1
Cid, Mariano 11

D

Deschamps, Loïc 33

F

Fajardo-Flores, Silvia 45
Farcy, René 79, 103

L

Leishman, Frédéric 57
Lenay, Charles 33

M

Mascret, Bruno 69
Montagnini, Anna 1
Moscoso del Prado, Fermin 1

P

Pigot, Hélène 21

R

Rabardel, Pierre 21
Rovira, Katia 33

S

Sauret, Christophe 11
Stewart, John 33

V

Vaslin, Philippe 11
Villanueva, Joselin 79

Z

Zbakh, Mohammed 93
Zegarra, Jesus 103



**Institut Fédératif de Recherche
sur les Aides Techniques
pour les personnes Handicapées**

Association loi 1901
N° de parution : 20080045, JO 11 nov. 2008
Id. WALDEC : W931006165
SIRET : 519 490 130 00019, Code APE 9499Z
IBAN FR76 4255 9000 6141 0200 1298 517

<http://ifrath.fr>