

10e conférence de l'IFRATH sur les technologies d'assistance

Paris, 13-15 juin 2018

Recherches pluridisciplinaires pour l'autonomie des personnes en situation de handicap

G. Bourhis
M. Slimane
Eds.

Partenaires de l'organisation

IFRATH

UNIVERSITÉ PARIS 8

LCOMS

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Université de Lille

Laboratoire THIM

HANOI MASTER

Salon autonomic Paris

Sponsors de la conférence

LCOMS

UNIVERSITÉ PARIS 8

îledeFrance

MAIF

assureur militant

UCBL Lyon 1

CNSA
Caisse nationale de solidarité pour l'autonomie

POLYTECH TOURS

université de TOURS

THALES

Association TACO



Handicap 2018
Recherches pluridisciplinaires pour l'autonomie
des personnes en situation de handicap
Copyright IFRATH juin 2018, Paris
www.ifrath.fr

ISBN 978-2-9536899-8-3

Le mot du président

L'IFRATH est une société savante qui célèbre en 2018 sa vingtième année d'existence et qui reste très active. La dynamique de l'IFRATH ne s'est jamais démentie depuis sa création, notamment au travers de l'engagement de ses présidents successifs – *Alain Pruski*, *Philippe Gorce*, *Christian Berger-Vachon*, *Jaime Lopez-Krahe*, des membres des instances de l'IFRATH, mais aussi grâce aux adhérents et partenaires qui nous ont accompagnés jusqu'à ce jour.

En rassemblant des chercheurs, des utilisateurs et des industriels, qui abondent tous dans le même sens pour mettre en commun leurs compétences et leur savoir-faire, elle permet de promouvoir l'apport de solutions technologiques pour l'aide aux personnes en situation de handicap.

L'IFRATH organise également des réunions thématiques trimestrielles qui permettent à de nombreuses personnes concernées de se retrouver, échanger, faire avancer la recherche et favoriser le transfert des technologies afin d'améliorer la qualité de vie et d'accroitre l'autonomie des personnes en situation de handicap.

Les années impaires, elle soutient et participe à la mise en place du colloque JCJC (Jeunes Chercheurs, Jeunes Chercheuses), sans oublier de promouvoir les travaux de jeunes chercheurs, chaque année, par l'attribution d'un prix de thèse de 3000€.

Le travail mené lors de ces rencontres et nombreux échanges, permet à l'IFRATH d'organiser, les années paires, la conférence Handicap au cours de laquelle s'expriment des intervenants issus d'horizons disciplinaires variés (STIC, Sciences Sociales, Ingénierie...).

Dans ce sens, Handicap 2018, avec une participation qui s'annonce très forte, se présente sous les meilleurs auspices dans un climat convivial, propice à l'expression d'une volonté commune au service de la personne en situation de handicap.

Nous remercions l'ensemble des structures qui nous soutiennent et nous motivent pour aller plus loin dans nos actions.

Nos remerciements s'adressent également à tous les membres du Comité Scientifique, du Comité d'Organisation et des conférenciers invités.

Bienvenue à l'ensemble des participants. Que cette édition de la conférence Handicap 2018 vous permette de profiter pleinement de moments d'échanges agréables et fructueux.

Mohamed Slimane
Président de l'IFRATH

Préface du Comité Scientifique

Comme lors des éditions précédentes, la conférence Handicap 2018 est un lieu d'échanges interdisciplinaires sur la compensation des situations de handicap. Toutes les dimensions du handicap, incluant les aspects technologiques, mais aussi physiologiques, psychologiques et sociologiques y seront abordées. Ainsi, depuis les phases d'analyse jusqu'aux évaluations des dispositifs et de leurs usages, en passant par la modélisation et la conception, nous espérons que les échanges seront fructueux.

De façon plus générale, l'ambition de la conférence Handicap est de se positionner comme la référence des conférences francophones de ce secteur et de conforter ainsi son rôle fédérateur. La conférence Handicap, avec le soutien de la communauté scientifique qui l'anime, a le souci constant de faire converger toutes les recherches dans l'intérêt des utilisateurs finaux, de leurs proches et des professionnels du secteur. La 10ème édition s'ouvrira dans la continuité des précédentes avec 29 présentations orales ou Posters en plus de la session Auton – CNRS sur une demi-journée, couvrant tous les champs disciplinaires déjà cités, mais aussi l'ensemble des déficiences (sensorielles, motrices et cognitives). Nous aurons aussi l'honneur et le plaisir d'accueillir quatre invités prestigieux, dont la lauréate du prix de thèse Ifrath – Kaelis de l'année précédente, qui symbolisent l'interface entre sciences humaines et technologiques, mais aussi entre recherche et innovation.

Il faut aussi souligner l'engagement des membres du comité scientifique dans le processus d'évaluation des propositions de communication, ainsi que celui des évaluateurs externes. Nous remercions tous les acteurs ayant œuvré à la réussite de cette édition Handicap 2018.

Pour conclure je souhaite à tous les participants des échanges scientifiques riches et passionnants. Je souhaite que ce soit aussi l'occasion de nombreux départs de collaboration comme cela a pu être le cas pour nombre d'entre nous. Bonne conférence à toutes et tous !

Mohamed Slimane
Président du Comité Scientifique de Handicap 2018

Préface du Comité d'Organisation

Handicap 2018 est la 10^{e} édition de la conférence bisannuelle de l'IFRATH. Son ambition, inchangée depuis 2000, est de réunir les acteurs francophones de la recherche et l'innovation dans le domaine des technologies d'assistance aux personnes en situation de handicap. Le caractère fortement pluridisciplinaire de cette problématique se reflète dans la diversité des communications présentées pendant les trois journées du colloque tant dans les situations de handicap abordées (rééducation pour personnes avec troubles DYS, aide à la conduite de fauteuils électriques, interfaces cerveau-ordinateur, accessibilité informatique pour personnes malvoyantes, etc.), que dans les spécialités scientifiques des participants (informatique, automatique, biomécanique, linguistique, sciences cognitives, etc.).

Malgré certains aléas indépendants de notre volonté (une grève de train pendant la conférence tend à devenir un thème récurrent !) mais avec un ballon rond qui s'est suffisamment éloigné vers l'est pour ne plus perturber notre programme de gala, Handicap 2018 promet à nouveau d'être une réussite. Après un processus de sélection rigoureux nous avons en effet retenu 29 communications pour présentation orale ou sous forme de poster. De plus, pour la deuxième fois après Handicap 2014, une après-midi a été réservée au CNRS pour une présentation de travaux développés dans le cadre du « Défi AUTON » aux thématiques similaires aux nôtres.

Comme de coutume, nous aurons également le plaisir d'accueillir des conférenciers invités, que je remercie vivement pour avoir répondu positivement à notre sollicitation. Eric Molinié puis Alain Pruski, en introduction, nous présenteront les évolutions du domaine des technologies d'assistance depuis la première édition du colloque en 2000. Camille Jeunet, prix de thèse 2016 de l'IFRATH, nous parlera ensuite des interfaces cerveau-ordinateur pour la rééducation post-AVC. Le dernier jour de la conférence David Cohen exposera sur le thème de l'autisme, la robotique et les jeux sérieux.

Enfin je voudrais chaleureusement remercier toutes les personnes, elles sont nombreuses, qui ont œuvré pour la réussite de cette conférence en tant que membres du comité d'organisation, du comité scientifique ou du conseil d'administration de l'IFRATH. Les années passent mais l'investissement et la motivation des membres de l'association sont toujours au rendez-vous ! Merci également à nos partenaires institutionnels, industriels ou associatifs qui nous font l'honneur de nous soutenir : la CNSA, le groupe Thales, la région Île de France, la MAIF, le laboratoire LCOMS, les universités de Lyon 1, Tours et Paris 8, l'association TACO, sans oublier l'INJS qui nous accueille trois fois par an pour nos séminaires thématiques.

Pour conclure, au nom du Comité d'Organisation de Handicap 2018 et au nom de l'IFRATH, je souhaite à toutes et à tous une excellente conférence riche en débats, en connaissances échangées et en convivialité !

Guy Bourhis
Président du Comité d'Organisation de Handicap 2018

Comités

Comité scientifique

Président :
Président : Mohamed Slimane [CE] (Université de Tours)

Membres :
Farah Arab (CHArt-THIM – Université Paris 8)
Dominique Archambault (CHArt-THIM – Université Paris 8)
Christian Berger-Vachon [CE] (Université Lyon 1)
Jean-Baptiste Bernard (ISIMA – Université de Marseille)
Giuseppe Boccignone (Dipartimento di Informatica – Università di Milano, Italie)
Stéphanie Borel (Groupe Hospitalier Pitié-Salpêtrière)
Guy Bourhis [CE] (LCOMS – Université de Lorraine)
Frédéric Bousefsaf (LCOMS – Université de Lorraine)
François Cabestaing [CE] (University Lille 1, Sciences and Technologies)
Laurence Cheze (Université Lyon 1)
Etienne Colle [CE] (IBISC – University of Evry)
Donatello Conte (LIFAT – Université de Tours)
Fatima Debbat (Université de Mascara, Algérie)
Jacques Duchêne (Université de technologie de Troyes)
Jerome Dupire (CEDRIC – CNAM)
Benoît Encelle [CE] (LIRIS – Université de Lyon 1)
Jan Engelen (Katholieke Universiteit Leuven)
Pierre Gaucher [CE] (LIFAT – Université de Tours)
Karine Gros [CE] (Université Paris Est Créteil)
Olivier Habert (LCOMS – Université de Lorraine)
Zehira Haddad (Université de Vincennes – Paris 8)
Odile Horn (LCOMS – Université de Lorraine)
Céline Jost [CE] (CHArt-THIM – Université Paris 8)
Christophe Jouffrais [CE] (IRIT – Université de Toulouse)
Veronique Lespinet (IMS – Institut Polytechnique de Bordeaux)
Jacqueline Leybaert (Université Libre de Bruxelles)
Jaime Lopez-Krahe [CE] (CHArt-THIM – Université Paris 8)
Vincent Meyer (I3M – Université de Nice Sophia Antipolis)
Alain Mille (LIRIS – Université Lyon 1)
Julie Micheau (CNSA)
Eric Monacelli (LISV – Université Versailles Saint Quentin en Yvelines)
Nicolas Monmarché (LIFAT – Université de Tours)
Yann Morère (Université de Lorraine)

Norbert Noury (INSA Lyon)
Bernard Oriola (IRIT – Université de Toulouse)
Laurence Paire-Ficout (IFSTTAR)
Pierre Pino (LCOMS – Université de Lorraine)
Antonio Pinti [CE] (I3MTO – Université d'Orléans)
Edwige Pissaloux (Université de Rouen)
Alain Pruski [CE] (LCOMS – Université de Lorraine)
Philippe Pudlo (LAMIH – Université de Valenciennes)
Mathieu Raynal (IRIT – University of Toulouse)
Anne-Sophie Rigaud (CMRR – Assistance Publique-Hôpitaux de Paris)
Jack Sagot (CHArt-THIM – Université Paris 8)
Anne-Catherine Scherlen (Essilor)
Karim Sehaba [CE] (LIRIS – Université Lumière Lyon 2)
Mathieu Simonnet (LabSTICC)
Mohamed Slimane [CE] (LIFAT – Université de Tours)
Guillaume Thomann [CE] (Grenoble INP)
Isis Truck [CE] (CHArt-THIM – Université Paris 8)
Gérard Uzan [CE] (CHArt-THIM – Université Paris 8)
Julien Veytizou (LCOMS – Université de Lorraine)

Comité d'organisation

Président :
Guy Bourhis [CE] (Université de Lorraine)

Membres :
Farah Arab (Université Paris 8)
Christian Berger-Vachon [CE] (Université de Lyon 1)
Johana Bodard (Université Paris 8)
François Cabestaing [CE] (Université de Lille 1)
Céline Jost (Université Paris 8)
Isis Truck [CE] (Université Paris 8)
Régis Grasse (Université de Lorraine)
Karine Gros [CE] (UPEC)
Olivier Habert (Université de Lorraine)
Odile Horn (Université de Lorraine)
Etienne Losson (Université de Lorraine)
Yann Morère (Université de Lorraine)
Pierre Pino (Université de Lorraine)
Gérard Uzan [CE] (Université Paris 8)
Maryam Siadat (Université de Lorraine)

[CE] : Comité éditorial

Table des matières

Le mot du président **5**

Préface du Comité Scientifique **7**

Préface du Comité d'Organisation **9**

Comités **11**

Table des matières **13**

Session 1 : Assistance à la personne **17**

Estimation ensembliste pour le suivi de données de patient à domicile,
Etienne Colle, Simon Galerne 19

Approche adaptative pour la génération automatique d'agents coopératifs. Application à l'assistance à la personne,
Maddouri Amina, Abchiche-Mimouni Nadia, Colle Etienne, Akaichi Jalel 25

Conception d'un outil numérique d'aide à l'élaboration et à la poursuite de nouveaux buts personnels chez les personnes âgées,
Audrey Landuran, Grégory Lecouvey, Assim Kalouaz, Bernard N'Kaoua 31

Session 2 : Communication et Jeu **37**

Un Nouveau Dispositif de Rééducation dans l'Univers des Troubles « Dys » : S'TIM, le Serious-Game Persuasif Thérapeutique Conçu pour les Patients Dysexécutifs,
Julie Golliot, Alexandre Abellard, Elodie Fontugne, Cathy Herrera, Michèle Timsit, Michel Durampart 39

Des malvoyants à l'industrie : une nouvelle commande gestuelle de zoom pour tablettes et smartphones,
Salma Cherké, Nicolas Girard, Hélène Soubaras (Van Den Broek) 45

Linguistique et nouvelles technologies : à l'interface des pathologies du langage. Le projet Comm'Handi,
Karine Bartalucci, Patrick Abellard 51

Session 3 : Mesures physiologiques **57**

Optimisation de l'interaction humain-machine d'un communicateur à défilement par mesure de l'activité électrodermale : étude de faisabilité,
Guy Bourhis, Pierre Pino, Smail Rebib, Ryad Adrar, Léo Formet 59

Impact du nombre de canaux pour la stimulation de l'implant cochléaire,
Pierre-Antoine Cucis, Christian Berger-Vachon, Fabien Seldran, Eric Truy, Stéphane Gallego . 65

Session 4 : Déficience visuelle **71**

Vers une aide à la mobilité basée sur la connaissance de l'espace pour les personnes ayant une déficience visuelle,
Katerine Romeo, Edwige Pissaloux, Marc-Aurèle Rivière, Simon Gay, Marion Chottin, Pierre Ancet, Iannis Toussaint, Ramiro Velazquez 73

La mise en jeu de l'autonomie de l'élève dans les apprentissages via l'utilisation des outils numériques : Étude de cas à partir de l'analyse des interactions d'aide chez des collégiens déficients visuels,
Mathieu Gaborit, Dominique Archambault, Minna Puustinen, Nathalie Lewi-Dumont 79

Conception d'un environnement d'apprentissage pour le développement d'un accès tactile au contenu numérique à destination des personnes aveugles et malvoyantes,
Matthieu Tixier, Gaëlle Garibaldi, Dominique Aubert, Charles Lenay 85

Session 5 : Fauteuils roulants **91**

Prise en compte du comportement des roues folles dans la cinématique des fauteuils roulants électriques,
Aline Baudry, Sylvain Guégan, Marie Babel 93

Assistance à la conduite de fauteuil roulant électrique (FRE) sur un trottoir : une preuve de concept,
Louise Devigne, François Pasteau, Nicolas Le Borgne, Marie Babel, Tom Carlson, Philippe Gallien 99

Indicateurs de performance en apprentissage de conduite de fauteuil roulant électrique,
Yann Morère, Guy Bourhis, Hicham Zatla, Amine Hadj Abdelkader, Georges Guilmois, Kévin Cosnuau, Emmanuelle Blangy, Emilie Rumilly 105

Télémétrie laser multifaisceaux pour le fauteuil électrique semi-autonome,
Clément Favey, José Villanueva, Liam Jordan, Aziz Zogaghi, Roger Leroux, Farcy René 111

Influences of aircraft seat adaptations on wheelchair user perceptions when transferring into and out of the seat : A pilot study,
Victoria Spartacus, Christophe Gillet, Sébastien Paganelli, Dany Gagnon, Philippe Pudlo 117

Solution de Mobilité avec verticalisation : Gyrolift,
Tafsut Tagnithammou, Thamila Fali, Lambert Trénoras, Eric Monacelli 125

Session 6 : Accessibilité **131**

Le numérique au service de l'adaptation : une expérimentation reproductible vers l'accessibilité d'une carte géographique,
Nadine Baptiste-Jessel, Shirley Alvarado, Veronique Gaildrat, Philippe Truillet 133

Vers une interface cerveau-ordinateur hybride pour la palliation du handicap moteur causé par la myopathie de Duchenne,
Alban Duprès, François Cabestaing, José Rouillard, Vincent Tiffreau, Charles Pradeau, Camille Delcour 137

Traduction automatique de la parole vers la langue des signes de Belgique francophone. Evaluation d'un avatar destiné aux transports en commun par la communauté sourde,
Bastien David, Pierrette Bouillon 143

Session 7 : Apprentissage et communication **149**

Mémoire, Apprentissage et Vicariance,
Farah Arab 151

Tiwouh : une solution complète et accompagnée pour la prise en charge des troubles de la communication,
Charles Fage, Sarah Giblet, Marie Jaspard, Pascale Grevesse, Christelle Maillart 157

Mesures sans contact de fonctions vitales : vers une évaluation multisite de l'activité cardiovasculaire,
Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski 163

Facteurs limitant l'utilisation d'une aide technique et perspective d'usage chez le patient SLA,
Manon Veillard, Aurélie Peillon, Georges Lamy Au Rousseau, Marie Laure Bocca, Stéphane Besnard 169

Session Posters **175**

Calcul du profil de capacités dans des situations de handicap,
Karim Sehaba 177

Evaluation d'une interface numérique pour l'autonomie dédiée à un public de personnes présentant un TSA,
Nael Chehab, Zakia Ikhlef, Charles Tijus, Alain Pruski 183

Evaluation de l'assistant numérique « C'est ma vie ! Je la choisis. » d'aide à l'élaboration d'un projet de vie auprès d'adultes avec trisomie 21,
Audrey Landuran, Bernard N'Kaoua 189

Accessibilité aux informations textuelles et visuelles sur les sites web pour les personnes avec une déficience visuelle,
Katerine Romeo, Edwige Pissaloux, Frédéric Serin 195

Mesures simultanées du CoP et du CoM pour l'évaluation posturale Pour une évolution de la pratique médicale en kinésithérapie,
Gilberto Cuarelli, Adriana Gomes Lisboa de Souza, Guillaume Thomann, Vania Cristina Dos Reisa Miranda, José Elias Tomazini, Jose Celso Junior Freire 201

Session Spéciale : «Défi Auton» CNRS **207**

A new training protocol to improve olfaction and quality oflife in patients with dysosmia : a proof of concept study,
Manesse, Cédric, Bellil Djaber, Ferdenzi Camille, Rouby Catherine, Faure Frédéric, Bensafi Moustafa 209

MAN : Mise en Place d'une Méthode d'Évaluation Croisée de l'Accès aux Ressources Numériques,
Loïc Caroux, Eric Campo, Nadine Vigouroux, Eric Bourreau, Maureen Clerc, Philippe Gorce, Christian Graff, Marianne Huchard, Dan Istrate, Julien Jacquier-Bret, Nicole Lompré, Nathalie Pinède, Liliana Rico Duarte, Mathilde Sacher, Audrey Serna, Antonio Serpa, Adrien van den Bossche, Frédéric Vella 211

TETMOST - Toucher et Etre Touché. Les vertus inclusives du Mouvement et de la Sensibilité Tactiles,
Edwige Pissaloux, Katerine Romeo, Marion Chottin, Pierre Ancet 213

Legal research and ethical reflection on the chronic patients and on the persons with a handicap,
Mai-Anh Ngo, Laura Lemahieu, Valérie Siranyan 215

MusiDance : Effets thérapeutiques du son et de la musique sur les personnes en situation de dépendance,
Mitsuko Aramaki, Nicolas Darbon, Richard Kronland-Martinet, Jean Vion-Dury, Sølvi Ystad, Cécile Davy-Rigaux, François Giroux, François Madurell, Nathalie Henrich-Bernardoni, Hervé Platel, Géraldine Gaudefroy-Demombynes 217

Influence des déficits proprioceptifs sur perception, action et cognition : leçons tirées de l'étude de patients neurologiques, amputés et déficients visuels ,
Fabrice Sarlegna 219

LAMISIA : a multidisciplinary approach for the secondary prevention of the loss of autonomy for patients with traumatic brain injury and stroke,
Stéphane Mandigout, Anaick Perrochon, Laure Fernandez, Ioannis Kanellos, Benoit Encelle, Nasser Rezzoug, Damien Ricard, Michel Schneider, Marinette Bouet, Stéphane Buffat 221

Conférences Invitées **225**

2000-2018 : quels progrès pour l'autonomie des personnes en situation de handicap,
Éric Molinié 227

Utiliser les interfaces cerveau-ordinateur pour ameliorer des performances cognitives et motrices : defis et enjeux dans le cadre de la reeducation post-AVC,
Camille Jeunet 228

Evolution des recherches dans le domaine des technologies d'assistance,
Alain Pruski 232

Autisme, robotique et les jeux sérieux : réalités tangibles ou abus de langage,
David Cohen 233

Index des auteurs **235**

Crédits **237**

Session 1 : Assistance à la personne

Président de Session : Christian Berger-Vachon

Estimation ensembliste pour le suivi de données de patient à domicile

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

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

Résumé— Dans le contexte du service à la personne à domicile les objets connectés de l'Internet des objets (IoT) peuvent être utilisés pour assurer la sécurité de la personne ou des biens, l'assistance aux activités quotidiennes, le lien social, la formation et plus particulièrement dans le cadre de la e-santé, la télémédecine (surveillance des paramètres biologiques, téléconsultation …) ou encore la télévigilance.
Les mesures délivrées par les objets de l'Internet sont hétérogènes, bruitées, asynchrones et peuvent comporter des valeurs aberrantes. Les modèles qui y sont liés sont incertains et sujets à dérive… L'approche ensembliste basée sur l'analyse par intervalle et sur l'hypothèse que les erreurs sont bornées se révèle être une candidate bien adaptée pour répondre à ces contraintes et obtenir un résultat garanti. Nous nous proposons de montrer que l'approche ensembliste peut prendre en compte les données et les équations mises en jeu dans le suivi de personnes fragilisées à domicile, ceci dans le contexte de l'Internet des objets. Nous proposons une boite à outils constituée de traitements, fondés sur cette approche, tels que la fusion de données hétérogènes, l'estimation robuste de paramètres, le suivi de plusieurs hypothèses, la détection voire l'isolation et l'identification de défauts (mesure aberrante, dépassement de la valeur critique d'un paramètre, dérive de modèle…), et la génération automatique d'alerte.

Keywords—Approche ensembliste, analyse par intervalle, erreur bornée, Internet des objets, suivi de données patient.

I. INTRODUCTION

La prise en charge de patient à domicile répond aux évolutions des contraintes socioéconomiques du secteur de la santé : augmentation de la population fragilisée, coût croissant de la santé, capacité d'accueil des institutions limitée, ainsi qu'au désir croissant des personnes d'être acteurs de leur santé.

Face au déficit de professionnels de santé, le suivi à domicile assuré par une approche mixte qui consiste à marier de manière raisonnée l'humain avec les sciences et technologies, est une des pistes actuellement mise en oeuvre. Les avantages du suivi à domicile par une approche mixte sont multiples [1] [2] :

- la réduction des coûts,
- l'amélioration du niveau de soins,
- le professionnel est libéré de tâches répétitives et chronophages. Ces tâches qui ne demandent pas la compétence d'un spécialiste sont réalisées par le patient ou de façon semi-autonome ou autonome par le système de suivi;
- Le patient est acteur s'il le souhaite. Sa participation est modulable. Le degré de modularité étant défini après application d'un protocole engageant les différents acteurs. L'implication du patient contribue au maintien et au développement des liens sociaux et lui permet de construire son projet de vie;
- la disponibilité de données confidentielles à jour, en temps voulu et en direction des acteurs appropriés ;
- Le monitorage continu, par l'augmentation de la quantité et de la diversité des données (intra et inter-patient), permet d'établir des modèles plus fiables et personnalisés, à l'aide des techniques récentes de traitement de données telles que l'apprentissage profond.

La technologie n'a pas vocation à se substituer au service rendu par une tierce personne mais a pour objectif de l'enrichir et de l'accompagner.

Le suivi de soins à domicile s'adresse aux patients sortant d'une hospitalisation de courte durée, (développement de la médecine ambulatoire), aux malades chroniques : diabétiques, insuffisants cardiaques, respiratoires, rénaux, et aussi aux personnes âgées et aux personnes handicapées [3].
Mais la population concernée pourrait être notablement plus importante. En effet, les réponses mises en place dans le suivi de soins à domicile pourraient servir d'autres champs d'application tels que la prévention des risques à domicile (incendie, dégât des eaux, brûlures, chute de la personne, intoxications alimentaires et médicamenteuses, mauvaise utilisation des appareils électroménagers, malnutrition, hygiène…).
D'après [4] 20 % de la population française, est porteur d'une maladie chronique, d'un handicap ou d'une dépendance.

D'après la Cour des comptes [5], le nombre de personnes âgées dépendantes évoluera de 1, 15 M en 2010 à 1,55 M en 2030 et 2, 3M en 2060 soit 11% de la population. A l'heure actuelle, le taux de dépendance est de 8% chez les personnes âgées de 60 ans et plus.

L'apport des nouvelles technologies dans l'approche mixte du suivi de patient à domicile porte principalement sur le monitorage des signaux médicaux, le monitorage des activités quotidiennes, l'obtention de profils personnalisés, la détection, l'identification d'anomalies et enfin la prise de décision (déclenchement d'alarme, envoi de message…). On attend du système non seulement d'acquérir et de traiter les données mais aussi de délivrer des informations de niveau sémantique plus élevé telles que l'état global de santé, les tendances, les incidents, les alertes et la qualité de vie. Les entrées du système sont les données et signaux délivrés par les capteurs : données physiologiques et médicales, données environnementales (confort, grandeurs d'influence, risques domestiques), données d'activité (mobilité, activités de la vie quotidienne, postures, énergie dépensée …) ainsi que les informations contenues dans le(s) dossier(s) du patient et les connaissances extraites de l'apprentissage au cours du fonctionnement du système.

Dans le contexte de l'Internet des objets (IoT) où l'information émane de plusieurs sources bruitées, locales et distantes, redondantes ou non, périodiques ou non, synchronisées ou non… il est nécessaire de disposer de nouvelles approches permettant la fusion de données hétérogènes bruitées, l'estimation de paramètres, la détection de défauts voire leur identification. L'approche ensembliste nous semble être un candidat pertinent. Nous avons, lors de travaux précédents, développé une approche basée sur l'analyse par intervalle pour la localisation de robot d'assistance à domicile [6]. Nous allons montrer qu'elle peut potentiellement être utilisée pour le suivi de données de personnes à domicile dans le contexte de l'Internet des objets.

L'article est organisé comme suit. La section 2 établit une liste des types de données, entrées et sorties, et d'équations que peut avoir à gérer potentiellement un système de suivi de données patient. Cette liste se veut significative sans être exhaustive. La section 3 introduit l'analyse par intervalle et son utilisation pour l'estimation de paramètres. La section 4 décrit les applications envisageables de l'analyse par intervalle au suivi de données de personne à domicile.

II. ENTRÉES, SORTIES ET ÉQUATIONS

Le système de suivi de personne délivre des décisions sur la base de l'observation de données relatives au patient, issues des capteurs de l'habitat ou d'indications subjectives du patient lui-même ou du personnel médical. La décision repose également sur l'apprentissage du comportement habituel de la personne. On espère ainsi détecter les situations critiques comme des écarts à ce profil comportemental. La complexité du problème réside dans la grande variabilité inter-individuelle des données enregistrées, mais également intra-individuelles. De plus, de nombreux facteurs d'influence agissent sur les différents paramètres observés [7]. Parmi toutes ces informations nous nous sommes focalisés sur les mesures délivrées par les capteurs car appropriées à un traitement par une approche ensembliste.

A. Entrées et sorties

Une grande variété de capteurs permet de collecter les données liées à la personne.
On peut distinguer selon [1] trois principales classes de données d'entrée:

- Données physiologiques et médicales ;
- Données d'activité et d'actimétrie (mobilité, activités de la vie quotidienne, postures, énergie dépensée…) ;
- Données environnementales : confort de la personne, grandeurs d'influence (température extérieures, degré d'humidité…), risques domestiques.

1) Données physiologiques et médicales

Ce paragraphe donne une liste non exhaustive des paramètres mesurables à domicile : Fréquence cardiaque (variabilité, forme, incidents), pourcentage en oxygène dans le sang, pression artérielle, débit sanguin, température interne, transpiration, poids (masse graisseuse, indice de masse corporelle), volume respiratoire (capacité expiratoire)…
De ces informations le système peut délivrer ou inférer selon les cas, les sorties suivantes : monitorage des mesures traitées, extraction d'information, tendance (évolution de paramètres), détection d'incidents, génération d'alertes.

2) Données d'activité et d'actimétrie

L'activité est mesurée à partir de la détection d'occupation des pièces de l'habitation (ambulatogramme, distribution des événements dans le temps et dans l'espace, rythmes circadiens d'activité), de l'utilisation des équipements (robinets d'eau, commandes électriques, téléviseur…). L'actimétrie s'intéresse à la posture (debout/couché) [2].
De ces informations le système peut délivrer ou inférer selon les cas, les sorties suivantes : monitorage des mesures traitées, extraction d'information (localisation), tendance (évolution de paramètres), détection d'incidents (chute)**,** génération d'alertes sur modification de comportement tel que le changement de l'activité. Cette activité étant classifiée par des grilles de type ADL ou AG-GIR.

3) Données Environnementales

Ces données renseignent sur le contexte local de la personne : grandeurs d'influence sur les mesures (température, humidité), grandeurs d'influence sur le confort (température, niveau sonore) et l'état physique et mental de la personne.
De ces informations le système peut délivrer ou inférer, selon les cas, les sorties suivantes : Correction des mesures, adaptation des modèles, adaptation de l'environnement en fonction des habitudes de vie (température, lumière).

B. Equations

Nous avons classé les équations de mesures possiblement mises en jeu dans le suivi de données patient en quatre principaux types. Pour chaque type nous précisons le principal problème à résoudre.

- ***Type 1*** : Un capteur délivre un signal de mesure *s*, le mesurande est un scalaire *m*

$$s = f(m) \quad (1)$$

où s est le signal électrique et m le mesurande.

Le capteur est sensible aux grandeurs d'influence : température, pression, accélération, vibrations, humidité.

$$s = f(m, g1, g2, \ldots, w) \quad (2)$$

avec *g1, g2,…* les grandeurs d'influence et *w* le bruit affectant la mesure.

Problème à résoudre: estimation du paramètre *m* avec propagation des erreurs de mesure affectant s et les grandeurs d'influence.

- ***Type 2*** : n capteurs délivrent *n* signaux de mesure $\boldsymbol{s} = (s_1 \ldots s_n)$ avec

$$s_j = f_j(\boldsymbol{x}, g_j1, g_j2, \ldots, w_j) \quad (3)$$

où $\boldsymbol{x}$ est le vecteur de paramètres à estimer, $g_j1, g_j2,\ldots$les grandeurs d'influence et w_j le bruit affectant la mesure.

Problème à résoudre: estimation de $\boldsymbol{x}$ par fusion des n signaux de mesures hétérogènes bruités avec propagation sur $\boldsymbol{x}$ des erreurs de mesure affectant s et les grandeurs d'influence.

- ***Type 3*** : Filtre prédicteur-estimateur

Le filtre utilise un modèle de mesure et un modèle d'évolution des paramètres. Ce dernier est supposé connu. Le modèle de mesure est constitué, comme dans le type 2, de n équations de mesure $\boldsymbol{s} = (s_1 \ldots s_n)$ avec $s_j = f_j(\boldsymbol{x}, g_j1, g_j2, \ldots, w_j)$ où $\boldsymbol{x}$ est le vecteur de paramètres à estimer, $g_j1, g_j2,\ldots$les grandeurs d'influence et w_j un bruit affectant la mesure.

Le modèle d'évolution du vecteur de paramètres est donné par

$$\boldsymbol{x}_t = h(\boldsymbol{x}_{t-1}, \boldsymbol{u}_{t-1}, \boldsymbol{v}_{t-1}) \quad (4)$$

où $\boldsymbol{x}_{t,i}$ est l'état prédit à t, $\boldsymbol{x}_{t-1,i}$ l'état connu à t_1, $\boldsymbol{v}_{t-1}$ le bruit associé au modèle d'évolution et $\boldsymbol{u}_{t-1}$ une entrée en lien avec le changement d'état.

Problème à résoudre: estimation du vecteur de paramètres à tous instants même en absence de mesure.

- ***Type 4*** : Multihypothèse

Les ambiguïtés perceptuelles ou les incertitudes sur les modèles peuvent aboutir à plusieurs solutions (hypothèses). Au lieu d'en choisir une, la plus probable, il peut être préférable de les faire coexister jusqu'à obtenir suffisamment d'information pour prendre une décision plus pertinente. Comme dans le cas précédent, le modèle de mesure est constitué de n équations de mesure $\boldsymbol{s} = (s_1 \ldots s_n)$.

Le modèle d'évolution du vecteur de paramètres est constitué de *k* hypothèses $H = (H_i \ldots H_k)$

$$\boldsymbol{x}_{t,i} = h(\boldsymbol{x}_{t-1,i}, \boldsymbol{u}_{t-1}, \boldsymbol{v}_{t-1}) \quad (5)$$

où $\boldsymbol{x}_{t,i}$ est l'état prédit à t de l'hypothèse H_i, $\boldsymbol{x}_{t-1,i}$ l'état connu à t_1 de l'hypothèse H_{i-1}, $\boldsymbol{v}_{t-1}$ le bruit associé au modèle d'évolution et $\boldsymbol{u}_{t-1}$ une entrée.

Problème à résoudre: suivi multihypothèse avec gestion des hypothèses (création, évolution et suppression).

En résumé, le système de suivi dispose d'un ensemble de données, connaissances et informations relatives au patient: (1) les données issues des capteurs, (2) les données cliniques (connaissances a priori), (3) une base de connaissances enrichie par apprentissage au cours du fonctionnement du système

L'analyse de cet ensemble d'information permet au système d'acquérir une connaissance pertinente et fiable de la situation de la personne à domicile et de son évolution [7].

L'analyse de cet ensemble hétérogène peut se définir comme un problème de fusion de données comportant plusieurs niveaux. L'approche ensembliste est capable de fusionner des données hétérogènes, bruitées, asynchrones, présentant des valeurs aberrantes. Elle participe ainsi de facto au niveau bas du traitement de mesures du système. D'autres développements ensemblistes présentés à la section IV tels que la prédiction ou les tests d'inclusion permettent d'envisager leurs utilisations à des niveaux supérieurs de l'analyse, notamment dans l'évaluation de tendances ou encore la détection d'événements.

Cette approche ensembliste est basée sur l'analyse par intervalle [8] et l'hypothèse d'erreurs bornées

III. ANALYSE PAR INTERVALLE

Les techniques d'estimation à erreurs bornées supposent que toutes les variables appartiennent à des ensembles fermés, tels qu'un ellipsoïde, un polytope ou dans notre cas, un intervalle. Le principal avantage de ces approches est que la connaissance des incertitudes du système et des mesures n'est pas nécessaire. La seule condition est que les bruits inconnus appartiennent à des ensembles dont on connaît les bornes. L'intérêt d'appliquer l'analyse par intervalle dans un contexte d'erreurs bornées est d'obtenir un résultat garanti dans un ensemble fermé en prenant en compte toutes les erreurs possibles.

A. Estimation de paramètres

Un intervalle $[x]$ est un ensemble de $\mathbb{R}$ qui inclut l'ensemble des intervalles réels

$$[x] = \{x \in \mathbb{R} \mid x^- \leq x \leq x^+, x^- \in \mathbb{R}, x^+ \in \mathbb{R}\} \quad (6)$$

x^- et x^+ sont respectivement les bornes basse et haute de [x].

Les opérations arithmétiques classiques sur les réels peuvent être étendues aux intervalles.

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

$$[x] \rightarrow [f]([x]) = [\{f(x) \mid x \in [x]\}] \quad (7)$$

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

$$X^- \subset X \subset X^+.$$

L'inversion ensembliste est la caractérisation de

$$X = \{\boldsymbol{x} \in \mathbb{R}^n \mid \boldsymbol{f(x)} \in Y\} = \boldsymbol{f}^{-1}(Y) \quad (8)$$

L'inversion ensembliste permet de résoudre les équations (1) et (2) du §II.*B*. Si la dimension du vecteur $\boldsymbol{x}$ à déterminer est inférieure ou égale à trois, le calcul est rapide [9]. Au-delà de trois, la détermination de $\boldsymbol{x}$ peut être vue comme la satisfaction de contraintes (CSP). Un ensemble de variables $\boldsymbol{x}$ est liée par un ensemble de contraintes *Co*. Chaque variable x_i appartient à un domaine *Di*. Dans le contexte de l'analyse par intervalles, le domaine *Di* sera défini par l'intervalle [x_i]. Les techniques de propagation de contraintes contractent autant que possible le domaine des variables sans perdre aucune solution [10]. Toutefois la propagation de contraintes présente le défaut de ne pas toujours atteindre la solution optimale. Nous avons proposé un algorithme qui combine l'inversion ensembliste décrite en [9] et la propagation de contraintes Feedward-Backward ([11]) pour cumuler les avantages de chacune, à savoir précision et rapidité. Cet algorithme n'est pas décrit ici.

Quelle que soit la technique de résolution utilisée, un des intérêts principaux de l'approche ensembliste est que le résultat est garanti, c'est-à-dire que le vecteur $\boldsymbol{x}$ est compris entre les bornes $\boldsymbol{x}^-$ et $\boldsymbol{x}^+$ calculées si les bornes [s_i^-, s_i^+] de l'intervalle associé à chaque mesure s_i du vecteur $\boldsymbol{s}$ sont respectées. C'est hypothèse qui suppose les erreurs cumulées des mesures et des modèles sont bornées.

B. Estimation robuste de paramètres

En cas de violation de l'hypothèse « erreurs bornées », le résultat peut être faux, réduit ou même devenir vide. C'est le cas si la largeur de l'intervalle associé à la mesure s_i est choisie trop étroite ou si un capteur défectueux fournit une mesure aberrante. Les mesures incorrectes qui ne respectent pas l'hypothèse des erreurs bornées sont appelées valeurs aberrantes. Deux voies non exclusives peuvent être suivies pour le traitement des valeurs aberrantes. La première consiste à mieux fixer les bornes des mesures [12]. Une autre voie consiste à supposer que l'ensemble des mesures comprend un nombre donné de valeurs aberrantes. Connaissant le nombre q de valeurs aberrantes, la robustesse est améliorée en relâchant q contraintes [13]. L'algorithme q-relaxé calcule une solution compatible avec au moins n-q mesures où n est la dimension du vecteur de mesure $\boldsymbol{s}$.

IV. Application de l'approche ensembliste au suivi de données de patient à domicile

Dans le contexte applicatif du suivi à domicile, l'approche ensembliste par intervalle à erreurs bornées a été utilisée pour la localisation des personnes dépendantes en habitat intelligent [14] et la localisation d'un robot d'assistance à domicile [6]. Elle peut être étendue à la plupart des données et équations mises en jeu dans le suivi de personnes fragilisées à domicile pour réaliser les traitements suivants avec un résultat garanti.
Le terme « fragile » inclut des populations présentant des maladies chroniques, des aptitudes physiques ou cognitives dégradées par le vieillissement, des personnes présentant un handicap exigeant des services adaptés à leurs besoins.

A. Estimation garantie

La valeur des paramètres du vecteur $\boldsymbol{x}$ est garantie appartenir à l'intervalle [$\boldsymbol{x}$] si les bornes de l'intervalle associé à chaque mesure s_j du vecteur de mesure $\boldsymbol{s} = (s_1 \ldots s_n)$ sont respectées (hypothèse erreurs bornées, voir §III.A). Le vecteur de mesure est $[\boldsymbol{s}] = ([s_1] \ldots [s_n])$ avec $[s_j] = [f_j]([\boldsymbol{x}], [g_j1], [g_j2], \ldots, [w_i])$ où $\boldsymbol{x}$ est le vecteur d'état et g_j1, g_j2,… les grandeurs d'influence et w_j un bruit affectant la mesure.

1) Estimation robuste de paramètres

Si l'hypothèse erreurs bornées n'est pas respectée et qu'il y a redondance de mesures pour déterminer le vecteur $\boldsymbol{x}$, on peut relâcher les contraintes dans l'estimation de [$\boldsymbol{x}$] en supposant que sur n mesures (contraintes) q mesures sont erronées (voir §III.B). On utilise l'algorithme q-relaxée décrit par [12] [13]
Le résultat reste garanti mais est moins précis et la solution peut être constituée d'ensembles discontinus.

2) Estimation de paramètres par un filtre prédicteur-estimateur

Si on dispose du modèle d'évolution du paramètre à estimer, un filtre prédicteur-estimateur ensembliste peut être réalisé [13]. L'état courant du vecteur $\boldsymbol{x}$ est prédit à partir de l'état précédent et d'un modèle d'évolution de cet état :

$$[\boldsymbol{x}_t] = [h]([\boldsymbol{x}_{t-1}], [\boldsymbol{u}_{t-1}], [\boldsymbol{v}_{t-1}]). \quad (9)$$

La solution prédite est ensuite contractée à partir des contraintes imposées par les mesures courantes $[\boldsymbol{s_t}]$. Il est possible d'estimer les paramètres entre deux acquisitions successives $\boldsymbol{s_{t-1}}$ et $\boldsymbol{s_t}$ ou encore en absence de mesures $\boldsymbol{s_t}$. On dispose ainsi d'une continuité temporelle qui permet de prévoir l'évolution d'un paramètre à tout instant (évaluation d'une tendance).

B. Suivi multihypothèse

La présence d'ambiguïté perceptuelle, de défauts ou encore l'estimation robuste de paramètres (voir §IV.1) peut conduire à plusieurs hypothèses sur l'état de $\boldsymbol{x}$. Plutôt que d'en sélectionner une, il est possible de suivre plusieurs hypothèses au cours du temps et de les éliminer ou les conserver selon leur pertinence.

Le suivi multihypothèse met à jour chaque hypothèse H_i en s'appuyant sur le modèle d'évolution de $\boldsymbol{x}$. C'est l'étape de prédiction $[\boldsymbol{x}_{t,i}]= [h]\,([\boldsymbol{x}_{t-1,i}],\ [\boldsymbol{u}_{t-1}],\ [\boldsymbol{v}_{t-1}])$ où $\boldsymbol{x}_{t,i}$ est l'hypothèse prédite H_i à t, $\boldsymbol{x}_{t-1,i}$ l'hypothèse H_i à t_1, $\boldsymbol{u}_{t-1}$ une entrée et $\boldsymbol{v}_{t-1}$ le bruit associé au modèle d'évolution de $\boldsymbol{x}$.

A l'occurrence d'une nouvelle mesure $s_{t,i}$, chaque hypothèse prédite H_i est corrigée par

$$[\boldsymbol{x}_{t,ic}]= [\boldsymbol{x}_{t,i}] \cap [f^{-1}]([s_{t,i}]) \qquad (10)$$

La gestion de l'ensemble des hypothèses, c'est-à-dire la création de nouvelles hypothèses, la suppression des hypothèses invalides, repose sur un mécanisme de pondération dont la valeur est fonction de la cohérence de l'hypothèse avec les nouvelles mesures.

C. Détection, isolation et identification de défauts

Les défauts peuvent être dus à un disfonctionnement de capteur, à la dérive de modèle ou encore au mésusage des appareils par la personne lors d'automesure.

Un des principes de la détection de défauts repose sur la génération de résidus [16]. Les résidus sont des indicateurs de défauts qu'on peut obtenir par redondance analytique. L'idée de base est d'exploiter les relations algébriques et temporelles entre les états, les entrées et les sorties du système surveillé [17][18]. Dans notre cas le résidu est donné par la différence entre la mesure et l'estimation du paramètre donné par le filtre prédicteur-estimateur décrit en §II.A. Dans le contexte ensembliste on utilise le test de cohérence

$$[\boldsymbol{s_t}] \cap [f]([\boldsymbol{x}_t]). \qquad (11)$$

Si l'intersection est vide il y a défaut. Afin d'isoler voire d'identifier le défaut il est nécessaire d'adopter une analyse plus fine en découplant les résidus ou en s'intéressant à l'évolution des résidus par exemple la tendance à se rapprocher ou non de l'ensemble vide.

D. Génération automatique d'alertes

Quelles que soient les données, physiologiques et médicales, d'activité et d'actimétrie ou environnementales, il est possible de définir dynamiquement un gabarit et de l'associer à chacune de ces données. Quand une donnée prédite ou estimée sort du gabarit il peut être décidé de générer une alerte. Dans le contexte de l'approche ensembliste, pour un paramètre m, un patient et un contexte donnés il est possible de fixer les seuils s_e^- et s_e^+ d'un intervalle $[s_e]$. Une alerte est générée dès que l'intervalle $[m]$associé à la donnée n'appartient plus à l'intervalle $[s_e]$

$$[m] \not\subset [s_e] \qquad (12)$$

ou bien en analysant plus finement le résultat du test suivant

$$0 \leq ([m] \cap [s_e])/\,[m] \leq 1. \qquad (13)$$

L'intervalle $[s_e]$ est déterminé par une analyse des données passées et peut être adapté dynamiquement par apprentissage en fonction du contexte. La détection du dépassement d'une valeur critique d'un paramètre peut être étendue à une combinaison de paramètres (metaparamètre d'activité, d'adéquation au profil…). La détection repose alors sur une combinaison logique de plusieurs tests du même type que l'équation. (13).

Une alarme peut aussi être générée lors de la détection d'incohérences dans les données reçues ou les paramètres évalués, pouvant signifier par exemple le mauvais fonctionnement d'un capteur, si le résultat de l'équation (11) est nul ou inférieur à un seuil.

V. CONCLUSION

Des travaux antérieurs ont utilisé l'analyse par intervalle avec erreurs bornées pour la localisation d'un robot d'assistance ou d'une personne à domicile. L'approche ensembliste peut être étendue aux données et aux équations mises en jeu dans le suivi de personnes fragilisées à domicile dans le contexte de l'Internet des objets (IoT). Ces objets sont utilisés pour rendre divers services [3]: sécurité, assistance dans la vie quotidienne, communication, formation, rééducation, surveillance des paramètres biologiques…

L'approche ensembliste à erreurs bornées utilise une modélisation par des intervalles qui permet de prendre en compte le bruit et de le propager lors des calculs. La seule connaissance requise est que les bruits inconnus associés aux mesures et aux modèles appartiennent à des intervalles dont on connaît les bornes. Cette approche permet de décliner un certain nombre de traitements utiles lors du suivi de données patient comme la fusion de données hétérogènes, l'estimation robuste de paramètres, le suivi multihypothèse, la détection voire l'isolation et l'identification de défauts (mesure aberrante, dérive de modèle), et la génération automatique d'alerte.

Sous la condition de respecter l'hypothèse d'erreurs bornées, le résultat est garanti c'est-à-dire que l'intervalle solution contient la vraie valeur du paramètre recherché. Dans le cas contraire plusieurs options sont envisageables : mieux identifier les bornes des intervalles ou développer une méthode basée sur les résidus.

D'un point de vue plus général, une telle approche participe à l'amélioration la qualité des données qui vont alimenter l'apprentissage automatique dont l'apprentissage profond constitue une avancée majeure. L'objectif est de constituer des modèles prédictifs précis. Dans le domaine de l'analyse orientée patient, ces modèles seront utilisés pour dresser le profil du patent, aider au diagnostic, prévoir la réponse à un traitement ou encore prédire une réhospitalisation.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Noury N (2012) Les Habitats Intelligents pour la Santé: des environnements pervasifs mesurent notre activité quotidienne. Les Techniques de l'Ingénieur, -IN9

[2] Noury N (2014) Ambient Intelligence can Support Increased Longevity IEEE EMBC'14 Sept. 2014 Chicago

[3] M. Laila (2009) La télémédecine et les technologies d'assistance pour la prise en charge des personnes âgées fragiles à domicile et en institution : modélisation du besoin, de la prescription et du suivi, Thèse, Université Grenoble 1

[4] Martin D (2010) Les maladies chroniques, Actualité et dossier en santé publique n° 72

[5] Rapport de la cour des comptes (2016): Le maintien à domicile des personnes âgées en perte d'autonomie

[6] E. Colle, S. Galerne, Mobile robot localization by multiangulation using set inversion, Robotics and Autonomous Systems, Volume 61, Issue 1, (2013) 39-48

[7] F. Duchêne (2004) Fusion de Données Multicapteurs pour un Système de Télésurveillance Médicale de Personnes à Domicile. Interface homme-machine, Thèse, Université Joseph-Fourier - Grenoble 1

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

[9] Jaulin, L. & Walter, E. (1993). Set inversion via interval analysis for nonlinear bounded-error estimation. *Automatica*, 29(4), 1053-1064.

[10] Benhamou, F. Goualard, F., Granvilliers, L. & Puget, J. F. (1999). Revising hull and box consistency. In *Int. Conf. on Logic Programming*, MIT press, 230-244.

[11] Waltz, D. L. (1972). Generating Semantic Description from Drawings of Scenes with Shadows. *PhD thesis*, Massachusetts Institute of Technology.

[12] Drevelle, V. and Bonnifait, P. (2010). Robust positioning using relaxed constraint propagation. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 4843–4848. IEEE

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

[14] M.H. Amri (2015) Fusion ensembliste de données pour la surveillance des personnes dépendantes en habitat intelligent, Thèse, Prisme, Université Orléans

[15] S. Galerne, E. Colle (2017) A multihypothesis set approach for mobile robot localization using heterogeneous measurements provided by the Internet of Things, Robotics and Autonomous Systems,. Elsevier, 2017, 96, pp.*102–113*.

[16] Gertler, J. (1998). Fault Detection and Diagnosis in Engineering Systems. Marcel Dekker, New York.

[17] Chen, J. and Patton, R. J. (2012). Robust model-based fault diagnosis for dynamic systems, volume 3. Springer Science & BusinessMedia.

[18] Drevelle, V. and Bonnifait, P. (2012). Interval-based fault detection and identification applied to global positioning. In *16h IFAC Symposium on System Identification (SYSID 2012)*, pages 1085–1090.

Approche adaptative pour la génération automatique d'agents coopératifs. Application à l'assistance à la personne

Amina Maddouri
Laboratoire IBISC Université Paris-Saclay,91025, univ. Evry
Laboratoire BESTMOD université Tunis, ISG.Tunis
Evry,France
amina.maddouri@ens.univ-evry.fr
Nadia Abchiche-Mimouni
Laboratoire IBISC Université Paris-Saclay,91025, univ. Evry
Evry, France
nadia.abchichemimouni@univ-evry.fr
Etienne Colle
Laboratoire IBISC Université Paris-Saclay,91025, univ. Evry
Evry, France
etienne.colle@univ-evry.fr
Jalel Akaichi
College of Computer Science, Université de King Khaled
Abha, Saudia
j.akaichi@gmail.com

Résumé—Cet article décrit une approche pour l'automatisation du processus de conception, d'implémentation et de déploiement de systèmes multi-agents ouverts et distribués pour des applications d'assistance à la personne. Ce type d'applications repose de plus en plus sur un réseau d'objets connectés et distribués dans l'environnement de la personne. Il s'agit d'exploiter les objets connectés de cet environnement pour offrir un service (ex. détection de chute, localisation, soutien cognitif) adapté aux besoins de la personne. L'environnement étant dynamique, de part la disponibilité ou non des objets connectés et la diversité des situations, les mécanismes de coopération doivent être conçus de manière dynamique et adaptative. Dans l'approche proposée, la coopération entre ces différents objets connectés est centrale. Chaque objet connecté étant modélisé par un agent intelligent coopératif, nous exploiterons les protocoles de coopération dans les systèmes multi-agents pour concevoir une plateforme capable de générer automatiquement un système multi-agents adaptatif. L'adaptation tient compte du contexte de la personne et des protocoles de coopération existants.

Mots clés : Système multi-agents, Protocole de coopération, Objets connectés, Assistance à la personne.

I. INTRODUCTION

Les Systèmes Multi-Agents (SMA), apparus dans le cadre de l'intelligence artificielle distribuée, sont actuellement à l'intersection de plusieurs disciplines de l'informatique telles que le Génie Logiciel, l'Intelligence Artificielle, ou les Systèmes Distribués. Les évolutions apportées aux SMA font que ceux-ci sont maintenant reconnus, à la fois dans le milieu de la recherche et dans le milieu industriel, comme un cadre facilitant le développement de systèmes complexes, c'est-à-dire dynamiques, évolutifs, et composés d'entités autonomes et hétérogènes agissant en interaction, en vue de réaliser un objectif commun [1]. Les SMA s'avèrent aussi être une solution efficace pour la conception et le contrôle de systèmes complexes. Une des principales propriétés des SMA est la communication entre agents. Cette dernière représente un mécanisme capital dans une communauté d'agents. Dans ce contexte, certains travaux proposent de dissocier les interactions du code des agents et de les considérer comme des ressources indépendantes de l'agent. Cela offre des modalités d'interactions dynamiques entre les agents, ainsi que la possibilité de réutilisation des connaissances d'interaction.

La plupart des approches existantes présentent une limitation importante en ce qui concerne l'adaptabilité. La nature changeante des réseaux d'objets connectés dans un système d'assistance à la personne est problématique. Le système doit être capable d'adapter les agents créés, plus précisément, leur protocole d'interaction en fonction des situations et des contextes applicatifs.

Cet article aborde le problème de la génération automatique d'un SMA coopératif et adaptatif appliqué à l'assistance à la personne. L'article présente l'architecture du SMA puis se focalise sur la conception d'une ontologie de protocoles d'interaction et l'étape de création des agents du SMA, premiers pas vers l'automatisation de la coopération des agents.

Dans la première section, nous présentons le contexte et les avantages à automatiser la sélection de protocoles d'interaction entre agents selon certains critères. Dans la deuxième section nous donnons un aperçu des approches existantes modélisant les protocoles d'interaction dans les SMA et nous illustrons l'apport de ces derniers pour les applications d'assistance à la personne. La troisième section présente les éléments de base de notre approche. Dans cette section, nous décrivons l'approche proposée et donnons l'état d'avancement de notre travail de recherche, pour la génération automatique d'agents coopératifs et adaptatifs.

II. CONTEXTE ET PROBLEMATIQUE

Les projections démographiques prévoient une augmentation du nombre de personnes âgées en perte d'autonomie et soulignent le manque de moyens humains pour assurer l'accompagnement nécessaire aux personnes et subvenir à leurs besoins. Une solution envisagée est d'inclure des aides destinées à ces personnes, technologies d'assistance qui viendraient en complément des aides humaines. C'est le cas des robots d'assistance et des agents virtuels

L'évolution des technologies de l'information et de la communication a donné naissance à la notion d'environnement ambiant constitué de capteurs, d'actionneurs voire de robots en réseau. Cet environnement a pour but d'aider, de sécuriser et de surveiller une personne en perte d'autonomie, âgée et/ou handicapée, dans son habitat. La naissance de l'intelligence ambiante a favorisé le développement de nombreux téléservices

tels que la télémédecine, la télévigilance (cf. [2]). Ce type d'applications repose sur un réseau d'objets connectés et distribués dans l'environnement de la personne qui peut être le domicile ou une institution.

L'objectif des travaux présentés ici est la coopération entre les différents objets connectés (OC), chacun modélisé par un agent intelligent coopératif. Il s'agit d'exploiter les OC de l'environnement pour offrir un service (détection de chute, localisation…) adapté aux besoins de la personne. L'environnement étant dynamique, de part la disponibilité ou non des OC et la diversité des situations, les mécanismes de coopération doivent être conçus de manière dynamique et adaptative.

Les systèmes multi-agents de par leur nature sont adaptés à la conception et au contrôle de systèmes complexes distribués.

Notre approche vise à structurer et à organiser les interactions entre les agents impliqués dans une conversation. Pour cela notre SMA s'appuie sur un modèle d'interactions et une architecture basée sur une ontologie et une bibliothèque de protocoles de coopération dédiées à des applications d'Assistance Ambiante.

La coopération dynamique à base de protocoles présente diverses exigences spécifiques qu'il est nécessaire de prendre en compte durant toutes les phases du cycle de développement des protocoles. *Une première exigence*, indispensable pour que l'utilisation des protocoles puisse se faire, est que ces protocoles soient *partageables* et *échangeables* entre des agents hétérogènes évoluant dans un environnement ouvert et dynamique. *Une deuxième exigence* réside dans la richesse d'expression du langage de spécification des protocoles : les protocoles doivent être spécifiés de manière suffisamment riche pour d'une part couvrir différents types de situation (allocation de tâches, négociation, enchère, etc.), et pour, d'autre part, offrir aux agents la possibilité d'interpréter et de raisonner sur la finalité de ces protocoles. *Une troisième exigence* concerne la maintenabilité du code pour le cas où il est nécessaire de modifier le code d'un protocole.

Par souci de simplicité, l'agent ne pourra utiliser qu'un nombre limité de protocoles d'interaction, spécifiés à l'avance par le développeur en fonction du type d'application. Cependant, dans le cas d'une architecture dynamique où les agents sont évoluants, c'est-à-dire créés automatiquement en cas de besoin, il pourra être nécessaire d'exporter automatiquement un protocole d'interaction spécifique au sein de l'agent nouvellement créé. C'est le cas d'un environnement ambiant dynamique où les objets communicants (capteurs, caméras, actionneurs) peuvent être retirés de l'environnement ou ajoutés à l'environnement.

Enfin, la *quatrième exigence*, qui résulte des précédentes, est relative au fait que les agents ne doivent pas être conçus avec leurs rôles « codés en dur », mais plutôt qu'ils puissent intégrer ces rôles dynamiquement au moment de l'exécution.

Le respect de chacune de ces exigences soulève des problèmes d'ingénierie spécifiques, qui sont liés aux différentes phases de cycle de développement des protocoles.

La question principale abordée dans ce travail est la suivante : comment assurer une coopération dynamique et une génération automatique des agents dans un environnement ouvert et dynamique, telle que celui de l'assistance ambiante, en utilisant les protocoles d'interaction des systèmes multi-agents ?

III. TRAVAUX CONNEXE ET MOTIVATION

Cette section présente un état de l'art sur la modélisation de protocoles d'interaction dans les systèmes multi-agents. Elle illustre l'apport des systèmes multi-agent au domaine de l'assistance à la personne en présentant quelques systèmes parmi les plus récents.

A. Les protocoles d'interaction

Plusieurs définitions de la notion de protocole d'interaction existent dans littérature. Nous adoptons la définition de Cossentino [3] qui décrit un protocole d'interaction de la manière suivante : *"Agent interaction protocol is common pattern of conversations used to perform some generally useful task"*. Et il ajoute :" *The protocol is often used to facilitate a simplification of computational machinery needed to support a given dialogue task between two agents"*.

La deuxième partie de cette définition résume bien le but des protocoles d'interaction d'un point de vue fonctionnel. Ces protocoles d'interaction diffèrent selon que les agents sont en compétition ou bien ont des buts communs. Mazouzi [4] classe les protocoles d'interaction en quatre principales classes : les protocoles de coordination, les protocoles de coopération, les protocoles de négociation et les protocoles de vente aux enchères.

- Les protocoles de coordination

Dans des environnements à ressources limitées, la coordination se traduit par un comportement individuel visant à servir ses propres intérêts tout en essayant de satisfaire le but global du système. Un des exemples de protocole pour la coordination est celui du réseau contractuel (contract-net) [5].

- Les protocoles de coopération [5]

L'interaction est le support de la matérialisation de la coopération. Tandis que la coopération est un concept observable au niveau global dans un SMA, l'interaction s'observe entre les agents deux à deux. On appelle coopération, la manière avec laquelle un ensemble d'agents forment une entité coopérative, c'est-à-dire, un groupe, une coalition, une organisation ou une équipe.

- Les protocoles de négociation [6]

Les protocoles de négociation sont utilisés dans le cas où les agents ont des buts différents. Il sera souvent question de résoudre des conflits entre les agents. Les dispositifs principaux de la négociation sont : le modèle de croyances des agents, le protocole suivi dans le principe de négociation et la procédure de décision que chaque agent utilise pour déterminer ses positions, ses concessions et ses critères pour l'accord.

- Les protocoles de vente aux enchères [7]

C'est un mécanisme, répandu dans le commerce électronique, qui exige de l'organisation et un nombre important de communications. Le but est de déterminer le prix d'un article. Une méthodologie étant prédéfinie, plusieurs contractants qui souhaitent acheter l'article se réunissent. L'usage est que l'article soit vendu d'une façon publique au plus offrant.

B. Représentation, sélection, et exécution des protocoles

De nombreux travaux proposent de dissocier les interactions du code des agents et de les considérer comme des ressources indépendantes de l'agent. Cela permet de dissocier le code lié au domaine d'application des agents du code lié à l'interaction ; ce dernier pouvant être réutilisé pour différents domaines d'application.

1) Système de Gestion de Protocole : Dans le contexte de la coordination dans les SMA, *[8]* a proposé une approche pour la représentation, la sélection et l'exécution d'un protocole d'interaction dans un SMA. Elle constitue un Système de Gestion de Protocole (SGP). Elle considère les protocoles comme des entités de première classe, modélisées séparément. Leur exécution est déléguée à un composant spécifique, le modérateur. Ils proposent une ontologie de protocoles de haut niveau pour coordonner des systèmes distribués. Cette ontologie partagée est téléchargeable par les agents qui doivent l'intégrer dans leur code afin de jouer un rôle dans le protocole.
L'ontologie est composée de trois niveaux [9] : Le premier niveau, le plus abstrait, correspond à l'ontologie des protocoles définissant la structure invariante partagée par tous les protocoles. Le deuxième niveau représente la spécification d'un protocole par l'instanciation de cette ontologie (ex. Contrat net). Le dernier niveau, la conversation, le plus concret, correspond à l'exécution ou l'occurrence d'un protocole.
D'un point de vue de la sélection et de l'exécution du protocole, l'architecture du SGP (cf. Figure 1) permet de supporter la globalité du cycle de vie des protocoles depuis leur spécification jusqu'à leur exécution. Ce système joue le rôle de médiateur entre des agents impliqués dans des conversations. Ainsi, l'architecture intègre des agents dédiés à la spécification, à la sélection et à l'exécution des protocoles. Dans le SGP, les agents utilisent deux sources de connaissances : une ontologie de protocoles et des ontologies de domaines.

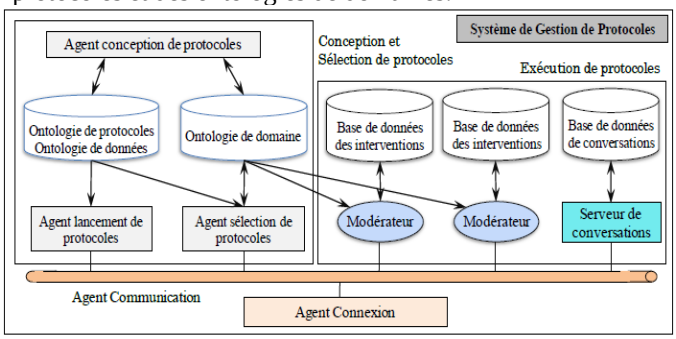


Figure 1 : System de Gestion de Protocole [8]

Un modèle de sélection permet aux agents de choisir, parmi les protocoles ou les conversations disponibles, ceux ou celles qui conviennent à la réalisation de leurs objectifs. Ils ont recourt au langage SWRL [10] pour spécifier les requêtes de sélection de protocoles, et à un algorithme pour faire la correspondance entre les demandes et les descripteurs de protocoles. Cette correspondance prend en compte à la fois le profil du protocole et son comportement.
Un modèle d'exécution des protocoles définit la manière dont les protocoles sont exécutés. Dans un premier temps, ce modèle propose un procédé de génération automatique des rôles (comportement relatif à chaque participant) à partir de la description globale de l'interaction (description du protocole). Ces comportements sont dans un deuxième temps transformés en spécifications exécutables. Le processus de transformation est un algorithme pour mapper des spécifications XML (décrivant des rôles) aux squelettes Java (rôle de mise en œuvre). XSLT est utilisé pour décrire les règles de mappage. Enfin, pour que les agents puissent exécuter dynamiquement leurs rôles, ils ont proposés une architecture d'agent qui intègre un micro-moteur responsable de la gestion de l'exécution des rôles.
Enfin, il faut noter que la taxonomie de l'ontologie est spécifique au protocole de coordination. En ce qui concerne l'exécution dynamique des protocoles, le choix des agents de participer ou non à des conversations n'est pas pris en compte. Une autre limitation est relative à la capacité des agents à exploiter de manière automatique les protocoles. La génération automatique des agents n'est pas considérée, c'est le concepteur du système qui code les agents. De plus, l'évolution du nombre d'agents n'est pas prise en compte.

2) Approche sémantique de la négociation : l'approche développée dans *[11]*, applique la technologie du web sémantique pour automatiser la négociation entre agents. Elle s'appuie sur la définition d'une ontologie de négociation partagée par les agents. La définition de cette ontologie repose sur des travaux dans le domaine du commerce électronique. D'un point de vue représentation, l'ontologie proposée permet de décrire des protocoles de négociation par leur processus, les participants et leurs rôles, les règles de négociation et l'objet de la négociation. Comme le précisent les auteurs, un protocole est donc vu comme un processus. Au niveau opérationnel, les comportements des protocoles sont décrits à l'aide du langage PSL8 (Process Specification Langage). Cette ontologie présente le défaut de se limiter seulement aux protocoles de négociation. En effet, elle ne couvre pas la totalité des concepts nécessaires à la définition d'un protocole (objectif, paramètres, messages échangés). La représentation est également abstraite. D'un point de vue exécution, les auteurs donnent les grandes lignes d'un modèle d'exécution possible et quelques recommandations ou exigences sans qu'un système opérationnel et complet ait été développé. En effet, il est difficile d'assurer la négociation automatique sur la seule base d'une ontologie sans intégrer a priori dans les agents des connaissances minimales sur les protocoles. L'idée consiste à intégrer des connaissances sur les protocoles dans les agents et à créer par la suite des correspondances entre ces connaissances internes et l'ontologie de négociation. Cette mise en correspondance entre les deux représentations exige des mécanismes de traductions au sein des agents. Enfin, il faut noter que ce travail ne traite pas le problème de la sélection automatique des protocoles de négociation.

3) Plateforme multi-agents : de nombreuses plateformes multi-agents supportent des protocoles d'interaction permettant de coder des protocoles permettant l'interaction entre agents. JADE *[12]* est une plateforme communautaire distribuée en open source. Elle supporte les protocoles d'interaction standards FIPA. Du point de vue de la représentation, JADE n'offre aucun modèle et langage dédié à la représentation des protocoles. Néanmoins, la plupart des protocoles FIPA spécifiés en AUML *[13]* (Agent Unified Modeling Language) sont disponibles dans la plateforme. Cette plateforme permet donc d'implémenter toutes les spécificités du formalisme AUML : les rôles, les performatives des messages échangés, les cardinalités des messages et les conditions sur l'enchaînement des messages.
La plateforme n'offre aucun moyen pour passer de la modélisation à l'implémentation. Pour implémenter un protocole,

il est nécessaire de programmer chacun des rôles à l'aide du langage Java en réutilisant des classes dédiées aux protocoles. Du point de vue exécution, les rôles sont codés de manière statique et manuelle dans les agents. Pour faire jouer aux agents de nouveaux rôles, le développeur doit les stopper, les reprogrammer et les relancer de nouveau. L'exécution des rôles se fait d'une manière distribuée sur les différents agents participants et selon un mode pair-à-pair. La fiabilité de l'exécution n'est pas garantie vu l'absence de transformation entre les spécifications et la représentation exécutable. Du point de vue de la sélection des protocoles, c'est le concepteur du SMA qui doit affecter manuellement les rôles aux agents.
Enfin, il faut noter que, bien que JADE supporte l'exécution de protocoles, elle ne dispose pas d'outils spécifiques ou de systèmes dédiés qui couvrent la totalité du cycle de vie du protocole.

C. *Systèmes multi-agents pour l'assistance à la personne*

Dans cette section, nous passons brièvement en revue quelques travaux qui illustrent l'apport des SMA pour la conception d'environnements d'assistance à la personne qui sont adaptatifs et coopératifs.

4) Projet COALAA (COalitions for Ambient Assisted living applications) *[14]* : c'est un SMA basé sur la formation de coalitions d'agents pour offrir un service adapté à la personne. Chaque agent de COALAA encapsule un objet connecté et décide de façon locale et proactive quand et comment contribuer au service requis pour la personne. Une notion plus générale qu'un service, appelé effet, a été introduite. Un effet peut être un éclairage particulier à un endroit précis de la résidence ou la localisation d'un robot. Le protocole à base de coalitions permet au SMA de se configurer pour fournir une solution en fonction de la disponibilité des objets connectés et du respect des critères de degré d'urgence de la situation et du niveau d'intrusion toléré par la personne. La limitation importante de l'architecture COALAA est la prise en compte d'une liste préconçue d'agents au début de la mise en œuvre. Bien sûr, la liste des agents créés correspond aux objets présents dans l'environnement ambiant pendant l'étape d'initialisation du système. Cependant, puisque les agents sont créés manuellement, l'adaptabilité de COALAA est limitée. Cela peut être amélioré en ajoutant un processus d'agentification automatique dans le système.

5) Le projet FRIENDLY AND KIND : ce projet *[15]*, destiné à l'assistance des personnes âgées, a pour objectif d'assurer une surveillance personnalisée du patient assisté par des agents RMA (Remote Monitoring agent). Chaque patient est surveillé par un agent PMA (Patient Monitoring Agent). Cet agent se caractérise par un haut niveau d'autonomie, de réactivité, de sociabilité, de convivialité, de proximité, d'intensité des connaissances, de dynamisme et de suivi des performances. Le système FRIENDLY & KIND fournit un accès flexible aux ressources distribuées dynamiques, hétérogène et de la connaissance dans un environnement dynamique constitué d'entités de calcul, de capteurs, de dispositifs et de services. Quant au système multi-agents utilisé, sa principale limitation concerne sa structure rigide au niveau de la conception des agents. Etant donnée la centralisation de toutes les activités au niveau d'un agent PMA, le temps de réactivité de ce dernier n'est pas optimal. Le système ne peut donc pas répondre à des situations urgentes, ni s'adapter à des changements de contexte. Tout cela sans compter que les interactions entre agents sont en nombre limité. L'introduction de l'interaction entre les agents permettrait d'améliorer les points faibles de ce projet.

6) David et al 2016 : Ce travail publié initialement dans *[16]* a été étendu dans *[17]* par un Framework permettant de définir des agents *protocol-driven*. L'idée consiste à intégrer des expressions de trace pour la modélisation de protocole d'une part et à insérer dans le protocole des événements génériques (plutôt que seulement les événements de communication). Les agents peuvent modifier leur comportement au moment de l'exécution en fonction des événements qu'ils ont perçus pour les applications critiques pour la sécurité. Ce système visait à appliquer un SMA basé sur des expressions de trace pour répondre aux besoins des nouveau-nés qui peuvent souffrir d'hypoglycémie. Le travail a l'avantage de réduire l'utilisation inappropriée des ressources hospitalières en appuyant les décisions de dépistage sur la base du protocole médical. Cependant, cette approche présente une limitation importante ; une liste d'agents préconçue au début de la mise en œuvre et le système ne permet pas de prendre en compte l'évolution du nombre d'agents. Par conséquent, le système ne peut pas répondre à des situations dynamiques de façon adaptative.

D. *Discussion*

Toutes les approches mentionnées ci-dessus présentent une limitation importante en ce qui concerne l'adaptabilité. Nous notons que le degré de correspondance entre un système d'assistance à la personne et le SMA qui lui est associé est limité. D'autre part, chaque agent encapsule un objet communicant tel qu'un capteur ou un actionneur. La nature changeante des réseaux d'objets connectés dans un système d'assistance à la personne est également problématique. Pour que le nombre d'agents du SMA suive l'évolution des objets connectés, la création des agents doit être effectuée de façon dynamique et automatique. En effet, les objets sont mis en mouvement, et le réseau d'objets connectés est rarement statique (ajouts, suppressions et déplacements au sein du réseau). Les possibilités d'automatiser la création, l'ajout ou la suppression des agents constituent une importante contribution de notre approche. De plus, notre approche considère que le système doit être capable d'adapter les agents créés, plus précisément, leur protocole d'interaction en fonction des situations et des contextes applicatifs.

IV. NOTRE APPROCHE

Notre approche propose une architecture pour générer automatiquement un ensemble d'agents coopératifs en vue de fournir un service adapté à une personne dépendante, âgée, ou souffrante, maintenue à domicile. Ce dernier est équipé d'un ensemble d'objets connectés et éventuellement d'un robot. Ce travail se situe dans la continuité du système COALAA [18] dans lequel une ontologie d'assistance à la personne (AA) contient les informations relatives aux services rendus à la personne, une description de l'habitat et les objets connectés qui y sont installés, ainsi que des connaissances sur le profil de la personne. Un SMA coopératif et adaptatif a été développé pour fournir un service

adapté à la personne, dans lequel, chaque agent encapsule un objet connecté.

L'objectif du présent travail est de contribuer à améliorer les capacités d'adaptation de COALAA en permettant une génération dynamique et automatique des agents et de leur protocole de coopération. Nos contributions sont les suivantes (cf. Figure 2) :

Une ontologie des protocoles de coopération : une revue de la littérature a permis d'identifier les différentes techniques utilisées pour représenter les protocoles d'interaction (ontologies, expression des traces) dans les SMA. Grâce à cette étude nous avons pu construire une ontologie qui regroupe les concepts de l'interaction, communs à l'ensemble des protocoles d'interaction. Les ontologies offrent la possibilité de représenter la sémantique des protocoles, de spécifier ces derniers comme des objets à part entière et de les rendre partageables, et plus facilement maintenables. La conception d'une telle ontologie est un premier pas vers l'automatisation de la coopération dans les SMA et plus particulièrement dans le domaine de l'assistance à la personne.

Un algorithme de génération des agents : il permet de créer les agents du SMA à partir de l'ontologie AA.

Un système de génération de protocole de coopération : il permet d'attribuer des protocoles de coopération aux nouveaux agents crées par le système selon une stratégie donnée.

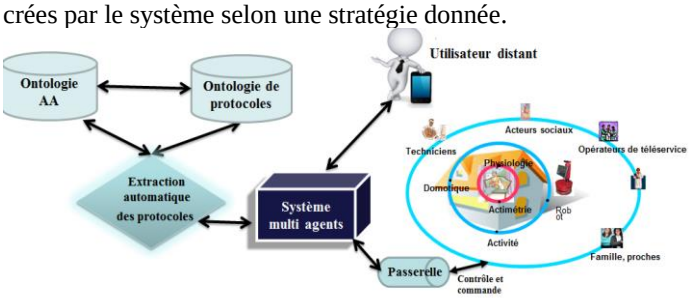


Figure 2 : Architecture générale

A. *Système multi-agent*

Le SMA raisonne à partir des informations qu'il reçoit de la base de connaissances et des capteurs pour faire émerger une solution à un effet souhaité émis. Le SMA offre un dynamisme et une flexibilité, qui permet d'appréhender les situations imprévues dans l'environnement. Le principe des coalitions d'agents dans un SMA est de permettre à des agents de se regrouper temporairement afin d'atteindre un objectif conjointement décidé et commun. La coalition offre ainsi un mécanisme d'adaptation qui apporte une réponse face à des situations diverses afin de répondre aux situations imprévues. La génération automatique de protocoles offre un mécanisme adaptatif capable de faire face aux situations imprévues.

B. *Ontologie de domaine*

Cette base de connaissances comprend les informations persistantes utiles pour générer le SMA. Ces informations sont organisées en classes représentant les principaux objets de l'application, l'habitat, les objets connectés, les tâches et les personnes susceptibles d'intervenir dans l'application, en dehors de la personne assistée (aidants, personnel médical…). Une partie de ces connaissances sont utilisées pour initialiser le SMA.

C. *Ontologie de protocole*

Le concept de protocole d'interaction est un moyen efficace pour structurer et organiser les échanges entre ces agents et les modéliser dans une ontologie de domaine. Pour fixer la terminologie, à partir des travaux existants [11, 9, 19, 20] nous considérerons qu'un protocole d'interaction est caractérisé par les propriétés ou les constituants fondamentaux suivants :

Type : fonction ou objectif du protocole (négocier, coopérer, contracter, …).

Rôle : comportement abstrait qui exprime la fonction d'un participant impliqué dans un protocole. Par exemple, dans un protocole d'enchères, on peut distinguer les rôles d'acheteur et de commissaire-priseur.

Action : opération interne effectuée par un rôle.

- Action de communication (envoie/réception d'un message).
- Action de manipulation soit de données interne du rôle, (ajout d'une proposition reçue), soit actionner un objet physique (orienter une caméra).
- Action décisionnelle (choix au cours d'une interaction).

Ontologie de domaine : définit le vocabulaire utilisé dans le contenu des messages échangés entre les participants.

Message : contenu informationnel échangé par les participants et correspond à un acte de communication.

Contraintes : conditions qu'un agent doit satisfaire pour pouvoir jouer un rôle dans un protocole

Contrainte de répartition : conditions d'utilisation de l'agent et du rôle qu'il occupe**,** basées sur des critères internes liés aux agents (capacité) et des critères externes liés au contexte (niveaux d'intrusion, précision).

Contraintes de comportement : conditions sur la réalisation d'une tâche par un agent (time-out, ordonnancement).

Règles d'enchaînement : structure de contrôle du déroulement logique des actions et des messages échangés.

D. *Environnement Ambiant*

L'environnement ambiant est constitué de capteurs, d'actionneurs et du robot en réseau. Ces objets sont capables de communiquer pour fournir des données (mesures) ou en produire (commandes). Dans les applications de type télévigilance, l'environnement est constitué surtout de capteurs. Les capteurs infrarouges qui détectent la présence d'une personne, les capteurs de passage de porte, les dalles actimétriques sensibles au passage d'une personne qui peuvent aussi détecter certaines postures (debout, allongé). On peut également citer les caméras orientables (ou non), les lecteurs et tags RFID et enfin, les capteurs embarqués sur le robot (tels que les ultrasons, le laser, la caméra mobile, ou l'odomètre). Il y a également les capteurs physiologiques (ex. pouls, glycémie), actimétriques ou de détection de chute.

E. *Algorithme de création d'agents*

L'algorithme de création d'agents procède en 2 étapes pour générer automatiquement des classes Java à partir de l'ontologie AA. La première étape (Algorithme1 ci-dessous) prend en entrée, notre ontologie sous la forme d'un fichier OWL, en extrait la liste des concepts ayant la propriété "Agentifiable" avec leurs attributs et instances et fournit en sortie un ensemble de classes Java correspondant aux concepts extraits. Les attributs de ces concepts

sont des attributs des classes et les instances des concepts deviennent des objets Java.

Algorithm1 : Création automatique de classes Java
Entrée : Ontologie AA
Sortie : Classes Java et instances

Début
Lire_Ontologie(Fichier OWL)
Tanque (¬ fin OWL File) **faire** OntologyClassesList.Ajout(class) **Fin Tantque**
Tantque (Counter <OntologyClassesList.taille()) **faire**
si(ObjectProperty <> "Agentifiable") **alors**
OntologyClassesList.supprime(Counter)
Base_de_donnee. Connecte()
Base_de_donnee.
Insere(OntologyClassesList;DataTypeProperty;Instances)
Fin si
Fin Tantque
GenAutoClasses (OntologyClassesList, DataTypeProperty, Instances)
Fin

La deuxième étape (Algorihme2 ci-dessous) prend en entrée les sorties de l'Algorithme1 et crée un agent pour chaque instance en se connectant à la plate-forme multi-agents Jade (http://jade.tilab.com/wade/index.html).

Algorithm2 : Création des agents
Entrée : Classes Java
Sortie: Système multi-agent.

Debut
Jade Connecte();
Tanque (Compile(Classes Java)) **faire**
CreeAgentJADE();
Fin tanque
ExecuterJADE();
Fin

V. CONCLUSION

Nous avons traité dans cet article le problème de la génération automatique d'un SMA coopératif et adaptatif appliqué à l'assistance à la personne. Après avoir étudié un panorama de travaux portant sur la représentation, la sélection, et l'exécution des protocoles d'interaction, nous avons observé que certains problèmes ont été traités et que quelques solutions logicielles spécifiques existent déjà. Cependant, il demeure plusieurs insuffisances qui nous paraissent importantes comme l'absence d'une approche globale regroupant le cycle de développement complet du SMA, depuis la spécification de l'environnement ambiant jusqu'à l'utilisation d'un SMA.

Une revue de la littérature a permis d'identifier les différentes techniques utilisées pour représenter les protocoles d'interaction (ontologies, expression des traces) dans les SMA. Grâce à cette étude nous avons pu construire une ontologie qui regroupe les concepts de l'interaction, communs à l'ensemble des protocoles. En effet, les ontologies possèdent de nombreux avantages. Elles offrent la possibilité de représenter la sémantique des protocoles, de spécifier ces derniers comme des objets à part entière et de les rendre partageables, et plus facilement maintenables. En plus de l'étape de création des agents du SMA, la conception d'une ontologie de protocoles d'interaction constitue un premier pas vers l'automatisation de la coopération dans les SMA et plus particulièrement dans le domaine de l'assistance à la personne. La prochaine étape du travail consiste à implémenter l'algorithme de génération de protocole de coopération.

REFERENCES

[1] M. P. S. O. W. S. Luck Michael, «Agent Technology: Computing as Interaction (A Roadmap for Agent Based Computing),» *Book*, 2005.

[2] C. Jost, «ArCo : une Architecture informatique pour un Compagnon Artificiel en interaction avec un utilisateur,» HAL, France, 2013.

[3] M. Cossentino, «Mas meta-model in passi. Technical report,» 2003.

[4] A. E. F.-S. S. H. H. Mazouzi, «Open protocol design for complex interactions in multi-agent systems,» *AAMAS*, pp. 517-526, 2002.

[5] R. Smith, «The contract net protocol: high-level communication and control in a distributed problem solver,» *IEEE Transactions on computers*, pp. 1104-113, 1980.

[6] M.-H. Verrons, «GeNCA : Un modèle général de négociation de contrats entre agents.,» *PhD thesis, Université des Sciences et Technologies de Lille*, Novembre 2014.

[7] J. Ferber, «Les systèmes multi-agents, vers une intelligence collective,» *InterEditions*, 1995.

[8] E. A. Wassim BOUAZIZ, «Autonomic Protocol-based Coordination in Dynamic Inter-Organizational Workflow,» *IEEE International Conference on Research Challenge in Information Science*, 2013.

[9] E. V. B. H. Wassim.Bouaziz, «Dynamic Execution of Coordination Protocols in Open and Distributed Multi-Agent Systems,» *Springer*, 2009.

[10] P.-S. P. B. H. S. t. B. G. M. D. Horrocks Ian, «SWRL: A Semantic Web Rule Language,» *Technical report*, 21 May 2004.

[11] M. W. S. P. I. D. s. Valentina Tamma, «Ontologies for supporting negotiation in e-commerce,» *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 2005.

[12] C. G. G. D. Bellifemine Fabio Luigi, «Developing Multi-Agent System with Jade,» *John Wiley & Sons Ltd.*, 2007.

[13] H. M.-P. W. J. X. W. Koning Jean-Luc, «Extended Modeling Languages for Interaction Protocol Design,» *2nd International Workshop Agent-Oriented Software Engineering (AOSE 01) In Michael Wooldridge, GerhardWeiß, Paolo Ciancarini (Eds),*, pp. 68-83, 2002.

[14] A. A. E. C. S. G. N. Abchiche-Mimouni, «"Coalaa-gen: A general adaptive approach for ambient assistive,",» *20th International Conference on Knowledge Based and Intelligent Information and Engineering*, vol. 96, n° %11-2, pp. 324-334, 2016.

[15] D. A. P. G. c. D. G. D. M. A. F. V. M. Federica Aiellil, «FRIENDLY & KIND with your Health: Human-Friendly Knowledge-INtensive Dynamic Systems for the e-Health Domain.,» *Springer International publishing switzerland PAAMS*, pp. 16-26, 2016.

[16] D. A. a. V. M. Angelo Ferrando, « Monitoring Patients with Hypoglycemia using Self-Adaptive Protocol-Driven Agents: a Case Study,in Engineering Multi-Agent Systems,» *international workshop*, pp. 80-89, 2016.

[17] D. B. A. F. V. Davide Ancona, « Global Protocols as First Class Entities for Self-Adaptive Agents,» *Proceedings of the 14th International Conference on AAMS*, 4,8 May 2015.

[18] A. A. E. C. ,. G. S. Nadia Abchiche-Mimouni, «Multidimensional adaptiveness in multi agent systems,» *International Journal on Advances in Intelligent Systems*, vol. 6, pp. 124-135, 2013.

[19] Z. G. s. Tarek Jarraya, «Reuse Interaction Protocols to Develop Interactive Agents,» *Proceedings of the IEEE/WIC/ACM International Conference on Intelligent Agent Technology*, 2006.

[20] W. Bouaziz, «La Coordination à base de Protocoles dans les Systèmes Multi-agent:Application au Workflow Inter-Organisationnel,» *Thése* , 2010.

[21] D. Y. Briot Jean-Pierre, «Principes et architecture des systèmes multi agents,» 2001.

Conception d'un outil numérique d'aide à l'élaboration et à la poursuite de nouveaux buts personnels chez les personnes âgées.

Audrey Landuran
Laboratoire HACS,
Université de Bordeaux
INRIA Bordeaux Sud-Ouest
Bordeaux, France
audrey.landuran@inria.fr

Grégory Lecouvey
INRIA Bordeaux Sud-Ouest
Bordeaux, France
gregory.lecouvey@inria.ff

Assim Kalouaz
INRIA Bordeaux Sud-Ouest
Bordeaux, France
assim.kalouaz@inria.fr

Bernard N'Kaoua
INRIA Bordeaux Sud-Ouest
Laboratoire HACS
Université de Bordeaux
Bordeaux, France
bernard.nkaoua@inria.fr

***Abstract*— Le vieillissement réussi résulte d'une intégration de la poursuite d'objectifs, de projets et de buts personnels motivés de manière intrinsèque tout au long de la vie conduisant à la satisfaction des besoins psychologiques et favorisant ainsi le bien être psychologique. La poursuite de buts personnels a des répercussions extrêmement positives sur différents paramètres de santé tels que le bien être psychologique, la valorisation de soi, la dépression, l'anxiété, etc. Dans ce contexte, l'objectif de notre travail est de concevoir un assistant numérique d'aide à l'élaboration de buts personnels et s'appuyant sur la méthode de "gestion des buts personnels" [1]. Le présent travail vise à : 1) mieux comprendre l'importance et les difficultés rencontrées dans l'élaboration et la réalisation d'un projet de vie pour les personnes âgées, 2) valider, sélectionner et clarifier le contenu de notre outil en utilisant une démarche centrée utilisateur, 3) adapter la méthode de gestion des buts personnels (reposant sur des entretiens) au format numérique en nous inspirant de l'outil "C'est ma vie ! Je la choisis.". Les résultats montrent que le projet de vie est important pour les personnes âgées mais son élaboration et sa réalisation posent des difficultés. Le format numérique apparaît comme une aide possible. Les retours de la démarche centrée utilisateur nous ont permis de sélectionner, de vérifier et d'amender les différents items qui seront présents dans l'outil et de s'assurer de la compréhension et de la facilité d'utilisation de l'outil par les personnes âgées. L'étape suivante sera d'évaluer la pertinence de l'utilisation de l'outil sur le bien être psychologique et l'inclusion sociale.**

Keywords—gestion des buts personnels; personnes âgées; conception d'outil numérique; bien être psychologique

I. INTRODUCTION

En France, le vieillissement démographique est un enjeu majeur de santé publique. L'INSEE estime aujourd'hui que d'ici 2050, une personne sur trois sera âgée de plus de 60 ans, contre une sur cinq en 2005, soit 9.7 millions de personnes âgées en plus sur une population estimée à 70 millions d'habitants [2]..

La théorie de l'activité [3] offre une image dynamique et positive de la vieillesse en associant le concept de vieillissement réussi à la capacité des personnes âgées à substituer les activités perdues par de nouvelles activités tout aussi engageantes [4].

Un enjeu d'un vieillissement réussi est la notion de bien être psychologique. En effet, le bien-être psychologique s'intègre dans la dynamique du vieillissement réussi de la manière suivante : "le vieillissement réussi fait entrer en jeu trois composants principaux : une faible probabilité d'être malade ou handicapé suite à une maladie, des capacités physiques fonctionnelles et un haut niveau cognitif, et un engagement actif dans la vie. » [5]. Le bien-être psychologique est défini ici comme un état qui inclut différents facteurs contribuant au bonheur d'un individu et à son niveau de satisfaction globale [6]. Selon [7] ces facteurs incluent l'acceptation de soi, la croissance personnelle, l'autonomie ou encore le sens à la vie

La théorie de l'autodétermination [8] met également l'accent sur le bien être psychologique et le bonheur. Une personne est autodéterminée lorsqu'elle agit selon ses désirs, ses aspirations, ses attentes, etc. Un comportement autodéterminé participe à la satisfaction des besoins psychologiques fondamentaux, c'est-à-dire qu'il génère un sentiment de compétence, d'autonomie et de lien social [9]. Le besoin de compétence se traduit par un sentiment d'efficacité par rapport à l'environnement. Le besoin de lien social fait quant à lui référence au besoin d'établir un lien avec les autres, d'avoir un sentiment d'appartenance à un groupe social et d'avoir une importance pour les autres. Enfin, le besoin d'autonomie renvoie au fait qu'un comportement doit être autogouverné, c'est-à-dire que la décision de l'exécuter a été prise par la personne. Il faut que l'individu soit en accord avec ce comportement et que la raison de son exécution soit congruente avec ses valeurs. C'est lorsque ces trois besoins sont comblés qu'émerge un comportement auto-motivé, autonome, auto-réalisant et autodéterminé [8], [10].

Au delà de ces trois besoins fondamentaux, la motivation joue un rôle extrêmement important sur l'apparition de comportements autodéterminés, l'élaboration et le maintien de buts personnels. Un comportement autodéterminé nécessite que l'action soit motivée intrinsèquement, c'est à dire que

l'individu effectue l'action pour elle-même : il lui attribue une valeur, une valence émotionnelle et elle a du sens pour lui, elle est sa propre finalité. La motivation intrinsèque peut être définie comme la volonté de « chercher la nouveauté et le challenge, d'étendre et exercer ses compétences et capacités, d'explorer et d'apprendre » [9].

A l'inverse, la motivation est extrinsèque lorsque l'action n'est non pas effectuée pour elle-même mais pour le résultat de sa complétion : une récompense tangible ou non, l'évitement d'une conséquence aversive, l'évitement du retrait d'un élément déjà acquis, ou encore le retrait d'un élément négatif [9]. Une étude longitudinale confirme que le bien-être psychologique est amélioré par l'atteinte de buts intrinsèques, alors qu'accéder à des buts extrinsèques ne fournit qu'un faible bénéfice [11].

La littérature fait donc apparaitre que le vieillissement réussi résulte d'une intégration de la poursuite d'objectifs, de projets et de buts personnels motivés de manière intrinsèque tout au long de la vie conduisant à la satisfaction des besoins psychologiques et augmentant le bien être psychologique. Dans ce contexte, encourager l'émergence de comportements autonomes et autodéterminés dirigés vers des buts et projets apparaît comme un enjeu majeur.

Des études ont montré que la poursuite de buts personnels est reliée positivement à la satisfaction de vivre, négativement à la dépression [12] et à l'anxiété [13], est source de sens à la vie [14] et sert au développement personnel [15], à la valorisation de soi [16], et au sentiment d'efficacité personnelle [17].

En ce qui concerne le vieillissement, une méthode de gestion des buts personnels visant à promouvoir le bien-être psychologique de personnes âgées en les aidants à élaborer de nouveaux buts personnels a été proposée [1]. Cette méthodologie comporte quatre étapes. La première est une étape d'élaboration dans laquelle les participants sont invités à faire un inventaire de leurs désirs, objectifs et projets, afin de sélectionner des buts concrets à opérationnaliser. Dans la seconde étape, les participants planifient leurs buts, c'est-à-dire identifient les étapes de réalisation, prévoient les obstacles qu'ils auraient pu rencontrer et identifient les ressources personnelles à mettre en oeuvre. Dans l'étape suivante, l'étape de poursuite du but, les participants sont amenés à concentrer leurs ressources afin de réussir à compléter les différentes étapes qu'ils ont spécifiées. Enfin, pour la dernière étape d'évaluation de la poursuite du but, les participants sont invités à faire le point sur les progrès accomplis et le niveau de satisfaction lié à la complétion du projet. Cette rétrospection permet de prendre conscience des apprentissages et des démarches effectués. Cette méthode a pour objectif d'aider les participants à préciser leurs désirs, buts et aspirations et à les opérationnaliser de manière efficace pour mieux les poursuivre. Elle vise également à pouvoir ensuite être utilisée de manière spontanée et autonome par les participants.

La comparaison d'un groupe de personnes âgées ayant utilisé cette méthode et d'un groupe contrôle a montré des résultats extrêmement bénéfiques de cette méthode sur différents paramètres de santé tels que l'anxiété, le bonheur, le sens à la vie, la détresse et l'expérience de la retraite, ainsi que des répercussions avérées sur la capacité à atteindre des buts personnels. Ces améliorations étaient maintenues six mois après l'intervention. [1]

Aujourd'hui, l'utilisation d'outils numériques par les personnes âgées offre de nombreux avantages tels que la personnalisation et l'adaptation des contenus et des formats aux spécificités de chacun, l'amélioration du sentiment de sécurité [18], [19], du lien social [20], de l'autodétermination [21], de la qualité de vie [22], la diminution du stress lié aux technologies [23], ou encore le maintien du fonctionnement quotidien [24]. Les technologies d'assistance sont efficaces pour accroître les compétences dans différents domaines, comme la mobilité [25], la prise de médicaments [26], les activités de la vie quotidienne, la communication, la recherche d'informations ou encore les loisirs [22].

En plus d'une efficacité avérée des technologies auprès de personnes âgées, la littérature met en évidence une utilisation importante de certaines technologies dans cette population. En effet, près de 60% des personnes de plus de 65 ans utilisent internet et 77% ont un téléphone portable [27]. Les technologies mobiles sont de plus en plus présentes chez les personnes âgées [28] et elles conviennent parfaitement à certaines personnes âgées à mobilité réduite.

Dans un précédent projet, nous avons conçu l'outil "C'est ma vie! Je la Choisis." actuellement disponible sur internet (http: //www.monprojetdevie .trisomie21-france.org /). Cet outil destiné aux personnes avec déficience intellectuelle a pour objectif d'aider les personnes à exprimer et élaborer leur projet de vie et se base notamment sur la méthodologie de gestion des buts personnels [1]. Il comporte quatre parties principales. La première « Choisir, c'est quoi ? » consiste à définir et à proposer des exercices sur la notion de choix (qu'est ce qu'un choix, ce que nous pouvons choisir, ce que nous ne pouvons pas choisir, etc.). Dans la deuxième partie « Ma vie », l'utilisateur est invité à répondre à des questions sur son passé et son présent, afin de l'aider à se projeter dans l'avenir. La troisième partie « Ce qui est important pour moi » permet de réfléchir à la notion de valeur (quelles sont les valeurs importantes, quelles sont les valeurs que nous ne partageons pas, etc.). Des valeurs (issues des valeurs du profil de Reiss ; [29]) sont présentées et définies. Un quizz permet alors à la personne de choisir les valeurs importantes pour elle et de les classer en fonction de ses intérêts. Enfin, dans la quatrième partie « Mon projet », les participants sont amenés à réfléchir à ce qu'ils souhaitent faire plus tard dans de nombreux domaines tels que la vie familiale, les loisirs, l'éducation, la vie professionnelle, etc. La personne est invitée à considérer les projets qu'elle souhaite réaliser dans différents domaines (logement, travail, vie affective et loisirs), à les classer en fonction de ses intérêts et à définir les besoins nécessaires pour y parvenir. [30]

A notre connaissance, il n'existe à ce jour aucun outil numérique destiné à accompagner les personnes âgées dans la gestion de leurs buts personnels ou de leur projet de vie.

L'objectif de ce projet est donc de promouvoir le bonheur et le bien-être psychologique des personnes âgées en les accompagnant dans l'élaboration et la réalisation de buts personnels au moyen d'un outil numérique. Pour cela trois

étapes ont été identifiées dans ce travail : 1) mieux comprendre l'importance du projet de vie et les difficultés rencontrées dans l'élaboration et la réalisation de ce projet pour les personnes âgées ; 2) évaluer et valider le contenu de l'outil auprès de futurs utilisateurs en s'appuyant sur la méthode de gestion des buts personnels et 3) adapter cette méthode au format numérique en nous inspirant de l'outil "C'est ma vie ! Je la choisis." destiné à des personnes avec déficience intellectuelle.

II. Methode

A. Participants

12 participants (2 hommes et 10 femmes) âgés en moyenne de 68 ans (ET= 7.0) ont été interrogés dans le cadre de cette étude. Les participants étaient en pré-retraite où à la retraite, et 5 d'entre eux étaient mariés.

B. Evaluation de l'importance du projet de vie dans le parcours de personnes âgées

Nous avons conçu un questionnaire portant sur l'importance du projet de vie, les difficultés rencontrées dans l'élaboration de ce projet et le type d'aide souhaité (humain, papier ou numérique).

C. Evaluation du contenu de l'outil

Le contenu de chaque partie a été testé. Pour la première partie, nous avons recueilli l'avis de 11 participants sur la pertinence des items présents dans l'outil grâce á une échelle de Likert en 5 points (2 : « Très pertinent » ; 1 : « Pertinent » ; 0 : « Neutre » ; -1 : « Peu pertinent » ; -2 : « Non pertinent »). 40 questions portant sur les habitudes de prise de décision de l'utilisateur ou extraites de l'inventaire de motivation intrinsèque et de l'indice de fonctionnement autonome [31] ont été présentées aux participants. Cette première phase avait pour but de sélectionner les 20 questions considérées comme les plus pertinentes par les futurs utilisateurs.

Pour la deuxième partie, nous avons testé la compréhension des valeurs et de leur définition présentés dans l'outil à l'aide d'une échelle de Likert en 5 points (2 : « Très claire » ; 1 : « Claire » ; 0 : « Neutre » ; -1 : « Peu claire » ; -2 : « Pas claire »).

Pour la troisième partie nous avons présentés une version papier/crayon du contenu. Les participants étaient invités à se prononcer sur la faisabilité et les difficultés potentielles liées à la réalisation de cette partie.

Enfin, pour la quatrième partie, 11 participants ont été invités à sélectionner des buts qui leurs semblaient pertinents parmi une liste établie élaborée à partir des données de [32] utilisant la M.I.M (Motivational Induction Method, [33]). Les personnes étaient invitées à proposer des items supplémentaires si elles le jugeaient nécessaire.

D. Conception de la maquette

La méthode d'élaboration des buts personnels [1] présentée précédemment a été adaptée au format numérique. La maquette a été conçue en prenant en compte les recommandations d'utilisabilité et d'accessibilité générique [34] mais également spécifique à la population des personnes âgées [35], [36].

III. Resultats

A. Evaluation de l'importance du projet de vie dans le parcours de personnes âgées

L'évaluation a montré que l'ensemble des participants considère le projet de vie comme étant important dans leur parcours.

11 participants sur les 12 interrogés considèrent avoir des difficultés dans la réalisation de leur projet de vie. Ces difficultés concernent les moyens financiers, les capacités motrices et/ ou cognitives, le changement de ses habitudes et le manque d'idées, d'informations, de motivation, etc.

En ce qui concerne le type d'aide pour réaliser leur projet de vie 2 participants n'en désiraient aucune, 8 souhaitaient une aide humaine, 5 une aide papier et 8 une aide numérique.

B. Evaluation du contenu de l'outil

L'évaluation de la première partie montre que la pertinence moyenne pour l'ensemble des items proposés est comprise entre 0.5 (ET =1.1) et 1.7 (ET=0.5) sur 2. De plus, 8 des 40 items proposés étaient évalués en moyenne comme inférieur à 1 (entre "Neutre" et "Pertinent") et ont donc été supprimés de l'outil. Les 32 autres ont été jugés comme étant supérieur ou égal à 1 en moyenne (entre "Pertinent" et "Très Pertinent"). Nous avons sélectionné les 20 items les plus pertinents ayant une évaluation moyenne minimale de 1.4 (ET = 0.7) sur 2.

L'évaluation de la deuxième partie montre que la clarté moyenne estimée par les participants pour l'ensemble des items proposés est comprise entre 0.75 (ET =1.0) et 1.9 (ET=0.3) sur 2. De plus, 8 items étaient jugés comme étant supérieur ou égal à 1 en moyenne (entre "Claire" et "Très claire") et seulement 2 des 10 items proposés étaient évalués en moyenne comme inférieur à 1 (entre "Neutre" et "Clair") sur 2. Ces 2 items ont été retravaillés afin de faciliter leur compréhension.

Pour la troisième partie, l'ensemble des participants a pu répondre aux questions proposées et aucune difficulté particulière n'a été rencontrée quant à sa réalisation.

Enfin, pour la quatrième partie, les buts et les étapes sélectionnés par les personnes ont été retenus et inclus dans l'outil. Les buts et étapes considérés comme inappropriés ont été supprimés.

C. Conception de la maquette

L'outil a été conçu de manière à optimiser l'ergonomie et à réduire la charge mentale de travail. La maquette et les différents éléments de l'interface ont été conçus selon des recommandations d'utilisabilité et d'accessibilité [34], [35], [36].

Les informations sont présentées de manière consistante, c'est-à-dire qu'elles sont présentées de manière régulière et conservent leur emplacement pour faciliter l'utilisation. Elles sont également peu nombreuses à un instant donné afin d'éviter la surcharge cognitive et la non-discrimination des informations pertinentes pour la requête. Cela permet également de minimiser le nombre d'interactions possibles afin d'assurer l'atteinte de l'objectif.

Les symboles et pictogrammes utilisés ont été repris d'un outil déjà existant (*"C'est ma vie ! Je la choisis,"*). Ils ont été validés comme étant intelligibles, lisibles et sémiotiquement pertinents, c'est-à-dire que le signifiant renvoyait chez l'utilisateur, le plus souvent, au bon signifié et qu'il avait une bonne affordance mentale.

Une thématique à couleur bleue a été choisie dans la mesure ou elle est normativement associée au calme, à la confiance, à la tranquillité et la sécurité [37] La couleur bleue, dans un objectif d'augmenter la saillance visuelle, contraste avec du blanc ou du noir. Les polices utilisées répondent aux normes de lisibilité et d'intelligibilité de l'information [34]. La maquette prévoit la possibilité d'une lecture audio de l'intégralité des textes.

La présence discrète d'un agent virtuel a été incluse. Il se veut encourageant et bienveillant et se substitue à un animateur dans le protocole de la méthode de gestion des buts personnels [1]. Il est représenté par un pictogramme de visage (sans les yeux) que l'utilisateur peut solliciter si nécessaire. L'absence des yeux permet de conserver une neutralité et prévient la génération d'affect envers l'agent virtuel [38]. L'agent apparaît systématiquement pour introduire les contenus, donner les consignes, les explications et fournir les aides. Ses discours ne sont ni trop formels ni trop familiers afin de donner un sentiment d'acceptation et de bienveillance.

La première partie, « Mon Choix », est introduite à l'aide d'une vidéo explicative et le message est à la fois éducatif et motivationnel. Il s'agit d'inviter la personne à réfléchir à la notion de choix, et à l'impact de choix autodéterminés sur le bien-être [8]. Elle est composée de vingt questions qui portent sur les habitudes de prise de décision de l'utilisateur. Ces questions sont basées ou extraites de l'inventaire de motivation intrinsèque et de l'indice de fonctionnement autonome [31] et ont été sélectionnées par les utilisateurs lors de l'étape d'évaluation du contenu de l'outil. Ce sont des affirmations auxquelles l'utilisateur répond avec le degré d'adéquation qui lui correspond sur une échelle de Likert.

Dans la seconde partie, « Mes Valeurs » l'objectif est d'inviter la personne à réfléchir à ses valeurs et à la manière dont elles influencent ses choix dans la vie. Les valeurs sont définies comme des croyances associées à des émotions qui réfèrent à des buts désirables motivant l'action [39]. L'utilisateur est amené à répondre à une série de vingt questions basées sur le questionnaire des valeurs par portrait (Portrait Values Questionnaire) [39]. Les réponses aux questions permettent d'identifier les valeurs qui seraient celles du répondant. Le sujet est alors amené à indiquer si il est d'accord avec ces choix, et à argumenter le cas échéant.

Dans la troisième partie, « Mon histoire », l'utilisateur est invité à revivre un souvenir aussi intensément que possible. L'objectif est de stimuler sa conscience autonoétique afin de l'amener à voyager mentalement vers son passé. Le déroulement s'effectue sur le modèle de la méthode des buts personnels [1] mais cette fois à partir de projets passés. L'utilisateur est invité à se remémorer un projet réussi puis un projet non abouti. L'objectif est de stimuler la mémoire épisodique à l'aide de questions induisant une reviviscence des événements (« Comment vous sentiez-vous au moment de l'élaboration du projet ? »). Par un ensemble de questions, l'utilisateur est invité à réfléchir aux conditions, aux stratégies et aux ressources qui ont permis la réussite ou l'échec d'un projet passé.

Dans la dernière partie, la personne a à identifier des buts à atteindre dans une liste de buts proposés qu'il sera possible de compléter de manière personnalisée. Après l'identification de nouveaux buts, elle pourra les opérationnaliser de manière à ce qu'ils soient traduits en actions concrètes en sélectionnant une série d'étapes permettant d'atteindre les buts identifiés (ces étapes ont été identifiées au cours des entretiens menés lors la de conception de l'outil). Enfin, l'utilisateur peut valider les étapes lorsqu'elles sont réalisées, valider les buts atteints, identifier de nouveaux buts à atteindre, etc.

Quelques pages de la maquette sont présentées dans la figure 1.



Fig. 1. Exemples de pages de la maquette

IV. Discussion

D'après les données de la littérature, le vieillissement réussi résulte d'une intégration de la poursuite d'objectifs, de projets et de buts personnels motivés de manière intrinsèque tout au long de la vie conduisant à la satisfaction des besoins psychologiques et permettant d'augmenter le bien être psychologique [1], [40], [41], [42], [43], [44]. Il parait donc important d'encourager l'émergence de comportements autonomes et autodéterminés dirigés vers des buts et projets afin de favoriser le bien-être psychologique chez un individu.

Dans ce contexte, notre travail consistait à adapter la méthode de gestion des buts personnels [1] au format numérique en nous inspirant d'un précédent travail effectué sur l'outil "C'est ma vie ! Je la choisis." destiné aux personnes avec déficience intellectuelle.

La théorie de l'activité [3] associe au vieillissement réussi, la capacité des personnes âgées à substituer les activités perdues par de nouvelles activités tout aussi engageantes [4]. De plus, en France, la loi du 28 Décembre 2015 relative à l'adaptation de la société au vieillissement place le projet de vie au centre du processus de compensation. Dans ce contexte, nous avons, dans un premier temps, réalisé une étude visant à mieux

comprendre l'importance et les difficultés rencontrées dans l'élaboration et la réalisation d'un projet de vie auprès de personnes âgées elles-mêmes.

Nos résultats montrent que le projet de vie est perçu par tous les participants comme étant important dans leur parcours et la grande majorité rapporte des difficultés quant à son élaboration notamment à cause d'un manque de capacités motrices et/ ou cognitives, d'idées, d'informations, de motivation ou de la peur du changement de ses habitudes. De plus, deux tiers des participants se disent intéressés par l'utilisation d'un outil numérique souvent couplé à une aide humaine, ce qui confirme l'intérêt de développer un outil numérique.

La conception centrée utilisateur recommande que les futurs utilisateurs soient impliqués dans le développement et les choix de conception d'un produit qui doit être guidé par les besoins des utilisateurs. Cette démarche favorise l'adoption, l'utilisabilité, l'efficacité ou encore l'utilité perçue du produit [34], [45], [46], [47]. Dans ce travail, les futurs utilisateurs étaient impliqués dès la phase de réflexion sur le contenu. Les utilisateurs étaient alors invités à valider, sélectionner et clarifier le contenu de l'outil. Les objectifs étaient : 1) de s'assurer de la pertinence et de l'utilité du contenu et 2) de l'adéquation entre les exigences des tâches demandées et les capacités des futurs utilisateurs. Les résultats obtenus nous ont permis de sélectionner, de vérifier et d'amender les différents items présents dans l'outil mais également de s'assurer de la compréhension et de la facilité d'utilisation de l'outil par les personnes âgées. Enfin les recommandations de conception permettant l'accessibilité de l'outil aux personnes âgées [34], [35], [36] ont également été prises en compte dans la conception de la maquette.

Pour conclure, pouvoir se fixer de nouveaux buts personnels, de nouveaux projets semblent des éléments majeurs d'un vieillissement réussi. La notion de projet de vie est un élément central guidant les trajectoires individuelles et cette notion est aujourd'hui au centre de la loi relative à l'adaptation de la société au vieillissement. C'est dans ce contexte que nous avons conçu un outil numérique ayant pour vocation à aider les personnes à élaborer et à atteindre de nouveaux bus personnels.

Une fois les prototypes développés et testés par les futurs utilisateurs (méthodologie de conception centrée utilisateur) nous développerons la version final. Un groupe expérimental (utilisant l'outil numérique) sera alors comparé à un groupe contrôle afin d'évaluer les répercussions de l'utilisation de l'assistant numérique sur différents paramètres de santé tels que le bien être psychologique, le bonheur, l'anxiété et l'inclusion sociale au sens large.

Acknowledgment

Cette recherche est soutenue par la Conférence des Financeurs de la Prévention de la Perte d'Autonomie des personnes âgées (CFPPA) et la Caisse d'Assurance Retraite et de la Santé au Travail (CARSAT0 d'Aquitaine.

References

[1] Dubé, M., Lapierre, S., Bouffard, L., & Labelle, R. (2000). Le bien-être psychologique par la gestion des buts personnels: Une intervention de groupe auprès des retraités. *Revue Québécoise de Psychologie*, *21*(2), 255–280.

[2] INSEE. (2016). Population par âge−Tableaux de l'Économie Française | Insee.

[3] Lemon, B. W., Bengtson, V. L., & Peterson, J. A. (1972). An exploration of the activity theory of aging: activity types and life satisfaction among in-movers to a retirement community. *Journal of Gerontology*, *27*(4), 511–523.

[4] Kiesler, C. A. (1971). The Psychology of Commitment. Experiements loking behavior to belief.

[5] Rowe, J. W., & Kahn, R. L. (1997). Successful aging. *The gerontologist*, *37*(4), 433-440.

[6] Seifert, T. (2004). Understanding student motivation. *Educational Research*, *46*(2), 137–149. https://doi.org/10.1080/0013188042000222421

[7] Ryff, C. D., & Singer, B. H. (2008). Know thyself and become what you are: A eudaimonic approach to psychological well-being. Journal of Happiness Studies, 9(1), 13–39. https://doi.org/10.1007/s10902-006-9019-0

[8] Deci, E. L., & Ryan, R. M. (1985). The general causality orientations scale: Self-determination in personality. Journal of Research in Personality, 19(2), 109–134. https://doi.org/10.1016/0092-6566(85)90023-6

[9] .Ryan, R. M., & Deci, E. L. (2000). Intrinsic and Extrinsic Motivations: Classic Definitions and New Directions. Contemporary Educational Psychology, 25, 54–67. https://doi.org/10.1006/ceps.1999.1020

[10] Wehmeyer, M. L., Kelchner, K., & Richards, S. (1996). Essential Characteristics of Self Determined Behavior of Individuals With Mental Retardation. 632 ©American Association on Mental Retardation American Journal on Mental Retardation, 100(6), 632–642.

[11] Sheldon, K. M., & Kasser, T. (1998). Pursuing Personal Goals: Skills Enable Progress, but Not all Progress is Beneficial. Personality and Social Psychology Bulletin, 24(12), 1319–1331. https://doi.org/10.1177/01461672982412006

[12] Emmons, R. A. (1986). Personal strivings: Toward a theory of personality and subjective well-being.

[13] Hosen, R. (1990). Strategies for enhancing psychological well-being. Psychology: A Journal of Human Behavior, 27, 20–29.

[14] Reker, G. T., & Wong, P. T. P. (1984). Psychological and Physical Well-Being in the Elderly: The Perceived Well-Being Scale (PWB). Canadian Journal on Aging / La Revue Canadienne Du Vieillissement, 3(1), 23–32. https://doi.org/10.1017/S0714980800006437

[15] Cross, S., & Markus, H. (1991). Possible selves across the life span. Human Development, 34(4), 230–255.

[16] Liber, H.S. (1982). Applications of a theory of personality functioning and change to three career identity changes faced by the elderly. In J.O. Raynor et E.E. Entin (dir.), Motivation, career striving and aging (p. 353-370). Washington, DC: Hemisphere.

[17] Bandura, A. (1993). Perceived Self-Efficacy in Cognitive Development and Functioning. Educational Psychologist, 28(2), 117–148. https://doi.org/10.1207/s15326985ep2802_3

[18] Starkhammar, S., & Nygård, L. (2008). Using a timer device for the stove: Experiences of older adults with memory impairment or dementia and their families. Technology and disability, 20(3), 179-191.

[19] Melander-Wikman, A., Fältholm, Y., & Gard, G. (2008). Safety vs. privacy: elderly persons' experiences of a mobile safety alarm. Health & Social Care in the Community, 16(4), 337-346.

[20] White, H., McConnell, E., Clipp, E., Bynum, L., Teague, C., Navas, L., ... & Halbrecht, H. (1999). Surfing the net in later life: A review of the literature and pilot study of computer use and quality of life. Journal of Applied Gerontology, 18(3), 358-378.

[21] Dupuy, L., Consel, C., & Sauzeon, H. (2016). Self determination-based design to achieve acceptance of assisted living technologies for older adults. Computers in Human Behavior, 65, 508-521.

[22] Plaza, I., MartíN, L., Martin, S., & Medrano, C. (2011). Mobile applications in an aging society: Status and trends. Journal of Systems and Software, 84(11), 1977-1988.

[23] Wright, K., 2000. Computer-mediated Social Support, Older Adults and Coping. Journal of Communication. 50, 100-118.

[24] Dupuy, L., Froger, C., Consel, C., & Sauzéon, H. (2017). Everyday Functioning Benefits from an Assisted Living Platform amongst Frail Older Adults and Their Caregivers. Frontiers in aging neuroscience, 9, 302.

[25] Morris, A., Donamukkala, R., Kapuria, A., Steinfeld, A., Matthews, J. T., Dunbar-Jacob, J., & Thrun, S. (2003, September). A robotic walker that provides guidance. InRobotics and Automation, 2003. Proceedings. ICRA'03. IEEE International Conference on (Vol. 1, pp. 25-30). IEEE.

[26] Leirer, V. O., Morrow, D. G., Tanke, E. D., & Pariante, G. M. (1991). Elders' nonadherence: its assessment and medication reminding by voice mail. The Gerontologist, 31(4), 514-520.

[27] Smith, A. (2014). Older Adults and Technology Use. Pew Research Center, (April), 1–26. https://doi.org/202.419.4500

[28] Kim, M. J., & Preis, M. W. (2016). Why Seniors use Mobile Devices: Applying an Extended Model of Goal-Directed Behavior. Journal of Travel & Tourism Marketing, 33(3), 404–423.

[29] Reiss, S., & Havercamp, S. M. (1998). Toward a comprehensive assessment of fundamental motivation: Factor structure of the Reiss Profiles. Psychological Assessment, 10(2), 97.

[30] Landuran, A., Haelewick, M. C., Bastien, R., Consel, C., N'Kaoua (en spumission). Designing a digital assistant for developing a life plan.

[31] Weinstein, N., Przybylski, A. K., & Ryan, R. M. (2012). The index of autonomous functioning: Development of a scale of human autonomy. Journal of Research in Personality, 46(4), 397–413. https://doi.org/10.1016/j.jrp.2012.03.007

[32] Lapierre, S., Bastin, E., & Bouffard, L. (1992). Motivational Goal Objects in Later Life. The International Journal of Aging and Human Development, 36(4), 279–292. https://doi.org/10.2190/N2XP-4KT1-1WCB-Y1QX

[33] Nuttin, J. (1984). Motivation, planning, and action. Hillsdale, NJ.

[34] ISO. (2010). ISO 9241-210:2010 - Ergonomie de l'interaction homme-système - Partie 210: Conception centrée sur l'opérateur humain pour les systèmes interactifs. https://www.iso.org/fr/standard/52075.html

[35] Fisk, A., Rogers W., Charness, N. & Sharit J. (2004). Designing for older adults: principles and creative human factors. New York, CRC press.

[36] Fisk, A. D., Rogers, W. A., Charness, N., Sharit, J. &Czaja S. (2009). Designing for older adults: principles and creative human factors approaches. New York,CRC press.

[37] Madden, T. J., Hewett, K., & Roth, M. S. (2000). Managing Images in Different Cultures: A Cross-National Study of Color Meanings and Preferences. Journal of International Marketing, 8(4), 90–107.

[38] Jost, C., Andre, V., Le Pevedic, B., Lemasson, A., Hausberger, M., & Duhaut, D. (2012). Ethological evaluation of human-robot Interaction: Are children more efficient and motivated with computer, virtual agent or robots? In 2012 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, ROBIO 2012 - Conference Digest (pp. 1368–1373).

[39] Schwartz, S. H. (2006). A theory of cultural value orientations: Explication and applications. Comparative Sociology, 5, 2(3), 137–182. https://doi.org/10.1163/156913306778667357

[40] Ryan, R. M., & Frederick, C. (1997). On Energy, Personality, and Health: Subjective Vitality as a Dynamic Reflection of Well-Being. Journal of Personality, 65(3), 529–565. https://doi.org/10.1111/j.1467-6494.1997.tb00326.x

[41] Ryan, R. M., Sheldon, K. M., Kasser, T., & Deci, E. L. (1996). All goals are not created equal: An organismic perspective on the nature of goals and their regulation. The Psychology of Action: Linking Motivation and Cognition to Behavior, (JANUARY 1996), 7–26.

[42] Waterman, A. S. (1993). Two conceptions of happiness: Contrasts of personal expressiveness (eudaimonia) and hedonic enjoyment. Journal of Personality and Social Psychology, 64(4), 678–691.

[43] Kiesler, C. A. (1971b). The Psychology of Commitment. Experiements loking behavior to belief.

[44] Sheldon, K. M., & Kasser, T. (1998). Pursuing Personal Goals: Skills Enable Progress, but Not all Progress is Beneficial. Personality and Social Psychology Bulletin, 24(12), 1319–1331. https://doi.org/10.1177/01461672982412006

[45] Henkemans, O. B., Caine, K. E., Rogers, W. A., Fisk, A. D., & Neerincx, M. A. (2007, April). Medical monitoring for independent living: user-centered design of smart home technologies for older adults. In Proc. Med-e-Tel Conf. eHealth, Telemedicine and Health Information and Communication Technologies (pp. 18-20).

[46] Hanson, V.L., Crayne, S.: Personalization of web browsing: adaptations to meet the needs of older adults. Universal. Access. Inf. Soc. 4, 46–58 (2005)

[47] Norman, D.A., Draper, S.W.: User Centered Systems De- sign. Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale NJ (1986)

Session 2 : Communication et Jeu

Présidente de Session : Isis Truck

Un Nouveau Dispositif de Rééducation dans l'Univers des Troubles « Dys » : S'TIM, le Serious-Game Persuasif Thérapeutique Conçu pour les Patients Dysexécutifs

Julie Golliot
Laboratoire IMSIC Toulon &
Clinique Provence Bourbonne
RGDS, France
Julie.golliot@ensc.fr

Alexandre Abellard
Laboratoire IMSIC Toulon
Toulon, France

Elodie Fontugne
Clinique Provence Bourbonne
Ramsay Générale de Santé
France

Cathy Herrera
Clinique Provence Bourbonne
RGDS, France

Dr Michèle Timsit
Clinique Provence Bourbonne
RGDS, France

Michel Durampart
Laboratoire IMSIC Toulon
Toulon, France

***Abstract*— Dans l'univers des troubles « dys », les personnes atteintes de troubles dysexécutifs sont en attente de nouvelles solutions pour leur rééducation. A partir d'une analyse approfondie de la littérature, un consortium multidisciplinaire a été créé afin de spécifier et de développer un Serious-Game qui immerge les patients dans un monde virtuel à travers un scénario élaboré et des missions variées. Il s'utilise sur une table tactile robotisée de 48' facile à appréhender. Ce dispositif a trois enjeux majeurs. Tout d'abord la levée de l'anosognosie ainsi que le passage à une motivation intrinsèque des patients afin qu'ils soient acteurs de leur rééducation. Ensuite, l'atteinte d'une métacognition suffisante pour qu'ils puissent développer des stratégies qui leurs sont propres et qu'ils sélectionnent la plus appropriée dans chaque contexte. Enfin, la facilitation du transfert de ces stratégies dans la vie quotidienne. Des changements dans l'organisation des thérapeutes sont également attendus.**

Keywords—Serious-Game; Rééducation Cognitive; Syndrome dysexécutif; Table tactile; Métacognition ; Changement des Organisations.

I. INTRODUCTION ET CONTEXTE

Nous nous proposons dans cet article de revenir sur le cas des patients dysexécutifs dans l'univers des troubles « dys », avant de nous pencher sur leur prise en charge actuelle en rééducation. Nous ouvrirons ensuite sur la spécification d'un nouvel outil de rééducation basé sur les récentes avancées technologiques et présenteront les perspectives qu'il offre.

A. Retour sur les "Dys"

Au quotidien, il est de plus en plus fréquent d'entendre parler des troubles « dys », sans pour autant que le terme soit expliqué, et bien souvent pour le réduire à la notion de dyslexie. Pourtant, ce terme englobe les troubles qui entravent les apprentissages scolaires chez les enfants et impactent directement ou indirectement les adultes au niveau personnel ou professionnel [1], entrainant parfois un déséquilibre psycho-affectif. L'expression de ces troubles est extrêmement variable d'un individu à l'autre et dépend également du contexte social, culturel et environnemental. On estime que 6 à 8% de la population est concernée mais les différentes études manquent de fiabilité.

Parfois innés, ces troubles cognitifs peuvent également se présenter suite à certaines pathologies (traumatismes crâniens, tumeurs cérébrales, AVC, etc.). Il est possible de les regrouper en six catégories selon s'ils sont spécifiques à l'acquisition du langage écrit (dyslexie, dysorthographie), à l'acquisition du langage oral (dysphasie), au développement moteur et/ou des fonctions visuo-spatiales (dyspraxie), au développement des processus attentionnels et/ou des fonctions exécutives (troubles de l'attention avec ou sans hyperactivité (TDA-TDAH), troubles dysexécutifs), au développement des processus mnésiques ou aux activités numériques (dyscalculie).

Dans la suite de cet article, nous allons nous focaliser sur le cas des troubles dysexécutifs

B. Focus sur les troubles dysexécutifs

Les fonctions exécutives, ou de contrôle, constituent les fonctions élaborées impliquées dans le contrôle cognitif intervenant dans les situations qui nécessitent une articulation des actions ou pensées dirigées vers un but finalisé [2]. Ces processus sont sollicités lorsqu'il faut se concentrer sur une tâche, mémoriser et manipuler des informations, s'adapter à de nouveaux environnements ou règles et plus généralement quand les habitudes et automatismes ne suffisent pas à atteindre ces buts (par exemple, lorsque la route habituelle est barrée et qu'il faut trouver un autre chemin) [3], [4]. Ces fonctions sont également liées à certains processus attentionnels comme la sélectivité de l'information et la

division de l'attention notamment en cas de double tâche (par exemple, songer aux courses à faire tout en surveillant qu'une voiture n'arrive pas lorsqu'on traverse la route). Ces fonctions sont normalement mises en place au cours de l'enfance [5], [6] mais elles peuvent être altérées par la suite.

Le syndrome dysexécutif touche entre-autres 40 à 60% des victimes d'AVC mais également les patients parkinsoniens, ceux souffrants de TDA-TDAH ou les traumatisés crâniens.

Les fonctions concernées sont les suivantes (figure 1) :

- L'inhibition qui consiste en le contrôle volontaire des réponses, comportements ou distracteurs. Elle permet un comportement social adapté à l'environnement. (Non impulsivité dans le cas du comportement) ;
- Le monitoring, ou mise à jour en mémoire de travail, qui sert à encoder les informations pertinentes et à effectuer des manipulations mentales [7] ;
- Le shifting ou flexibilité cognitive, pour adapter le plan d'action en fonction des exigences de l'environnement ou à basculer d'une tâche/comportement à l'autre (persévération dans le cas contraire) ;
- La planification qui permet l'agencement temporel et en termes de priorité des différentes étapes d'une stratégie pour atteindre un but (anticipation et projection). ;
- La stratégie (cognitive ou métacognitive) qui consiste à choisir le ou les moyens les plus appropriés pour parvenir à un but donné ;
- Le maintien de l'attention qui rend possible le maintien du plan d'action jusqu'à sa réalisation complète.

Les personnes touchées par ce syndrome méconnaissent bien souvent leurs troubles (anosognosie). Elles ont de ce fait une autonomie fortement compromise [8] et sont bien souvent incapables de retrouver leur domicile ou leur vie professionnelle.

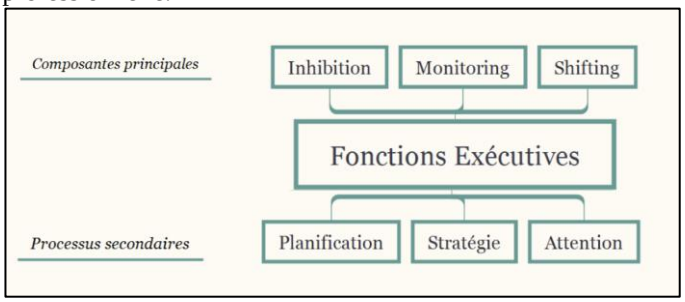


Figure 1: Cartographie des fonctions exécutives [9]

II. PRISE EN CHARGE EN REEDUCATION

Les patients présentant des troubles dysexécutifs sont pris en charge principalement par des ergothérapeutes, des neuropsychologues et des orthophonistes pour une rééducation de type remédiation cognitive. Durant tout le processus, l'attention (sélective, soutenue et divisée) est une condition *sine qua non* puisque sans elle toute action sur les autres points est difficile. Elle renforce les capacités de détection d'un stimulus et augmente la rapidité des réactions. [2].

A. Rééducation classique de type remédiation cognitive

Les patients rencontrent fréquemment des difficultés sévères dans la vie quotidienne. Incomplètement évaluées par les tests neuropsychologiques classiques (Poncet *et al*., 2009), elles rendent pourtant parfois les patients incapables d'être autonomes et de retrouver leur vie habituelle. Il est donc important d'évaluer et de quantifier les troubles des fonctions exécutives ainsi que leurs répercussions dans les activités de la vie quotidienne (AVQ). Sur le plan cognitif les tests sont issus de la batterie GREFEX. Par la suite, les exercices pratiqués en rééducation se font sur un support papier (petit bac, tests logiques, etc.) ou via des jeux de société (puissance 4, Qui est-ce, Lynx, etc.).

Face au faible taux de transfert dans les AVQ des compétences obtenues pendant les exercices conventionnels, la question de leur validité écologique s'avère particulièrement délicate [10]. Les exercices confrontent en effet souvent les patients à une seule tâche fortement initiée par le soignant ce qui leur laisse peu de choix et ne reproduit pas la complexité des AVQ où les fonctions exécutives doivent être pleinement utilisées pour élaborer une stratégie et adopter un comportement adapté [11]. Des mises en situation écologique sont toutefois initiées dans les centres de rééducation afin de laisser davantage de place aux prises de décisions tout en conservant l'encadrement du soignant. Nous y retrouvons le test des commissions de Martin, le test des errances multiples [12] ou encore l'utilisation de cuisines et appartements thérapeutiques.

Ces pratiques sont malheureusement difficiles à mettre en œuvre aujourd'hui en raison de la législation (sécurité du patient), de leur coût (pour l'appartement thérapeutique notamment) ainsi que d'un point de vue humain puisque les soignants ont plusieurs patients simultanément, ce qui rend difficile les activités nécessitant une surveillance particulièrement soutenue. De plus, l'anosognosie demeure difficile à lever et constitue un obstacle majeur à l'implication des patients, au transfert des connaissances et à l'utilisation d'aides externes ou de stratégies de compensation. Enfin, les tests sur papiers connaissent des limites (jugés longs et stressants par les patients, voire impossibles en cas d'illettrisme ou de difficultés à écrire). Les situations sont difficiles à standardiser et les mesures peu toujours objectivables.

B. Dispositifs technologiques existants

Afin d'apporter de nouvelles solutions, les thérapeutes se tournent aujourd'hui vers les jeux-vidéos, bénéfiques pour la stimulation des fonctions cognitives [13]. La cyberpsychologie, ou étude du couplage entre les processus psychiques et les systèmes d'actions virtuelles y est notamment dédiée. L'utilisation des commandes lors d'une mise en situation virtuelle permet en effet d'intégrer plus activement la cognition que lors d'une tâche avec un crayon ou requérant la manipulation d'objets. Cela stimule plus

particulièrement les composantes de l'attention et des fonctions exécutives [14]. Immergé dans ce monde virtuel, le patient est ainsi davantage impliqué et motivé.

Actuellement, les jeux-vidéos utilisés pour la remédiation cognitive sont soit choisis parmi ceux disponibles pour le grand public, soit développés spécifiquement. Ils sont majoritairement utilisés sur un support tactile (tablettes). Dans le premier groupe, nous retrouvons par exemple Candy Crush, Fruit Ninja, les jeux de recherche d'objets, les casse-briques, (attention visuelle, planification et inhibition), le puissance 4 (stratégie), etc. Dans le deuxième cas, il s'agit de Serious-Games (SG) thérapeutiques, qui consistent essentiellement en des mini-jeux ciblant particulièrement la rééducation d'une fonction. Peu nombreux, ils émergent progressivement. Nous pouvons citer Cognibulle [14] pour les enfants de 5 à 12 ans avec dix ateliers susceptibles de motiver les patients en les aidant à réaliser des tâches cognitives dans un environnement dynamique. Happy Neuron [15] propose de manière similaire 41 exercices pour tous les âges, de même qu'ExoStim (https://exostim.com). Le groupe Genious (https://www.curapy.com/) va un peu plus loin en proposant des expériences alliant les plans cognitifs et moteurs. Selon les programmes, l'accompagnement du thérapeute (ergothérapeute, neuropsychologue ou orthophoniste) pendant l'utilisation des Serious-Games est prévu ou non.

D'autres applications plus spécifiques ont également été développées avec des cuisines et supermarchés virtuels [16].

C. *Limites et perspectives*

Il est toutefois à relever que la majorité de ces applications sont non écologiques, reprennent les spécifications d'un homologue joué sur papier ou avec un matériel classique pour résoudre une seule tâche donnée (ex : puissance 4) et présentent des graphismes relativement basiques. De plus, elles restent simples et redondantes en raison d'un scénario et d'une narration absents ou peu évolués, ce qui nuit à l'attrait et à l'immersion des patients. Ainsi, toutes les potentialités des Serious-Games à visée thérapeutiques ne semblent donc pas exploitées.

III. Proposition d'un nouveau dispositif : S'TIM

A. *Méthode et orientation choisie*

Face à ce constat et afin d'apporter un nouvel outil thérapeutique dans la rééducation des troubles dysexécutifs, un consortium constitué d'une équipe clinique (médecin spécialisé en rééducation, équipe d'ergothérapeutes et neuropsychologue de la clinique Provence Bourbonne Ramsay Générale de Santé à Aubagne) et universitaire (équipe de recherche en sciences de l'Information et de la Communication du laboratoire IMSIC Toulon) a été constitué, avec la présence d'une doctorante ingénieure en Cognitique (interactions entre nouvelles technologies et Facteurs Humains).

La pluridisciplinarité de cette équipe a conduit à une profonde analyse des pratiques thérapeutiques ainsi que des spécificités de la réalité virtuelle en rééducation cognitive.

D'une part, l'action des thérapeutes est aujourd'hui en partie transmissive (dans le cadre d'ateliers d'éducation thérapeutique par exemple) mais également essentiellement didactique, par le biais d'exercices pratiques. Pour augmenter leur efficacité, les patients doivent être attentifs, relativement motivés, réceptifs et avoir une autonomie d'apprentissage suffisante pour s'approprier les savoirs, savoir-être et savoir-faire. S'ils sont au cœur du processus, ils peuvent alors élaborer leurs propres constructions mentales résultant de leurs activités, organiser leur monde au fur et à mesure et s'y adapter. Les interactions avec les soignants permettent de plus une co-construction et une co-élaboration du savoir. Les conditions d'apprentissage conditionnent ainsi fortement non seulement l'acquisition ou la restructuration de connaissance mais également le développement de la capacité à apprendre, à comprendre, à analyser, à maitriser un outil. Le soignant ne fait pas que transmettre, il procède également à des mises en interactivité. L'apprentissage provoque ainsi l'émergence de processus évolutifs et favorise la formation d'une zone de prochain développement (ZDP) : ce que l'apprenant sera par la suite capable d'atteindre seul après l'avoir exploré avec autrui auparavant. Le soignant serait donc davantage un guide qui créerait cette ZDP, un passeur, un médiateur [17]. Selon Bruner, le modèle transmissif ne permettrait pas à l'apprenant de devenir autonome, d'acquérir un jugement ou une capacité d'auto-évaluation. Il faudrait donc mettre en œuvre un processus d'étayage avec un aspect d'enrôlement pour éveiller l'intérêt, un aspect dynamisant pour que le but à atteindre soit bien visible ainsi qu'un aspect d'encouragement pour entretenir la motivation. Provisoire, l'étayage est suivi de la suppression progressive des aides pour que la tâche soit réalisée en autonomie (désétayage). D'autre part, les conflits socio-cognitifs ont un aspect très formateur dans la mesure où ils sont débattus et font l'objet d'un travail explicatif avec le soignant par la suite.

Enfin, les interactions avec le thérapeute sont également indispensables pour donner au patient une capacité de métacognition (capacité d'un individu à réfléchir sur sa propre activité afin d'en prendre conscience [18]) et ainsi que le patient apprenne à apprendre et porte un regard prospectif et rétrospectif sur son propre fonctionnement. Cela peut passer par de nouvelles médiations avec notamment la théorie de l'esprit (Premack, Woodruff, 1978) : dans un contexte thérapeutique, le travail sur la prise de conscience des différences entre l'apparence et la réalité ainsi que sur la représentation métacognitive de ses propres compétences permet de mieux comprendre l'esprit des autres, d'augmenter le sentiment de confiance en soi et d'améliorer les capacités sociales.

D'autre part, dans un processus de rééducation long et ardu, il est difficile pour les patients de conserver motivation et implication, bien que cela soit essentiel à la réussite. La motivation est en effet considérée en psychologie comme un centre de régulation biologique, cognitive et sociale, la source de l'énergie et de la persévérance éprouvée par les individus dans leurs actions et leurs intentions. La théorie de l'autodétermination [19] met en avant trois besoins

psychologiques fondamentaux à l'origine de cette motivation : le besoin de compétence, le besoin d'appartenance sociale et le besoin d'autonomie, ce dernier aspect étant le plus impactant. Selon la théorie de l'intégration orgasmique, les individus sont plus enclins à intégrer des expériences qui leur permettent l'expression de ces trois besoins. Une activité intrinsèquement motivée (régulée de manière autodéterminée) est pratiquée pour le seul plaisir du sujet tandis qu'une activité extrinsèquement motivée est effectuée pour des raisons externes (récompense ou crainte d'une réprimande par exemple). Si toutefois le besoin d'autonomie est assouvi de manière intrinsèque, la propension d'un apprentissage durable augmente, de même que les performances, la persistance et la créativité [20].

Au vu de tous ces éléments, un serious-game (SG) semble être un outil intéressant. Tout comme le jeu-vidéo, il est basé sur des règles et des contraintes, est dirigé vers un objectif clair impliquant la résolution de problèmes ludiques et des feedbacks permettent au joueur de suivre ses progrès jusqu'à l'atteinte de l'objectif [21]. De plus, en ajoutant une dimension persuasive, les patients sont incités à résoudre des problèmes ludiques dans le but de provoquer des changements comportementaux, sociocognitifs et socio-affectifs [22]. Il faut pour cela proposer un challenge motivant, adapté et de difficulté croissante. La répétition imposée par l'apprentissage opérant, rendue ludique, peut provoquer moins de lassitude et d'ennui (Lee, Peng, Park, 2009) ainsi qu'augmenter l'auto-efficacité et la compétence d'autogestion ce qui renforce la motivation. L'utilisation d'un avatar auquel le patient peut s'identifier lui permet de s'y « incarner » et de s'investir plus facilement [23]. Cela permet de plus d'appréhender plusieurs rôles sociaux, de développer son empathie et d'apprendre à comprendre les points de vue et sentiments de l'autre. L'apprentissage social serait donc facilité.

Un SG équilibré (entre les challenges, la capacité à jouer et les connaissances du patient) permet une immersion, une satisfaction [24] et une motivation intrinsèque qui entraine la joie, l'intérêt, la performance, la qualité d'apprentissage et l'estime de soi avec comme résultat un haut niveau de performances et des états de conscience inattendus [25].

Enfin, une narration développée transporte le patient et le rend plus sensible aux influences du message contenu dans le récit. Si toutes ces conditions sont remplies (diversion, immersion, interactivité, transportabilité), le joueur peut atteindre le « flow » ou expérience optimale, autotélique. Cela entraine l'augmentation des ressources cognitives allouées au SG et de la motivation, ce qui facilite la modification des connaissances [22].

B. Spécification du dispositif

Avec ces différentes données, le consortium a spécifié un Serious-Game persuasif privilégiant la motivation et donc l'autonomie du patient tout en facilitant l'action de médiateur du soignant.

Afin de permettre une accessibilité au plus grand nombre et une adéquation avec le besoin, une démarche ergonomique de conception centrée utilisateurs a été mise en place pour tous les aspects du SG qu'ils soient techniques ou visuels (interfaces, etc.).

En début de partie, le patient est invité à choisir un avatar qu'il incarnera tout du long du jeu. Un scénario extrêmement développé a été élaboré afin de le transporter dans un univers riche avec une narration prenante, qui le rendra de même plus sensible aux influences du message thérapeutique contenu dans le récit. Des missions lui seront alors proposées, de difficultés croissantes et avec un ajustement possible. Il rencontrera au cours du temps différents personnages, chacun avec une personnalité spécifique, avec qui il sera amené à interagir afin de développer son empathie et de faciliter l'apprentissage social.

Tout cela se fera exclusivement sous le suivi du thérapeute qui pourra juger de l'utilisation ou non de stratégies et les validera dans le jeu (obtention de « médailles »), permettra un temps d'observation et une prise de recul, une distanciation. Un débriefing systématique aura lieu à la fin de chaque séance afin de revenir avec le patient sur son expérience, ses actions, recueillir son ressenti et favoriser le transfert des acquis dans la vie réelle [21].

Le support retenu est une table tactile robotisée de 48 pouces avec une technologie capacitive et des contrastes élevés. Sa hauteur est ajustable pour des interactions debout ou assises, et elle est inclinable pour permettre à chacun d'y travailler de manière confortable. Elle est ainsi très facilement utilisable pour chacun quel que soit son âge, son degré de familiarisation avec la technologie, ses problèmes de vue, la présence d'un fauteuil roulant, etc.

Enfin, chaque détail du SG ainsi que son usage ayant été spécifié par l'ensemble des experts du consortium, avec l'implication de patients et de thérapeutes depuis le début du processus, les risques d'objections ou de rejet du dispositif par les utilisateurs sont réduits. A chaque étape, des itérations permettent de vérifier l'adéquation avec les besoins et d'ajuster la suite du développement. Ce cycle est présenté figure 2.

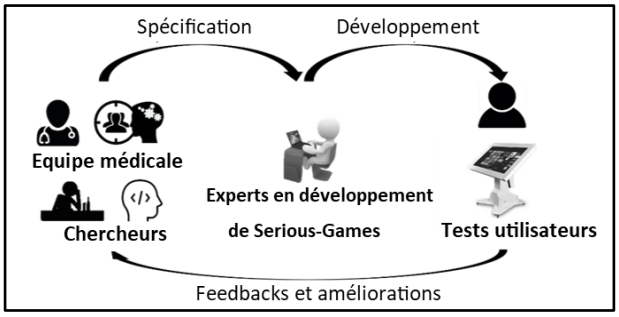


Figure 2: Cycle itératif de développement du SG

A terme, le SG a donc trois ambitions. En premier la prise de conscience par le patient de ses troubles. Ensuite, l'accès à une métacognition suffisante pour le développement de stratégies propres et la sélection de la plus appropriée en fonction du contexte. Enfin le transfert de ces stratégies acquises dans les AVQ. La figure 3 résume les différentes caractéristiques du dispositif ainsi que les impacts attendus.

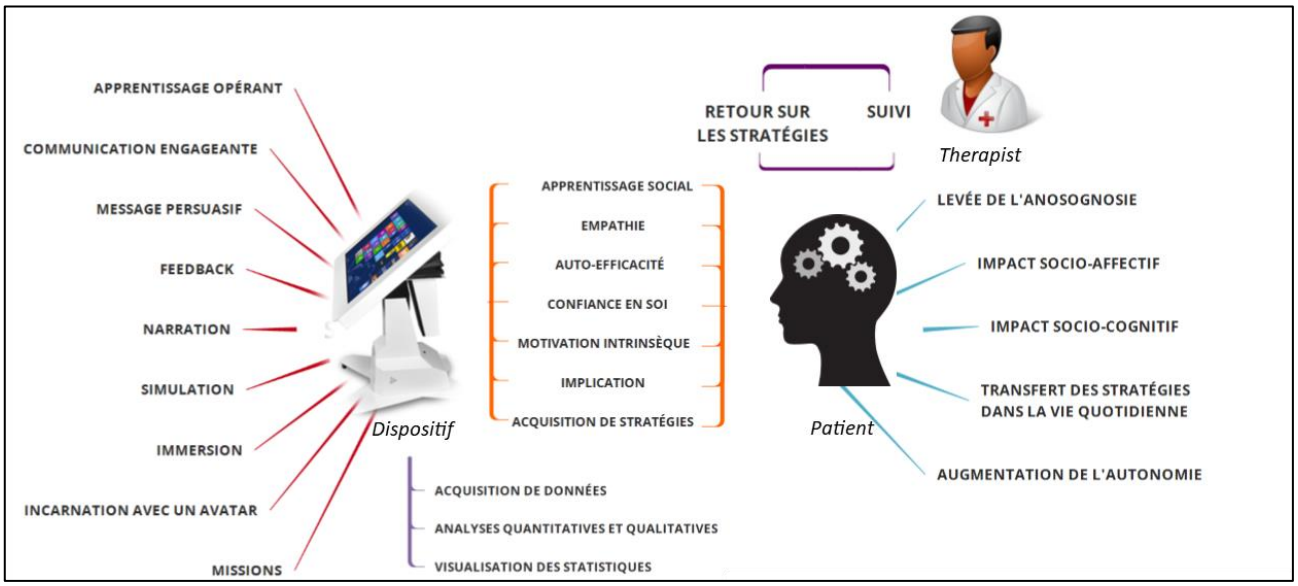


Figure 3: Caractéristiques et impacts attendus du dispositif

C. Aperçu du dispositif et premiers retours

Le dispositif ainsi spécifié est toujours en cours de développement mais est dès à présent utilisable. Le joueur se trouve plongé dans un univers réaliste où il incarne une personne qui souhaite quitter la ville où il réside afin de rejoindre ses amis partis habiter sur une île paradisiaque. Le premier tableau reconstitue une maison (chambre, salon, cuisine) et propose au patient de récupérer des objets particuliers qui lui sont spécifiés en début de mission. L'environnement très réaliste dans lequel il se déplace grâce à un pavé de déplacement disposé à gauche ou à droite selon sa latéralité est facile à appréhender (figure 4).



Figure 4 : Capture d'écran de la chambre

Dans un deuxième tableau, le patient doit se repérer sur une carte afin de se déplacer dans la ville et retrouver un personnage qui l'attend. Au fur et à mesure des dix tableaux, les différentes missions permettent ainsi de se confronter aux multiples problèmes relatifs aux troubles dysexécutifs. La difficulté progressive et la redondance des actions demandées dans des environnements différents évite toute forme de lassitude tout en permettant la répétabilité essentielle à l'acquisition des compétences.

Parallèlement, les données sont enregistrées (nombre de clics utiles ou inutiles, carte des déplacements, périodes d'activité et d'inactivité, persévération, etc.) et visualisables dans la partie du SG dédiée aux soignants. Il est ainsi possible d'avoir accès de manière synthétique aux données essentielles des séances, d'ajouter des commentaires et de suivre la progression générale.

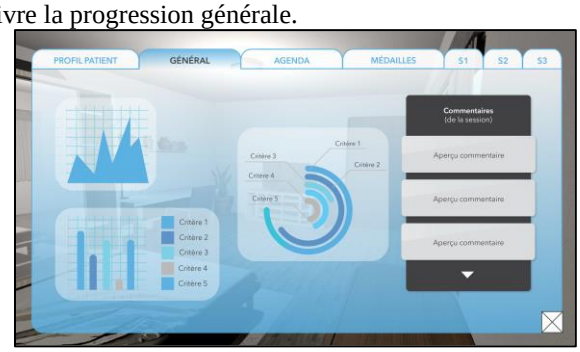


Figure 5 : Capture d'écran de la page d'analyse des données

Les utilisateurs (soignants et patients entre 16 et 82 ans) n'ont pas rencontré de difficultés à s'approprier le dispositif et le fait d'utiliser une table tactile a généré un grand enthousiasme et une forte implication dans les exercices proposés. Très rapidement installés pour des séances de 5 à 30 minutes, les patients se sont montrés réceptifs et motivés. Les thérapeutes disposent ainsi d'un outil facile et agréable à utiliser dans le cadre de leur pratique.

IV. CONCLUSION

A. Perspectives et limites

Le dispositif étant d'une taille conséquente, son développement est toujours en cours. Il aura atteint en septembre 2018 une taille suffisante pour qu'il soit support d'une étude clinique approfondie sur son acceptabilité et sa pertinence dans le cadre de la rééducation des troubles dysexécutifs. Pour cela, d'autres centres de rééducations seront également impliqués (essai clinique multicentrique qui

débutera à l'automne 2018). Une évaluation précise de l'impact de l'utilisation du dispositif par les patients sera étudié sur la cognition (MOCA, BREF, TAP, questionnaire d'attention), la métacognition (questionnaire PCRS), le comportement (Questionnaire DEX de la BADS) et enfin l'humeur (échelle HADS). L'articulation entre les objectifs, les acteurs et la dimension technique créera par ailleurs un changement organisationnel [26] qui sera étudié. L'introduction de ce nouveau dispositif va donc faire l'objet d'un accompagnement spécifique afin de sensibiliser les équipes soignantes et de leur permettre de se l'approprier facilement et pleinement avant qu'il ne soit intégré à leur pratique thérapeutique. Les retours seront également précieux pour la suite du développement. En effet, les thérapeutes gardent leur rôle fondamental avec les patients et ils pourront se consacrer à la contextualisation des connaissances pour favoriser le transfert en vie réelle (action didactique et non plus transmissive). L'analyse des données quantitatives et qualitatives, jusqu'à présent inaccessibles, pourra également améliorer la compréhension et le suivi thérapeutique.

Enfin, en modifiant la taille de la fenêtre du SG, il est possible de l'adapter aux différentes possibilités motrices des membres supérieures des patients ou encore de travailler plus ou moins fortement sur des héminégligences. Une certaine fatigue visuelle pouvant être observée à travers l'utilisation d'un écran, il est recommandé d'observer des temps de pratique appropriés (environ 30 min selon les individus).

B. Conclusion

Cette démarche innovante et inédite présente donc un important challenge pluridisciplinaire avec des enjeux majeurs pour les patients atteints de troubles dysexécutifs. Des théories des sciences de l'Information et de la Communication, des sciences de l'Education, des Sciences Cognitives, de Psychologie ou encore de Neuropsychologie sont impliquées dans le design. L'utilisation de ce nouveau dispositif dans des centres de rééducation est d'ores et déjà effective. Avec l'implication des thérapeutes, le SG va permettre l'amélioration de l'autonomie des patients et de les transférer au cœur de leur rééducation pour leur donner une chance de retrouver leur vie quotidienne.

REMERCIEMENTS

Ce projet n'aurait pas été possible sans le soutien financier de l'Europe et de la fondation Ramsay Générale de Santé (RGDS), de même que sans la forte implication de la clinique Provence Bourbonne RGDS, du laboratoire IMSIC Toulon et du département INGEMEDIA de l'université de Toulon.

REFERENCES

[1] M. Habib, *Laa constellation des dys : Bases Neurologiques de l'Apprentissage et de Ses Troubles*, 1re éd. Paris: De Boeck, 2014.

[2] O. Godefroy et GREFEX, « Syndromes frontaux et dysexécutifs », *Rev Neurol*, Paris, p. 899-909, 2004.

[3] A. Diamond, « Executive Functions », *Annu. Rev. Psychol.*, vol. 64, p. 135-168, 2013.

[4] O. Godefroy, M. Jeannerod, P. Allain, et D. Le Gall, « Lobe frontal, fonctions exécutives et controle cognitif », *Rev. Neurol. (Paris)*, vol. 164, Supplement 3, p. S119-S127, mai 2008.

[5] Alain-Clément Moret et Michèle Mazeau, *LE SYNDROME DYS-EXÉCUTIF CHEZ L'ENFANT ET L'ADOLESCENT. Répercussion scolaires et comportementales*. Elsevier Masson, 2013.

[6] O. Houdé, « Éducation et développement cognitif de l'enfant, Education and the child's cognitive development », *Ann. Mines - Réal. Ind.*, vol. Mai 2016, nº 2, p. 54-56, mai 2016.

[7] A. Baddeley, « Working Memory: Theories, Models, and Controversies », *Annu. Rev. Psychol.*, vol. 63, nº 1, p. 1-29, 2012.

[8] S. Bottger, M. Prosiegel, H. Steiger, et A. Yassouridis, « Neurobehavioural disturbances, rehabilitation outcome, and lesion site in patients after rupture and repair of anterior communicating artery aneurysm », *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 65, nº 1, p. 93-102, juill. 1998.

[9] A. Miyake, N. P. Friedman, M. J. Emerson, A. H. Witzki, A. Howerter, et T. D. Wager, « The Unity and Diversity of Executive Functions and Their Contributions to Complex "Frontal Lobe" Tasks: A Latent Variable Analysis », *Cognit. Psychol.*, vol. 41, nº 1, p. 49-100, août 2000.

[10] G. Rode *et al.*, « Évaluation des incapacités et de la qualité de vie des patients présentant des troubles cognitifs », *Ann. Réadapt. Médecine Phys.*, vol. 48, nº 6, p. 376-391, juill. 2005.

[11] T. Shallice et P. W. Burgess, « DEFICITS IN STRATEGY APPLICATION FOLLOWING FRONTAL LOBE DAMAGE IN MAN », *Brain*, vol. 114, nº 2, p. 727-741, avr. 1991.

[12] M. Chevignard, C. Taillefer, C. Picq, et P. Pradat-Diehl, « Évaluation écologique des fonctions exécutives chez un patient traumatisé crânien », *Ann. Réadapt. Médecine Phys.*, vol. 51, nº 2, p. 74-83, mars 2008.

[13] B. Virole, *Du bon usage des jeux vidéo*. Paris: Hachette, 2003.

[14] C. Wierzbicki, « Des jeux et des clics pour la remédiation cognitive, Summary », *Enfances Psy*, nº 55, p. 69-78, déc. 2012.

[15] F. Tarpin-Bernard et B. Croisile, *Conditions for maximizing effects of 90 days of brain training*. Scientific Brain Training, 2012.

[16] E. Klinger, I. Chemin, S. Lebreton, et R.-M. Marié, « Virtual action planning in Parkinson's disease: a control study », *Cyberpsychology Behav. Impact Internet Multimed. Virtual Real. Behav. Soc.*, vol. 9, nº 3, p. 342-347, juin 2006.

[17] L. S. Vygotsky, « Interaction Between Learning and Development », in *Readings on the Development of Children*, Gauvain & Cole., New York, 1978, p. 34-40.

[18] J. Flavell et H. Wellman, « Metamemory », in *R.V. Kail & J.W. Hagen (Eds.), Perspectives on the development of memory and cognition*, NJ : Erlbaum, 1977, p. 3-33.

[19] R. Ryan et E. Deci, « Overview of self-determination theory: An organismic dialectical perspective », in *Handbook of Self-determination Research*, University Rochester Press, 2002, p. 3-33.

[20] E. L. Deci et R. M. Ryan, *Intrinsic Motivation and Self-Determination in Human Behavior*. New York: Plenum Press, 1985.

[21] J. Alvarez et D. Djaouti, *Introduction au Serious Game / Serious Game : An introduction*, 2e Revue et augmentée. Questions Théoriques, 2012.

[22] D. Courbet et M.-P. Fourquet-Courbet, « Les serious games, dispositifs de communication persuasive: quels processus socio-cognitifs et socio-affectifs dans les usages? Quels effets sur les joueurs? Etat des recherches et nouvelles perspectives », *Réseaux*, vol. 33, nº 194, p. 199–228, 2015.

[23] L. A. Annetta, « The "I's" have it: A framework for serious educational game design. », *Rev. Gen. Psychol.*, vol. 14, nº 2, p. 105-112, 2010.

[24] P. M. Kato, « Video games in health care: Closing the gap. », *Rev. Gen. Psychol.*, vol. 14, nº 2, p. 113-121, 2010.

[25] M. Csikszentmihalyi, *Flow: The Psychology of Happiness: The Classic Work on How to Achieve Happiness*, New Ed edition. London etc.: Rider, 2002.

[26] W. Barroy, M. Durampart, et P. Bonfils, « Les dispositifs numériques de formation : un enjeu de changements organisationnels », in *MTO*, Presse des Mines., 2016.

Des malvoyants à l'industrie : une nouvelle commande gestuelle de zoom pour tablettes et smartphones

Salma Cherké, Nicolas Girard
Thales Services
Sophia Antipolis, France

Hélène Soubaras
Thales Research & Technology
Palaiseau, France

***Résumé* — Le développement des applications mobiles impose la prolifération des écrans de petite taille, ce qui pose un vrai problème aux malvoyants, eux aussi de plus en plus nombreux. Ils doivent recourir aux fonctions de zoom disponibles, dont la commande tactile est peu pratique car lente, limitée, peu fluide et instable. Nous proposons un nouveau modèle d'interaction avec une commande gestuelle pour zoomer et naviguer dans l'image zoomée. Le capteur de mouvement utilisé est la caméra selfie. Comme il libère les mains de l'utilisateur, il est intéressant pour bien d'autres applications comme l'aide aux opérateurs dans l'industrie au moyen de réalité augmentée sur tablettes. Nous avons développé un prototype et effectué des tests d'usage sur des malvoyants et des opérateurs de montage de satellites ayant une vue normale.**

Keywords—malvoyants, smartphones, tablettes, commande gestuelle, zoom

INTRODUCTION

Comme chacun sait, il existe des technologies qui ont été développées initialement pour aider un handicap donné et qui se sont avérées utiles pour tous. C'est le cas par exemple de la télécommande de télévision. Car le handicap est le premier à se heurter aux limites humaines que tous veulent dépasser. De plus, il suscite la créativité. Le nouveau modèle d'interaction que nous proposons ici ouvre ce type de perspective. Et c'est une chance car les technologies d'assistances spécifiques ont l'inconvénient d'être stigmatisantes, et souvent coûteuses, mal adaptées, difficiles à utiliser et à maintenir [1]. La Conception pour Tous est préférable. Ainsi, la recherche dans le domaine de la plasticité des IHM [2] réunit les besoins des malvoyants et des utilisateurs de petits écrans.

Pour utiliser les smartphones, tablettes, montres connectées et autres supports mobiles le malvoyant aura besoin de zoomer le contenu de l'écran quel qu'il soit (texte, IHM, vidéo prise par la camera, grande image fixe, plan, carte, gros document structuré…). Il lui faudra naviguer dans l'image zoomée tout en se repérant, et souvent aussi dézoomer. Ces opérations doivent être assez fluides et rapides pour qu'il ne soit pas déconcentré. Nous proposons un modèle d'interaction par commande gestuelle intuitive. Les mouvements sont captés par la caméra selfie (caméra avant). Nous avons développé le traitement vidéo pour détecter les gestes et activer le zoom et la navigation. Puis nous avons réalisé une campagne de tests sur des utilisateurs malvoyants et sur des opérateurs, que nous allons décrire dans ce papier.

SOLUTIONS DE ZOOM EXISTANTES

Les télé-agrandisseurs pour malvoyants sont très classiques. Bien qu'ils se soient développés en solutions plus portables en vision de loin [3], ils sont limités à l'image filmée et ne sont pas portables comme un smartphone. Les loupes électroniques, de petite taille, restent d'un usage limité à une image de texte filmée en vision de près. Pour les smartphones, il existe dans le commerce des téléobjectifs adaptables qui permettent de zoomer l'image filmée en vision de loin. Mais cette optique, de type longue-vue, offre un champ étroit et il est difficile de naviguer dans l'image tout en se repérant. Bien sûr, il existe déjà les fonctions bien connues de zoom numérique commandées avec les doigts sur l'écran tactile, que l'on trouve communément sur les smartphones et tablettes du commerce, pour agrandir les images, ou même agrandir le contenu d'écran (fonctions d'accessibilité Android). Ces fonctions ont l'inconvénient d'être laborieuses et lentes à utiliser, limitées en facteur de grossissement, et peu fiables avec les fréquents retours inopinés à l'image initiale. Une étude de l'ergonomie d'un zoom commandé par joystick a été proposée [4] ; les conclusions montrent que ce moyen est souvent imprécis. De plus il ne s'adresse pas aux applications mobiles.

MODELE D'INTERACTION PROPOSE

A. Une nouvelle commande gestuelle de zoom

Le nouveau modèle d'interaction est constitué de deux types de gestes : avancer ou reculer l'écran

(smartphone ou tablette) pour augmenter ou diminuer le facteur de zoom (fig. 1), et incliner l'écran vers la droite ou la gauche, le faut ou le bas, pour naviguer dans l'image (fig. 2). Le capteur que nous utilisons pour les gestes est uniquement la caméra avant. Nous avons mis en œuvre les traitements vidéo pour les analyser.

Ces gestes sont transposables sur écran fixe. Nous avons donc développé un prototype qui tourne sur PC pour le tester sur des utilisateurs. Des fonctions ont été ajoutées pour enrichir l'IHM : une activation de la fonction de zoom pour éviter les commandes involontaires, un cartouche pour indiquer la position de la zone zoomée par rapport à la grande image de départ, et des colorations de bordures d'écran pour indiquer qu'on arrive en butée ou que la navigation est stoppée parce qu'un mouvement parasite a été détecté.

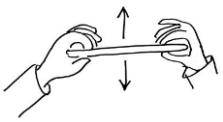


Figure 1 - Facteur de zoom



Figure 2 - Navigation

B. *Deux domaines d'applications étudiés*

Deux catégories d'utilisateurs finaux étaient visées pour cette nouvelle commande de zoom : la basse vision d'une part, et les opérateurs de montage de satellites d'autre part. Pour ces derniers, on est en train de développer un système d'assistance au montage par un affichage en réalité augmentée se superposant à l'image du système en cours de montage. Il se fait sur une tablette que l'opérateur peut porter fixée à son bras (Fig. 3). Le but est d'y ajouter la nouvelle fonction de zoom.



Figure 3 - Réalité augmentée sur tablette

TRAITEMENT VIDEO DE LA COMMANDE GESTUELLE

A. *Traitements existants pour la reconnaissance de gestes*

Il existe deux catégories de méthodes pour la détection de commande gestuelle à partir d'une caméra : la première basée sur le flot optique et la seconde sur l'estimation de la pose en 3D du visage de l'utilisateur.

Le calcul du flot optique sert à estimer la vitesse de translation et de zoom par détection de la direction principale de flot à partir de l'histogramme des flots [5]. Il peut aussi être utilisé pour calculer la vitesse de translation (horizontale et verticale) ainsi que la vitesse d'inclinaison (rotation dans le plan de la caméra) et de zoom par adaptation d'un modèle dynamique des différentes vitesses [6]. Ces méthodes se réduisent à calculer des vitesses, ce qui limite l'étendue des commandes gestuelles pouvant être détectées.

Connaître la position 3D de la tête de l'utilisateur permet de détecter un plus grand nombre de commandes gestuelles faites avec la tête et/ou avec la tablette. De plus on trouve aujourd'hui des outils open-source très performants dédiés au visage [7]. La façon la plus répandue de calculer la posture de la tête est d'abord de détecter le visage (par exemple avec [9]), puis de détecter des points de repère sur le visage avec [10] ou [8]. Enfin la pose de la tête est calculée à partir de ces points particuliers en résolvant un problème de Perspective-n-Point avec [12] par exemple.

B. *Algorithmes mis en œuvre*

Le traitement de la vidéo provenant de la caméra selfie que nous avons mis en œuvre selon ce deuxième type de méthode permet ainsi de calculer le point où la droite portée par une approximation du regard fictif rencontre le plan de l'écran de la tablette, et ce en se basant seulement sur l'orientation de la tête. Il ne s'agit pas en effet de détecter la direction du regard lui-même, ce qui serait moins fiable (car les yeux sont moins faciles à détecter dans l'image), mais de la direction pointée par toute la tête. Le noyau du programme utilise la bibliothèque C++ OpenFace [7], et plus particulièrement le module Facial Landmark Detection [8] pour détecter des points particuliers du visage (voir fig. 4).

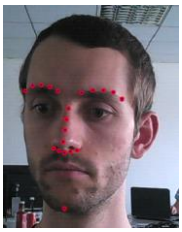


Figure 4 - Facial Landmark Detection

La première étape est la détection de visage, pour localiser le visage dans l'image. Le système utilise le MMOD-HOG classifier [7] de Dlib [8]. Il est extrêmement rapide et produit un recadrage du visage qui réduit la charge de calcul de l'étape suivante. La détection de repères faciaux est ensuite effectuée sur le visage. Il

traque les mêmes 68 points du visage de l'utilisateur pour chaque image. OpenFace utilise un modèle de champ neuronal local contraint (CLNF) avancé pour détecter les repères

L'étape suivante est l'estimation de la posture de la tête (position et rotation en 3D). Ceci est effectué en résolvant un problème de Perpective-n-Point (PnP) : les repères 2D détectés correspondent à des repères 3D d'un modèle 3D connu (typiquement un modèle d'une tête moyenne). Résoudre le problème PnP revient à trouver les paramètres extrinsèques de la caméra (translation et rotation) qui correspondent à ces repères 3D projetés sur les repères 2D. Les paramètres intrinsèques de la caméra doivent être connus pour que cela fonctionne (telle que la distance focale).

Une fois que la position de la caméra par rapport à la tête de l'utilisateur a été estimée, nous en déduisons une approximation de la direction du regard de l'utilisateur par le vecteur avant du visage (correspondant à la direction du regard quand l'utilisateur regarde droit devant lui). C'est donc la rotation du visage qui donne la direction du regard. Connaissant l'emplacement de l'écran par rapport à la caméra, il est possible de calculer l'intersection de ce vecteur regard avec le plan de l'écran. Les coordonnées de cette intersection sont ensuite converties en pixels. Ce système est relativement précis pour contrôler avec la tête un curseur sur l'écran et ainsi zoomer sur une zone de l'écran. Sur un grand écran (de 50 cm de large), les coins les plus éloignés de la caméra ont cependant trop d'erreurs pour être facilement utilisables ; mais sur un écran de tablette, les erreurs dans ces coins devraient être moindres. Pour améliorer le calcul de la position du regard estimé sur l'écran, un filtre de Kalman [9] est appliqué. Il permet de lisser les coordonnées en corrigeant chaque mesure sur la base de notre connaissance du modèle dynamique et le comportement passé du modèle. OpenCV [10] implémente les parties principales du filtre de Kalman. La matrice de processus qui modélise la dynamique du système doit être spécifiée. Ici, nous avons modélisé la dynamique de la tête de l'utilisateur avec une vitesse constante de translation et de rotation.

Ce traitement supplémentaire améliore la précision du contrôle avec la tête d'un curseur sur l'écran. Pour mesurer la précision obtenue, un test a été réalisé. Il consiste pour l'utilisateur à contrôler un curseur avec sa tête afin de suivre un point cible qui se déplace suivant une spirale partant d'un coin de l'écran pour arriver au centre. Nous avons mesuré la distance entre le curseur et la cible. Nous comparons ces erreurs avec celles obtenues en contrôlant le curseur avec la souris plutôt qu'avec la tête (voir fig. 5). Les pics d'erreurs se produisent lorsque la cible est aux coins inférieurs de l'écran. Nous en avons conclu que les gestes détectés ne nécessitant pas une grande précision du curseur contrôlé par la tête, et donc que l'erreur de localisation du point de regard estimé est acceptable pour notre utilisation.

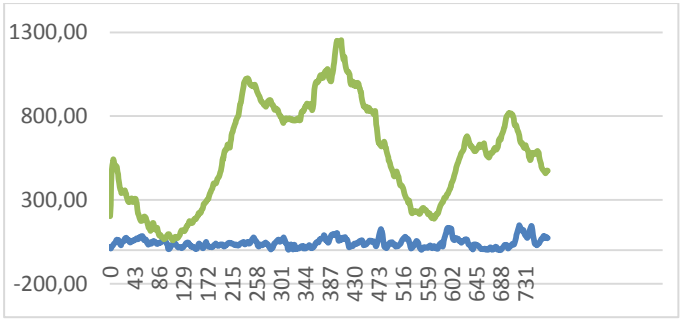


Figure 5 - Erreurs absolues. En bleu : erreurs en utilisant la souris. En vert : erreurs en utilisant la tête. Abscisses en trames et ordonnées en pixels (sur un écran de 1920x1080).

Deux types de gestes sont à détecter : translation et zoom. En effet, lorsque l'utilisateur veut naviguer dans l'image il incline l'écran, ce qui translate l'image du flux vidéo ; et lorsqu'il veut zoomer, il se rapproche de l'écran, ce qui zoome aussi le contenu du flux vidéo.

Dans son état initial le système ne détecte que les gestes de translation. L'utilisateur regarde avec sa tête à gauche, à droite, en haut ou en bas pour effectuer une translation du document dans la direction correspondante. L'estimation du point de regard est utilisée. Le geste de translation est détecté lorsque le point de regard estimé s'approche d'un bord de l'écran.

La prise en compte du geste de zoom est quant à elle commandée en appuyant sur un bouton (ordinateur) ou en touchant une partie de l'écran (tablette), afin d'éviter les gestes parasites. Lorsque le zoom est ainsi activé, l'utilisateur peut avancer ou reculer pour zoomer ou dézoomer. Le système utilise la coordonnée z de la tête de l'utilisateur pour activer un zoom avant ou un zoom arrière si elle s'écarte d'une valeur de seuil (pour ne pas prendre en compte de très petits mouvements). Alternativement, l'utilisateur peut rapprocher la tablette ou l'éloigner pour contrôler le zoom.

ETUDE DES FACTEURS HUMAINS

A. Diagramme d'interactions

Pour étudier notre nouveau modèle du point de vue utilisateur et en vérifier la cohérence, nous avons commencé par établir un diagramme d'interactions qui définit toutes les différentes commandes possibles et réponses obtenues (zoom et translation) entre l'utilisateur et les différents supports (voir fig. 6). Il inclut aussi la commande d'activation et de désactivation de la fonction zoom. Il présente donc les deux états possibles de l'interaction (zoom activé ou non), les actions possibles de l'utilisateur, leur effet (zoom, navigation, activation) et l'état consécutif à ces actions. La cohérence de l'ensemble des commandes a pu ainsi être vérifiée.

B. Tests utilisateurs

La démarche de prise en compte des avis des utilisateurs s'est déroulée en deux phases. La première est une interview préliminaire qui s'est déroulée avant le développement du prototype, avec des questionnaires pour recueillir des avis sur le principe de ce modèle d'interaction et les gestes proposés. Pour cette phase il a fallu préparer un premier questionnaire avec des vidéos montrant les gestes de commande proposés. Puis il a fallu procéder aux tests sur le prototype, avec un deuxième questionnaire qui a aussi été préparé à cet effet. La démarche et les résultats sont décrits dans les paragraphes ci-après.

Pour tout cela il a fallu constituer deux groupes de testeurs concernés par les deux domaines d'application : des malvoyants atteints de diverses pathologies d'une part, et des personnes travaillant au montage des satellites d'autre part.

1) Scénario fourni pour les tests

Les participants ont été informés que le contexte de l'étude était celui d'une nouvelle application de zoom capable de reconnaitre des gestes de la tête. Nous avons établi des tests utilisateurs pour les deux cas d'usages:

- Personnes malvoyantes

- Opérateurs de montage de satellites

L'objectif de l'expérience leur a ensuite été expliqué, i.e. de tester notre prototype et évaluer les gestes proposés pour les différentes commandes (zoom in, zoom out et translation). Ils ont été amenés à tester le prototype dans deux contextes différents (les mêmes pour les deux cas d'usages) :

- L'utilisation d'une carte pour suivre un chemin précis.

- Lecture d'un document de type PDF

La durée moyenne de chaque test était de 20 mn.

Lors des tests utilisateurs, on a déployé plusieurs méthodes pour pouvoir analyser l'utilisabilité du système : *Questionnaire pré-test, observations, Think aloud protocol, personnas et des questionnaires dont le questionnaire AttrakDiff [14]*.

2) Résultats des tests avec les malvoyants

6 participants (4 hommes et 2 femmes) ont testé notre prototype de zoom. La moyenne d'âge est de 54 (entre 40 et 69 ans). Ils utilisent tous leurs téléphones ou ordinateurs quotidiennement et n'ont jamais utilisé la technologie du facetracking.

Les utilisateurs qui mettent des lunettes de vue ont pu utiliser le système tout en gardant celles-ci.

Les utilisateurs malvoyants qu'on a pu rencontrer utilisent tous un ordinateur portable ou fixe pour lire principalement leurs mails et effectuer d'autres tâches (faire une recherche sur internet, rédiger un document…). Et ils sont moins à utiliser des smartphones ou des tablettes. Ceci est justifié par la taille de l'écran de ces appareils. Or ils ont expliqué que c'est plus facile pour eux de manipuler une tablette avec l'écran tactile par exemple.

L'utilisation du système n'a pas vraiment influencé la posture des utilisateurs.

Ils ont tous également approuvé qu'ils n'avaient pas été gênés par l'utilisation des mouvements de la tête pour commander.

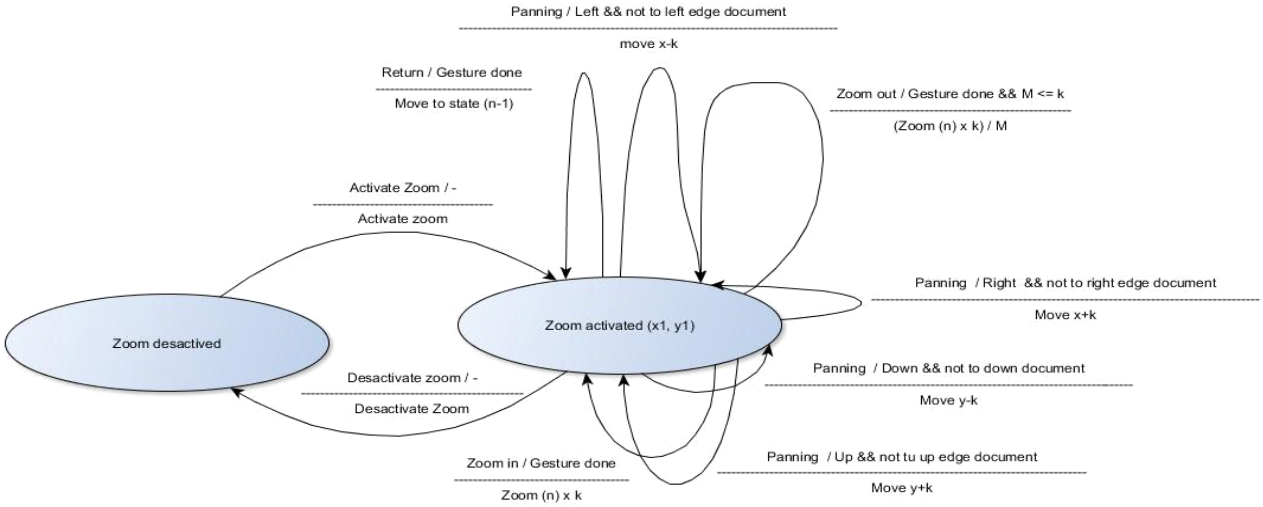


Figure 6 - Diagramme d'interaction

3) Résultats des tests avec les opérateurs de montage de satellite

5 participants hommes ont testé notre prototype de zoom. La moyenne d'âge est de 41 (entre 24 et 58 ans). Il s'agit de différents profils (ingénieurs, opérateurs, ...) ayant tous une expérience avec les smartphones, tablettes et ordinateurs et n'ont jamais utilisé la technologie du facetracking.

Certains utilisateurs ont pu tester le système sans problèmes tout en gardant leurs lunettes de vue.

La commande gestuelle sur un ordinateur, tablettes ou smartphone en utilisant uniquement les yeux et/ou la tête est nouvelle pour beaucoup d'entre eux. Ceux qui ont pu commander un outil à distance avec les yeux ont expliqué avoir utilisé des lunettes de réalité augmentée Hololens.

Les avis ont un peu différé concernant l'utilisation de la tête pour commander la fonction zoom.

En effet, la totalité des utilisateurs trouvent que l'utilisation de l'outil sur ordinateur est assez pratique et que c'est une bonne idée si on souhaite avoir les mains libres. Par contre, 3 utilisateurs préfèrent déplacer la tablette pour effectuer les différentes commandes. Certains utilisateurs ont du mal à imaginer l'utilisation de la technologie du zoom sur smartphone puisqu'ils sont plus habitués à l'écran tactile.

4) Résultats AttrakDiff

La présentation des résultats peut se faire sous différentes formes. Les concepteurs de l'outil en proposent 3 formes principales : portfolio des résultats, graphique des pairs de mots et diagramme des valeurs moyennes.

Dans la présentation des résultats en portfolio (voir fig. 7), les valeurs hédoniques sont présentées sur l'axe vertical (avec en bas la valeur la plus basse soit -3) et les valeurs pragmatiques sont représentées sur l'axe horizontal (à gauche la valeur la plus basse). Selon les scores obtenus aux deux dimensions, le produit ou système évalué sera positionné dans l'une des zones, définissant ainsi sa « personnalité » ou son « orientation ».

Le rectangle de confiance n'étant pas très petit, on ne peut pas trop conclure concernant la région choisie par les utilisateurs. Chaque valeur moyenne est entourée d'un rectangle représentant l'intervalle de confiance du résultat. Le rectangle de confiance montre si l'évaluation faite par les utilisateurs est homogène ou variée.

Dans notre cas, on constate que l'intervalle de confiance est grand, ce qui explique que l'évaluation du système a varié selon les utilisateurs. Il nous est donc difficile de catégoriser le produit dans une zone particulière.

CONCLUSION

Nous avons proposé une nouvelle commande gestuelle de zoom de contenu d'écran et navigation dans l'image zoomée dont le capteur est la caméra située du côté de l'écran. Nous avons développé un prototype sur PC et effectué une première évaluation utilisateurs qui valide son intérêt pour les malvoyants d'une part et pour

la réalité augmentée dans l'industrie d'autre part. En recherchant une forme d'interaction plus fluide, on a en effet trouvé une commande qui a le gros avantage de libérer une main de l'utilisateur, voire les deux si l'écran est fixe. Cela ouvre le champ a de nombreuses applications potentielles, toutes les fois qu'un opérateur est sur le terrain (maintenance à distance, pilotes d'avion, imagerie médicale…)

Des premiers tests ont été réalisés avec un prototype sur quelques utilisateurs concernés par les domaines d'applications. Ils montrent une tendance à une bonne acceptation de ce nouveau modèle. Des tests à plus grand échelle pourront permettre d'affiner les conclusions.

On pourra introduire du traitement d'image pour zoomer et dézoomer plus rapidement, et pour améliorer la qualité d'image (qui est mauvaise sur les smartphones). Il sera possible d'introduire un OCR et d'afficher les textes superposés en réalité augmentée.

References

1. K. Z. Gajos, J. O. Wobbrock, and D. S. Weld, "Automatically generating user interfaces adapted to user's motor and vision capabilities", in Proc. 20th ACM symp. on User interface software and technology, ACM, 2007, pp. 231-240.
2. G. Calvary, J. Coutaz, D. Thevenin, Q. Limbourg, L. Bouillon and J. Vanderdonckt, "A unifying reference framework for multi-target user interfaces", Interacting with Computers, vol. 15, no 3, 2003, pp. 289-308.
3. H. Soubaras, J. COlineau, "PortaNum : une nouvelle aide technique à la vision de loin comportant du traitement d'images pour les malvoyants", Por. of HANDICAP 2002, Paris, France, June 2002.
4. S. Kurniavan, A. King, D. Evans and P. Blenkom, "Design and user evaluation of a joystick-operated full-screen magnifier", in Proc. of CHI'03, 2003, pp. 25-32.
5. V. V. Makkapati. Robust Camera pan and Zoom Change Detection Using Optical Flow
6. R. Minetto and N. J. Leite. Reliable detection of camera motion based on weighted optical flow fitting
7. T. Baltrusaitis, P. Robinson and L.-P. Morency, "OpenFace: an open source facial behavior analysis toolkit", in IEEE Winter Conference on Application of Computer Vision, 2016.
8. T. Baltrusaitis, P. Robinson and L.-P. Morency, "Contrained Local Neural Fields for robust facial landmark detection in the wild", in IEEE Int. Conference on Computer Vision Workshops, 300 Faces in-the-Wild Challenge, 2013.
9. D.E. King, "Max-Margin Object Detection". CoRR, 2015
10. D.E. King, "Dlib-ml: A Machine Learning Toolkit". Journal of Machine Learning Research 10, pp. 1755-1758, 2009.
11. R.E. Kalman, R. Emil, "A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems". Transactions of the ASME-Journal of basic Enginnering, vol. 82, series D, pp. 35-45, 1960.
12. G. Bradski, "The OpenCV Library", Dr. Dobb's journal of Software Tools, 2000.
13. Hassenzahl, M., Burmester, M., & Koller, F. AttrakDiff: A questionnaire to measure perceived hedonic and pragmatic quality. In *Mensch & Computer* (pp. 187-196), 2003.
14. AttrakDiff : une évaluation quantitative de l'UX. Carine Lallemand. (https://uxmind.eu/2014/06/23/attrakdiff-evaluation-quantitative-ux/)

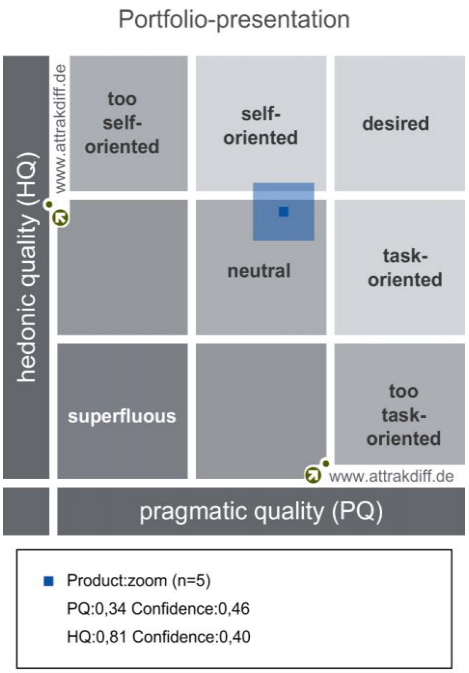


Figure 7 – Principe de la présentation des résultats

Linguistique et nouvelles technologies : à l'interface des pathologies du langage.

Le projet Comm'Handi

Karine BARTALUCCI
Linguiste Pôle Enfance ADAPEI Var Méditerranée
Chercheur associé laboratoire BABEL
Université de Toulon

Patrick ABELLARD
Enseignant chercheur Laboratoire IMSIC
Université de Toulon

Résumé : La pathologie du langage constitue un des domaines d'application de la linguistique et illustre les interactions possibles entre celle-ci et d'autres disciplines s'intéressant au langage. Dans un premier temps, les termes langage, langue et parole seront définis comme apport indispensable aux cliniciens. Puis, nous exposerons l'intérêt à faire appel aux nouvelles technologies pour développer une « parole » (en termes de communication) chez des enfants et adolescents polyhandicapés. Enfin, quelques exemples d'interfaces en tant que « langage outillé » seront présentés.

Mots clés—Linguistique, nouvelles technologies, pathologie du langage, polyhandicap; communication; interface.

I. INTRODUCTION

L'analyse des faits de langue dans le domaine du handicap se positionne généralement par l'étude de corpus (sémantique, phonologique, morphologique). Les études linguistiques portant sur le polyhandicap restent rares. Pourtant, il s'agit d'une pathologie engendrant des troubles spécifiques du langage. L'approche linguistique retenue dans le cadre de l'étude des pathologies du langage est synchronique et Ferdinand de Saussure (1896-1911) affirmait déjà la primauté de l'étude de l'état de la langue à un instant donné [1].

La pathologie du langage constitue un des domaines d'application de la linguistique et illustre les interactions possibles entre celle-ci et d'autres disciplines s'intéressant au langage. En effet, dans l'étude de la pathologie du langage, les aspects linguistiques (connaissances sur la langue), psycholinguistiques (processus mentaux mis en jeu dans les activités de production et de compréhension du langage) et neurolinguistiques (organisation cérébrale de la fonction cognitive spécifiquement humaine qu'est le langage) se mêlent. Selon cette approche de l'étude de la langue, la pathologie du langage, il faut distinguer ce que l'on nomme « langage », de ce que l'on nomme « langue » et de ce qui est désigné par « parole ».

II. LANGAGE, LANGUE ET PAROLE

Le langage est un instrument de pensée qui se développe au cours de l'enfance par différents stades. Il repose sur les facultés naturelles et propres à l'être humain. Contrairement à la langue qui est "un produit social de la faculté du langage et un ensemble de conventions nécessaires, adaptées par le corps social pour permettre l'exercice de cette faculté chez les individus" [2]. En cela, la langue est aussi acquise progressivement mais liée aux conventions sociales d'une communauté linguistique. La langue est soit conventionnelle, soit liée aux conditions de communication et ainsi respecte une norme.

La parole sera quant à elle, un produit individuel extériorisé à travers des organes vocaux. La parole est interdépendante de la langue [3] mais la fera néanmoins évoluer car chaque individu modifiera ses habitudes linguistiques en fonction des autres locuteurs (en fonction donc de sa perception de l'autre). La parole peut être pensée autrement qu'à travers les organes phonatoires mais bien aussi à travers l'expression d'une pensée, d'un besoin, d'un choix, d'un sentiment quel que soit le canal servant à exprimer cette parole (visuel, auditif, tactile, physique…).

La réflexion sur le langage et sur la langue ainsi que les outils développés en linguistique constituent des bases théoriques nécessaires aux cliniciens amenés à évaluer et traiter les troubles du langage quelle que soit leur forme. Il y a donc des interactions entre théories et pratique clinique. Les champs d'action communs aux linguistes et aux orthophonistes sont la communication et le langage. Dans ce cas, il est tout à fait envisageable de penser le linguiste en terme de praticien clinique et capable de dépister, bilanter, et prendre en charge les personnes atteintes de troubles développementaux ou acquis, d'origine

organique ou non et présentant des troubles langagiers [4]. Ainsi, le linguiste contribuera à la description fine des troubles et identifiera les différents niveaux d'atteintes linguistiques (phonétique, phonologique, lexical, morpho-syntaxique, pragmatique…) mais aussi les possibilités de communication et de développement de la parole de chaque sujet [5]. C'est pourquoi, le linguiste peut faire appel aux sciences nouvelles afin de développer « la parole » chez des enfants polyhandicapés (après avoir identifié les possibilités de communication de ceux-ci).

III. LE POLYHANDICAP

Le polyhandicap équivaut à « un handicap grave à expression multiple, associant déficiences motrice et mentale, sévères ou profondes, entraînant une restriction extrême de l'autonomie, des possibilités de perception, d'expression et de relation ». A cette définition correspondent de nombreuses expressions cliniques, en fonction de la prédominance de l'atteinte motrice ou mentale. Ce polyhandicap éventuellement aggravé d'autres déficiences ou troubles, nécessite le recours à des techniques spécialisées pour le suivi médical, l'apprentissage des moyens de relation et de communication, le développement des capacités d'éveil sensori-moteur et intellectuelles concourant à l'exercice d'une autonomie optimale [6]. Dans cette définition, on retiendra les éléments suivants : une dépendance importante à l'égard d'une aide humaine et technique permanente, proche et individualisée ; un handicap grave à expression multiple ; et une restriction extrême de l'autonomie, des possibilités de perception, d'expression et de relation.

La loi de 2005 [7] qui préconise l'intégration de toutes les personnes handicapées à l'école induit donc qu'elles peuvent apprendre. Toute personne polyhandicapée doit donc pouvoir bénéficier d'un accès à une éducation cognitive [8].

Le polyhandicap va se manifester sous différentes formes et peut être d'intensité très variable. Les différentes formes de handicap qui touchent les enfants classifiés sous le terme *polyhandicap* se regroupent sur un continuum allant de l'enfant sans production orale et sans possibilités de se mouvoir à celui qui est en capacité de produire des sons et de se déplacer. Sur ce continuum viennent s'ajouter les troubles autistiques dont sont atteints certains enfants polyhandicapés.

De la même manière, nous retrouvons sur ce continuum les troubles langagiers avec des déficits de production orale, de perception et de compréhension très diverses.

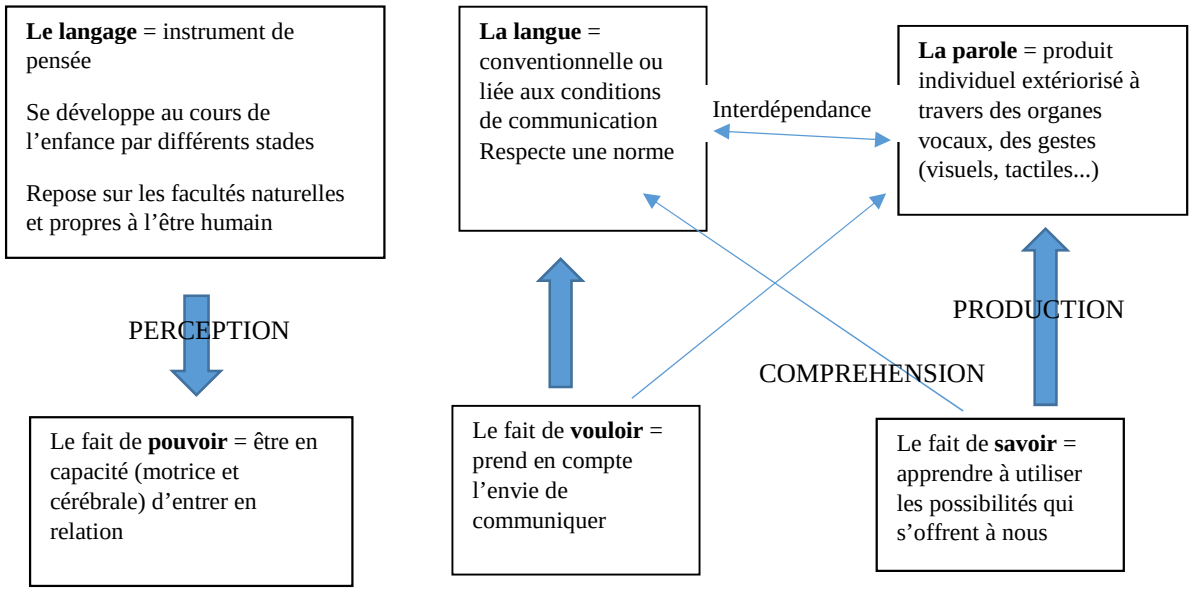
Pour obtenir une autonomie de communication, la prise en charge doit permettre le développement des compétences en ne s'attachant pas au manque.

IV. COMMUNICATION : VOULOIR, POUVOIR, SAVOIR

Sous le terme « communication » il s'agit de retenir la définition princeps « d'entrer en relation » et ainsi d'analyser les termes vouloir, pouvoir et savoir. De même, les termes réception (perception), expression (production) et compréhension doivent être pris en compte afin de mieux cerner le sujet d'étude du linguiste dans le champ des pathologies du langage.

Le terme *vouloir* sous-entend que la communication doit prendre en compte l'envie de communiquer. Le terme *pouvoir* exprime le fait d'être en capacité (motrice et cérébrale) d'entrer en relation. Le terme *savoir* viendra démontrer que communiquer c'est apprendre à utiliser les possibilités qui s'offrent à nous. Nous retrouvons ainsi les trois éléments d'étude linguistique en synchronie et pouvons les rapprocher : le langage correspondra au fait de « pouvoir », la langue au fait de « vouloir » et de « savoir » tout comme la parole qui est interdépendante de celle-ci. Le schéma de la communication de Roman Jakobson relatait déjà les relations d'interdépendance de la langue et de la parole [9].

Schéma de la communication proposé par K. Bartalucci (2018) :



V. LA NOUVELLE COMMUNICATION

L'ouvrage concernant « la nouvelle communication » de A. Mucchielli permet d'envisager la communication du point de vue évoqué plus haut c'est-à-dire d'effectuer des rapprochements entre langage, langue et parole et savoir, pouvoir et vouloir [10].
Dans cette « nouvelle communication », on ne communique pas mais on participe à une communication (conception introduite de manière empirique par l'école de Palo-Alto). L'école de Palo-Alto prône le fait qu'on ne peut pas ne pas communiquer et que tout message transmet une information et induit un comportement [11]. Le comportement humain est une forme de communication et on ne peut pas ne pas communiquer puisqu'on ne peut pas ne pas avoir de comportement. Tout message, qu'il soit verbal ou comportemental est une communication.

VI. LE BILAN DE COMMUNCATION

Pour la personne polyhandicapée, la parole est souvent absente sous sa forme articulée. Toutefois, ces personnes communiquent (si l'on retient la théorie de Palo-Alto) mais différemment et il s'agit alors de recenser les moyens dont elles disposent pour « entrer en relation ».
L'observation du comportement constitue un moyen efficace pour établir un bilan de communication qu'il faut compléter par la prise en compte préalable des troubles sensoriels et le recoupement des observations familiales et transdisciplinaires. Par exemple, l'analyse des mouvements, du regard, des vocalises…. peut permettre de définir des matériels spécifiques pour faciliter l'expression des besoins, des choix, des sentiments….

VII. ELABORATION DU PROJET PERSONNALISE

La difficulté principale dans l'élaboration d'un projet personnalisé de communication va résider dans le fait d'élaborer du matériel spécifiquement adapté aux capacités et aux difficultés du jeune polyhandicapé. C'est pourquoi un partenariat a été mis en place depuis 2014 entre l'Université de Toulon (I3M IMSIC – IUT) et l'ADAPEI du Var (l'Université de Toulon possédant les compétences techniques à la réalisation des projets imaginés). Cette collaboration débouche sur de nombreux projets d'interfaces de communication réalisés par des étudiants du département GEII de l'IUT de Toulon. Ce travail commun a été récompensé à plusieurs reprises (prix Espoir de l'Innovation - Concours Var Terre d'Innovation 2015 du Conseil Général du Var ; 1er prix catégorie Ecole et culture, Trophées APAJH, Paris, 2016 ; 1er prix 9ème Challenge Handicap et Technologies, Université Paris8 de Saint-Denis, 2017).
Toutes les personnes polyhandicapées s'expriment, en général dans un langage non-verbal qui leur est propre et que leur entourage doit découvrir. Le point de départ est l'acquisition d'un moyen, verbal ou non-verbal, pour signifier le oui et le non afin de pouvoir exprimer des besoins et de faire des choix. Ensuite, le développement de moyens de communication personnalisés pour chacun peut être envisagé.
La communication est l'action d'établir une relation avec autrui pour transmettre une information :

l'émetteur formule et transmet une information ; le récepteur reçoit et décode cette information. Pour cela, il s'agit d'utiliser un ensemble de moyens verbaux et non-verbaux pour échanger des idées, des connaissances, des informations, des sentiments. Il ne s'agit pas d'une pratique éducative consciente puisqu'elle existe avant l'apparition du langage articulé et qu'elle étaye celui-ci. Selon D. Crunelle, il existe plusieurs invariants qui peuvent permettre de mieux cerner et comprendre la communication de la personne polyhandicapée [12]:

- C'est une communication multimodale et le plus souvent non-verbale,
- Elle est spécifique dans sa forme et dans sa nature,
- Elle exclue toute comparaison avec la norme; les interactions ne sont donc pas conventionnelles
- Elle exige une évaluation analytique précise et pose le problème de l'interprétation des comportements.

Dans le polyhandicap, la communication peut être passive, purement émotionnelle, intentionnelle ou active. Il faut partir du postulat que tout être humain est capable de communication et de progrès et apprendre à différencier les conduites réceptives et expressives. Il s'agit donc de considérer tout être humain comme capable de communiquer tout en acceptant : l'idée de s'adapter à la spécificité de la personne polyhandicapée, la perspective de progrès minimes et de régressions, les moments de latence importants et parfois nécessaires pour qu'elle réagisse.

La découverte de l'environnement constitue la base de construction du langage qu'elle que soit sa forme (parole articulée, gestuelle, code de communication spécifique). Ainsi, le fait de solliciter plusieurs canaux va étayer la communication. Plus on donne d'accès différents à un enfant (gestuel, verbal, visuel), plus on lui donne la possibilité de pouvoir s'exprimer. Dans son environnement quotidien, il évolue dans un « bain de langage ». L'enfant polyhandicapé a lui aussi besoin de ce « bain de langage » mais il doit être plus riche de manière à structurer la langue qu'elles que soient les difficultés rencontrées. Ainsi un « bain de langage » multimodal qui associe le geste, la parole et l'image (photo, pictogramme, idéogramme) donne plusieurs possibilités à l'enfant polyhandicapé pour comprendre ce qui l'entoure et se faire comprendre à son tour. La syntaxe utilisée ne doit pas être complexe mais elle doit véhiculer correctement une information par le biais de plusieurs canaux [13].

L'observation du comportement reste le moyen le plus efficace pour établir un bilan des capacités de communication. Ainsi, le recueil des informations transmises par les équipes éducatives et soignantes permet d'affiner le bilan. Au préalable, il est indispensable de prendre en compte les troubles sensoriels pour une observation correcte.

La mise au point d'une grille d'évaluation de la communication personnelle et interne à l'établissement semble le moyen le plus efficace pour recueillir les données qui correspondent au projet de l'établissement et aux objectifs fixés pour le projet personnalisé de chaque enfant. La grille d'évaluation doit être spécifique afin d'élaborer un projet personnalisé cohérent [14]. Une fois le projet imaginé, un matériel spécifique de communication peut être envisagé.

VIII. LE LANGAGE OUTILLE

Nous proposons ci-après la description de plusieurs matériels faisant appel au domaine du Génie Electrique et Informatique afin d'étayer notre propos par des exemples concrets. Ainsi, la désignation par le biais de l'outil informatique permet d'envisager l'utilisation de cet outil en tant qu'interface.

Une interface est la couche limite par laquelle ont lieu les échanges et les interactions entre deux éléments. En informatique et en électronique, une interface est un dispositif qui permet des échanges et interactions entre différents acteurs. On parle souvent d'interface homme-machine qui permet des échanges de communication entre un humain et une machine. Notre propos d'étude d'un point de vue linguistique concerne l'interface en tant que médiateur de la communication et lorsque nous parlons d'interface, il va s'agir de logiciels ou de matériels spécifiques visant à développer un « langage outillé ».

a. La désignation par les mouvements de la tête

L'idée de départ est de permettre à de jeunes polyhandicapés de désigner des photos puis des pictogrammes par le biais d'un ordinateur afin d'échanger avec un tiers. Lorsque la désignation par le biais des mains ne peut être retenue (présence d'une spasticité trop importante, de tremblements ou d'absence de maîtrise du geste, la désignation par le regard est privilégiée.

L'utilisation d'un pointeur laser est envisagée pour affiner la désignation par le regard. Ce pointeur est efficace pour un premier apprentissage de la fonction de désignation. Toutefois, les outils présents sur le marché ne conviennent pas toujours aux difficultés de cette population. C'est pourquoi un matériel innovant a été imaginé et celui-ci est en cours de dépôt de brevet (Fig. 1). Actuellement, un projet d'élaboration d'un logiciel capable d'enregistrer le mouvement d'un laser est en cours de création car l'utilisation de l'outil informatique permet d'envisager des perspectives de travail multiples et bien plus diversifiées que la seule utilisation d'items papiers. Ce logiciel permet de faire des choix multiples : une image est pointée sur l'ordinateur et

un retour vocal a lieu. Un inclinomètre fixé en parallèle du pointeur laser permet de paramétrer les mouvements de tête sur l'ordinateur (Fig. 1).

b. La désignation par le regard

Lorsque les mouvements de la tête sont inexploitables, il convient alors d'utiliser lorsque c'est possible, la technique du « eye-tracking » qui permet de suivre le déplacement des yeux sur un stimulus visuel et qui permet ainsi de développer des compétences de communication à travers l'utilisation d'un ordinateur par le simple mouvement des yeux (Fig.3). La souris d'ordinateur est ainsi « remplacée » par les mouvements des yeux et ses fonctions de click par le biais des mouvements de bouche et/ou de paupière. Le matériel doit être paramétré voir adapté en fonction des possibilités de chaque jeune.





Fig. 1. Le pointage par laser

L'écran de l'ordinateur n'étant pas un capteur capable de fournir une mesure de position, une phase d'initialisation est indispensable. Elle consiste à acquérir les données de position de la tête grâce à l'inclinomètre. On demande à l'enfant de positionner le point lumineux sur l'écran en bas à gauche et on valide cette position. Puis on lui demande de pointer de la même façon sur l'écran le coin en haut à droite et on valide cette position. La connaissance des coordonnées de ces 2 points atteignables et contrôlables par la tête de l'enfant est suffisante pour partager l'écran en fonction des exercices prévus par la thérapeute. La figure 2 donne une exemple d'un écran partagé en 4 parties pour permettre le choix d'un légume parmi 4 pour accompagner une viande au repas de midi. Sur ce même principe, il est possible de choisir des activités, d'exprimer des besoins, de localiser des douleurs, …. et ceci, toujours accompagné d'un retour sonore.



Fig. 2. Logiciel de désignation avec inclinomètre

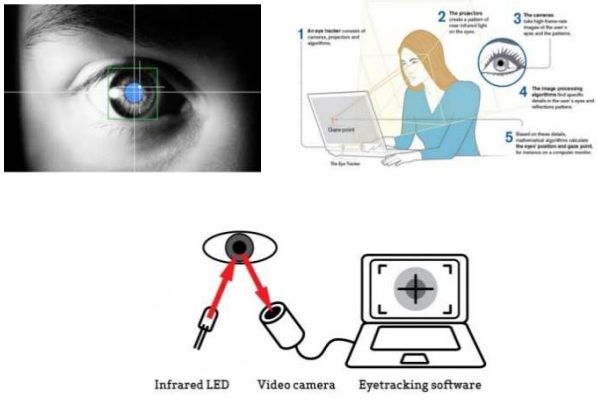


Fig. 3. Technique du « eye-tracking »

c. La désignation par pointage manuel sur tablette

Concernant le matériel « mécanique », une tablette a été réalisée dernièrement afin de privilégier la désignation par le pointage (ou plutôt, par le « lissage » avec le dos de la main) (Fig.4). Cette tablette ergonomique résulte d'une co-conception centrée utilisateur afin que le matériel s'adapte à la personne handicapée et non pas le contraire.
Elle permet à une enfant polyhandicapée de s'exprimer par l'effleurement de touches sensibles avec le dos de la main. Les dimensions de la tablette, ainsi que le nombre et la taille des touches ont été déterminées en fonction des possibilités fonctionnelles de l'enfant (points atteignables dans

un plan). Pour que les 7 touches soient affleurantes, des pièces de fixation ont été spécialement réalisées avec une imprimante 3D et optimisées autant sur le plan de leur souplesse que sur celui de leur fixation au boîtier. Une pochette plastique a été fixée sur chaque touche pour recevoir un dessin, une photo ou un pictogramme. L'appui sur une touche actionne un contacteur sonore posé sur le fond su boîtier.

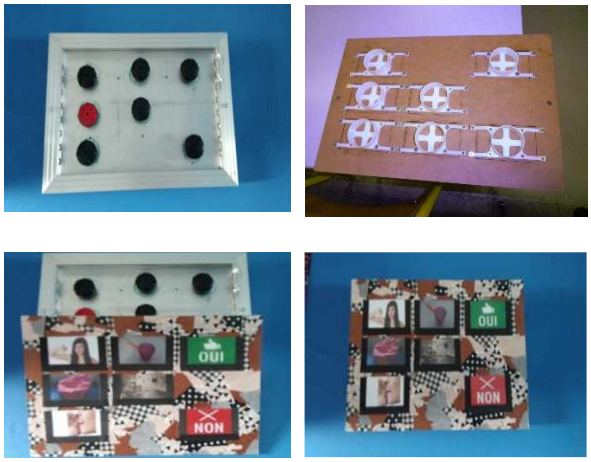


Fig. 4. Tablette de désignation à retour vocal

Les produits disponibles sur le marché sont variés et permettent une utilisation souvent immédiate dans de nombreux cas. Mais, il est parfois nécessaire de les modifier pour en améliorer le plus souvent, l'ergonomie car tous les enfants sont différents. Et, lorsqu'ils n'existent pas, alors il faut alors les créer en adoptant une démarche de co-conception centrée utilisateur car c'est toujours le matériel qui doit s'adapter à l'enfant et non pas le contraire.

IX. CONCLUSION

A travers cet exposé, nous avons pu démontrer les liens existants entre linguistique et pathologies du langage et comment le travail des nouvelles technologies peut aider à la mise en place d'un moyen de communication efficace et spécifique.
Le matériel existant doit être adapté ou bien créé afin que l'enfant polyhandicapé en fonction de ses capacités puisse se l'approprier et l'utiliser. La méthode de communication choisie se doit d'être relayée de manière pluridisciplinaire afin d'en assurer sa pérennité (et donner des pistes sur l'évolution possible de celle-ci et son utilisation).
Plusieurs étapes sont nécessaires à la mise en place d'un moyen de communication efficace à commencer par l'évaluation des capacités et aptitudes à entrer en relation. Le temps de réponse spécifique à cette population doit être pris en compte car celui-ci est rarement identique au notre.
Les nouvelles technologies peuvent apporter des solutions efficaces pour faire avancer les techniques de communication. Une sollicitation de différents secteurs d'activités permet de faire progresser le questionnement linguistique dans le champ des pathologies du langage à partir de l'éclairage de chacun.

X. BIBLIOGRAPHIE

[1] Ferdinand De Saussure, *Écrits de linguistique générale*, éd. par Simon Bouquet; Rudolf Engler, Antoinette Weil, Paris : Gallimard, 2002
[2] [3] Ferdinand De Saussure, Cours de linguistique générale, Broché, Ed Payot, 1995 ; 1re éd. 1916
[4] Borel-Maisonny S., Langage normal et langage pathologique - Troubles de la parole, Paris médical : la semaine du clinicien, 1936, n° 101, partie médicale
[5] Rondal J.A. & Seron X., Troubles du langage : bases théoriques, diagnostic et rééducation, Ed. Mardaga, 1999
[6] Annexes XXIV Ter au décret n°89-798 du 27 octobre 1989 relatives aux conditions de prise en charge des enfants ou adolescents polyhandicapés par les établissements et services d'éducation spéciale
[7] Loi n°2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées
[8] E. Zucman, Auprès de la personne handicapée. Une éthique de la liberté partagée, Eds Erès, septembre 2011
[9] Jakobson R., Linguistique et poétique, In: *Essais de linguistique générale*, Editions de Minuit, Paris, 1969, 209-248
[10] Mucchielli, A., La nouvelle communication : épistémologie des sciences de l'information-communication, Eds Armand Colin, 2000
[11] Picard D. & Edmond Marc, L'école de Palo-Alto, PUF, 2013
[12] Crunelle D., DVD : Le polyhandicap. Aider la personne polyhandicapée à se construire et à mieux vieillir, Ortho Edition, 2009
[13] Cataix-Negre E., Communiquer autrement. Accompagner les personnes avec des troubles de la parole ou du langage : les communications alternatives, Eds Solal, 2011
[14] Bartalucci. K., L'incidence du polyhandicap sur la communication, Actes du XXVIe Congrès Scientifique International de la Fédération Nationale des Orthophonistes, Nantes, 2014

Session 3 : Mesures physiologiques

Président de Session : Alain Pruski

Optimisation de l'interaction humain-machine d'un communicateur à défilement par mesure de l'activité électrodermale : étude de faisabilité

G. Bourhis, P. Pino
Université de Lorraine
LCOMS, 7 rue Marconi, 57070 METZ, France
guy.bourhis@univ-lorraine.fr

S. Rebib, R. Adrar, L. Formet
Université de Lorraine
Master I2E2I
ISEA, 7 rue Marconi, 57070 METZ, France

***Résumé*—Pour nombre de personnes souffrant de déficiences motrices sévères les systèmes à défilement demeurent le seul moyen d'accès à la communication et au contrôle de leur environnement. Le réglage des paramètres de ces systèmes, notamment du délai de défilement, s'effectue de façon empirique et n'évolue généralement pas au cours du temps. On se propose dans cette communication d'étudier la possibilité d'utiliser la détection du stress de la personne pour optimiser l'interaction humain-machine lors de l'utilisation d'un communicateur. Cette détection est basée sur la mesure de l'activité électrodermale. Les résultats de deux études de cas seront présentés et discutés pour illustrer notre propos.**

Mots-clés—communicateur à défilement; détection de stress; activité électrodermale, interaction humain-machine

I. INTRODUCTION

Pour nombre de personnes handicapées moteur sévères (paralysie cérébrale, locked-in syndrom, sclérose latérale amyotrophique, etc.) l'accès à la communication passe par l'utilisation de tableaux de lettres ou de pictogrammes [1], [9]. La sélection d'un item sur ces tableaux est permise par l'utilisation de capteurs adaptés : interrupteurs de toute nature (contacteur mécanique, capteur de souffle, capteur de signaux physiologiques, etc.) associés à un balayage des choix [4] ou interfaces de pointage (capteurs des mouvements de la tête, capteurs de direction du regard [8], etc.).

Dans la présente étude, on s'intéresse plus particulièrement aux systèmes à balayage. Le principe de ces systèmes consiste en un défilement lumineux sur un écran ou un tableau. Une action sur un contacteur permet de valider un choix ou un groupe de choix. Leur problème majeur est la lenteur de communication qu'ils induisent. Dans le cas d'une saisie de textes, on fait couramment appel à des techniques de prédiction pour améliorer leurs performances : prédiction de caractères, de fin de mots, de mots compte tenu d'un contexte syntaxique. Ceci se fait cependant au détriment de la charge cognitive. De façon complémentaire, on s'attache également, à présenter l'information sous une forme optimisée (balayage ligne/colonne, présentation des choix les plus fréquents en début de balayage, etc.) [11], [12]. Le paramètre essentiel pour la vitesse de communication reste toutefois le temps élémentaire de défilement T_{scan}. Un réglage trop court engendre un nombre important d'erreurs de sélection ce qui peut dégrader fortement la vitesse de communication et surtout impliquer du stress, de la frustration voire du découragement pour l'utilisateur [13]. Inversement, un réglage trop long diminue la vitesse de communication dans des proportions importantes. Ce temps est généralement défini de façon empirique et garde sa valeur tout au long de l'utilisation du système.

Dans ce contexte, l'objectif global de ce projet de recherche est d'optimiser l'interaction humain-machine [7] dans l'utilisation d'une aide à la communication : détection/correction des erreurs de sélection, réglage automatique de certains paramètres comme le délai de défilement dans le cas d'une interface à balayage [6], etc. Pour cela on se propose d'analyser l'état physiologique et les réactions psychomotrices de la personne (temps de réaction sur l'interrupteur notamment). On se base sur des résultats préliminaires déjà obtenus dans un contexte applicatif plus général [2]. Dans cette communication on s'intéresse plus particulièrement à l'activité électrodermale (AED) qui, outre sa facilité d'acquisition, présente l'intérêt de fournir deux informations complémentaires : une composante "tonique" donnant l'état moyen de stress de la personne et une composante "phasique" permettant de repérer la réaction à un stimulus.

Dans ce qui suit on établit tout d'abord un état de l'art en matière d'optimisation des communicateurs à défilement d'une part et de l'évaluation du stress à partir de l'AED d'autre part. On présente ensuite une étude de faisabilité constituée de quelques résultats préliminaires obtenus par le biais d'un stage (3ème auteur de cette communication) et de projets (4ème et 5ème auteur) d'étudiants de master. Une discussion de ces résultats et des perspectives qui en découlent concluent la communication.

II. ETAT DE L'ART

A. *Optimisation des communicateurs à balayage*

Pour optimiser la vitesse de communication, il serait intéressant d'adapter automatiquement le temps élémentaire de défilement T_{scan} en cours d'utilisation en fonction de l'état physique (fatigue) et cognitif (concentration, stress) de la

personne. Quelques rares travaux en ce sens sont évoqués dans la littérature. Dans [12], Cronk et Schubert utilisent les erreurs de sélection comme facteur de réglage du temps de défilement. Ces erreurs sont repérées de diverses manières : utilisation de la touche « backspace », sélection d'une ligne sans sélection de colonne, etc. Lesher et al. [13] utilisent le même principe basé sur les erreurs de sélection pour augmenter T_{scan} mais mesurent par contre le temps de réaction de la personne pour le diminuer. Ils constatent expérimentalement que T_{scan} peut être réduit si la personne utilise moins de 65% de ce temps disponible pour sélectionner l'item. Dans un même ordre d'idée, Simpson et Koester [14] règlent dynamiquement T_{scan} à l'aide d'un réseau bayésien. Deux estimations de la performance sont utilisées à cet effet : une mesure d'erreurs de sélection et une mesure de vitesse de sélection (nombre de mots par minute). Dans un article plus récent, ces mêmes auteurs évaluent sur un panel d'utilisateurs handicapés les recommandations émises par l'outil logiciel IDA (Input Device Agent) concernant le délai de défilement [15]. IDA règle la valeur initiale de T_{scan} en évaluant les erreurs de sélection puis calcule en dynamique le délai T_{scan} optimal en divisant le temps moyen de réaction de la personne par le facteur 0,65. Les expérimentations valident cette règle en ne montrant aucune différence entre les valeurs recommandées par IDA et les valeurs sélectionnées subjectivement par les sujets. Enfin, Evreinov et Raisamo [16] adaptent la vitesse de défilement en se basant uniquement sur l'analyse temporelle des temps de réaction dont ils calculent une moyenne toutes les 5 réalisations.

Nous avons pour notre part développé un algorithme de réglage automatique du délai de défilement basé sur l'analyse des temps de réaction de la personne par le biais de la modélisation de l'interaction entre la personne handicapée et le communicateur à balayage [6]. Cet algorithme a été expérimenté sur des personnes valides en laboratoire, sur des personnes handicapées en scénarios imposés et enfin sur des personnes handicapées en situation écologique. Il s'est avéré prometteur mais ses paramètres demeurent complexes à régler de façon optimale. Les recherches citées ci-dessus remontent à une dizaine d'années. Depuis lors, à notre connaissance, aucune avancée significative n'a pu être notée dans cette recherche « de niche » quoique essentielle pour un nombre important de personnes en perte d'autonomie de communication.

B. *Mesure du stress par l'AED*

Le stress peut être défini comme une réaction depuis un état de calme jusqu'à un état d'excitation dans le but de préserver l'intégrité de l'organisme [10]. Il provoque de nombreux changements physiologiques qui peuvent être mis à profit pour évaluer son niveau [20]: modifications de signaux physiologiques (rythme cardiaque, signaux électromyographiques, température de la peau, respiration, etc.), de caractéristiques faciales (expressions faciales, mouvements des yeux, dilatation de la pupille), de la voix ou encore des paramètres comportementaux comme le temps de réaction.

Pour des raisons déjà évoquées plus haut (facilité d'obtention et possibilité d'exploiter deux types d'information) et du fait qu'il est reconnu comme étant un bon indicateur du stress de la personne, nous avons choisi l'AED pour évaluer ce stress. L'AED mesure la conductivité de la peau qui varie de façon significative en fonction de l'état affectif de l'individu. Elle est constituée de deux composantes : une ligne de base (composante « tonique ») révélatrice de l'activation générale de l'organisme et des réponses "phasiques" apparaissant 1 à 3 secondes après un stimulus, l'amplitude de ces réponses dépendant de l'intensité du stimulus [20], [3].

Peu d'auteurs se sont intéressés à l'évaluation du stress d'un utilisateur d'aide à la communication. Dans [3] une étude est menée visant à analyser les réponses physiologiques de trois sujets atteints de paralysie cérébrale à des interactions correctes et erronées avec un communicateur à défilement. On observe notamment une augmentation de l'activité électrodermale du fait de cette interaction. Il est également noté une réponse phasique plus grande pour les faux positifs (sélection erronée) que pour les faux négatifs (sélection omise). Par contre, à notre connaissance, aucune étude dans la littérature ne décrit la relation entre le délai de défilement et le stress de l'utilisateur.

III. Méthode

A. *Communicateurs à balayage*

Deux exemples de systèmes à balayage ont été utilisés dans nos expérimentations. Le premier est le communicateur à balayage EDiTH2 développé au laboratoire. Initialement conçu pour des personnes atteintes de sclérose latérale amyotrophique [6], il a connu depuis diverses évolutions [5]. Plusieurs interfaces permettent l'accès à la communication ou au contrôle de l'environnement. On fait appel pour la présente étude à l'écran éditeur de textes (Fig.1). Le défilement s'effectue suivant le principe "colonne-ligne": défilement colonne par colonne puis case par case sur la colonne sélectionnée par action sur un contacteur. Les lettres les plus courantes en langue française sont placées en début de défilement (clavier « ESARIN »). Le délai de défilement T_{scan} est réglable de 150ms à 2s. Le contacteur utilisé pour sélectionner une case ou une colonne est la barre d'espace de l'ordinateur.



Fig. 1. Ecran éditeur de EDiTH2

Le second communicateur auquel on a fait appel est le « clavier visuel » de Windows associé à un éditeur de textes (Fig.2). Le défilement s'effectue cette fois bloc par bloc puis touche par touche après sélection d'un bloc. Le délai de défilement est réglable de 0.5s à 3s. On utilise également la barre d'espace en guise de contacteur.

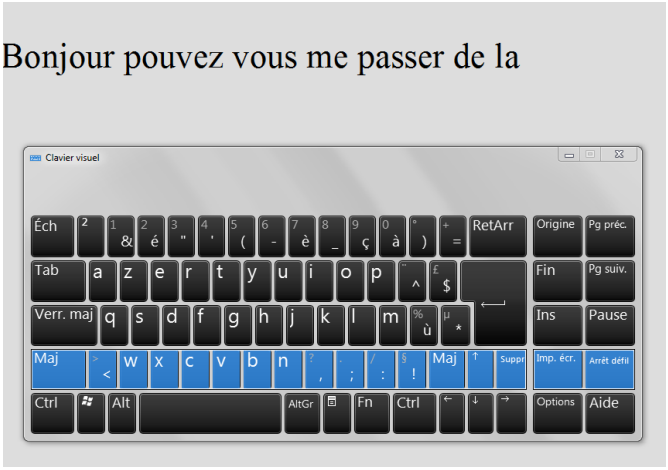


Fig. 2. Clavier visuel de Windows

B. *Acquisition du signal AED*

L'acquisition de l'activité électrodermale est effectuée à l'aide d'un kit Bitalino (Fig.3) [21]. Les deux électrodes sont placées sur l'index et le majeur de la main gauche (pour un droitier). Deux montages différents ont ensuite été réalisés (le type de montage n'a pas d'influence sur les résultats présentés plus loin) :

- Expérience 1 (Fig.3): prétraitement et transmission bluetooth vers un PC à l'aide du kit suivis d'un traitement sous Matlab ;
- Expérience 2 (Fig.4): traitement à l'aide d'une carte microcontrôleur Arduino [23] suivi d'un affichage sur un écran LCD.

C. *Protocoles expérimentaux*

Deux séries d'expérimentations ont été menées, chacune d'entre-elles étant précédée d'une phase d'apprentissage de l'interface de communication. La première ("expérience 1") porte sur un panel de 3 jeunes hommes valides utilisant le communicateur EDiTH2. Il est demandé à chacun de sélectionner la phrase "bonjour pouvez-vous me passer de la pommade sur les épaules merci" avec un délai de défilement T_{scan} de 1500ms puis avec un délai de 300ms. Les erreurs de sélection doivent être corrigées (touche "Eff"). En vue de détecter les mouvements parasites un accéléromètre est placé sur un des deux doigts munis des électrodes AED.

La seconde série ("expérience 2") concerne un panel de 4 jeunes hommes valides n'ayant pas participé à l'expérience précédente. La consigne est de sélectionner sans erreur la même phrase que ci-dessus avec le clavier visuel Windows et ceci sans faire appel au prédicteur associé à cette interface. L'opération est effectuée trois fois avec des délais de balayage successifs de 3s, 1.5s et 0.5s. Les trois phases sont entrecoupées de périodes de repos de 3 minutes.

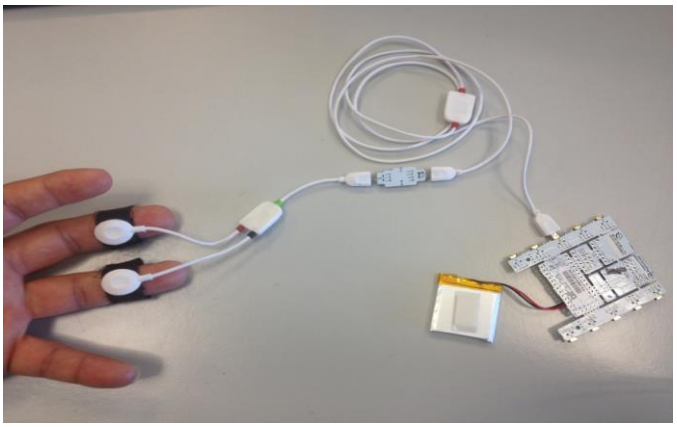


Fig. 3. Acquisition de l'AED (expérience 1)

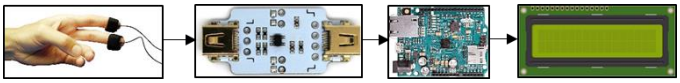


Fig. 4. Acquisition de l'AED (expérience 2)

IV. Résultats

A. *Expérience 1*

Les résultats présentés Fig.5 sont les valeurs brutes de l'AED obtenues pendant la sélection de la phrase test pour les trois sujets avec des délais T_{scan} de 1.5s et 300ms. Comme attendu, le niveau moyen du signal AED pour chaque personne est plus important pour T_{scan} = 300ms que pour T_{scan} = 1.5s (stress plus important pour un balayage rapide). De nombreuses impulsions se superposent à la ligne de base qui peuvent avoir diverses origines dont la réaction à un stimulus ponctuel. Pour éliminer les artefacts dus aux mouvements de la personne, on peut mettre en correspondance temporelle ces signaux avec les données issues de l'accéléromètre. On lisse alors par interpolation les pics de l'AED coincidant avec un mouvement (Fig.7).

B. *Expérience 2*

Les résultats de l'expérience 2 sont présentés Fig.6. Comme dans le cas précédent, on note pour les 4 sujets un accroissement de la valeur moyenne de la conductance en fonction du niveau de stress attendu (stress plus important quand le délai T_{scan} diminue). Les valeurs de conductance obtenues ici sont très différentes de celles de l'expérience 1. La raison a été identifiée : une formule de conversion erronée dans la documentation du Bitalino, rectifiée pour l'expérience 2. Ceci est sans incidence sur la discussion des résultats : ce qui importe c'est l'évolution de l'AED et non sa valeur brute. Comme pour l'expérience 1, aucun test statistique n'a été effectué, la taille des panels ne le permettant pas.

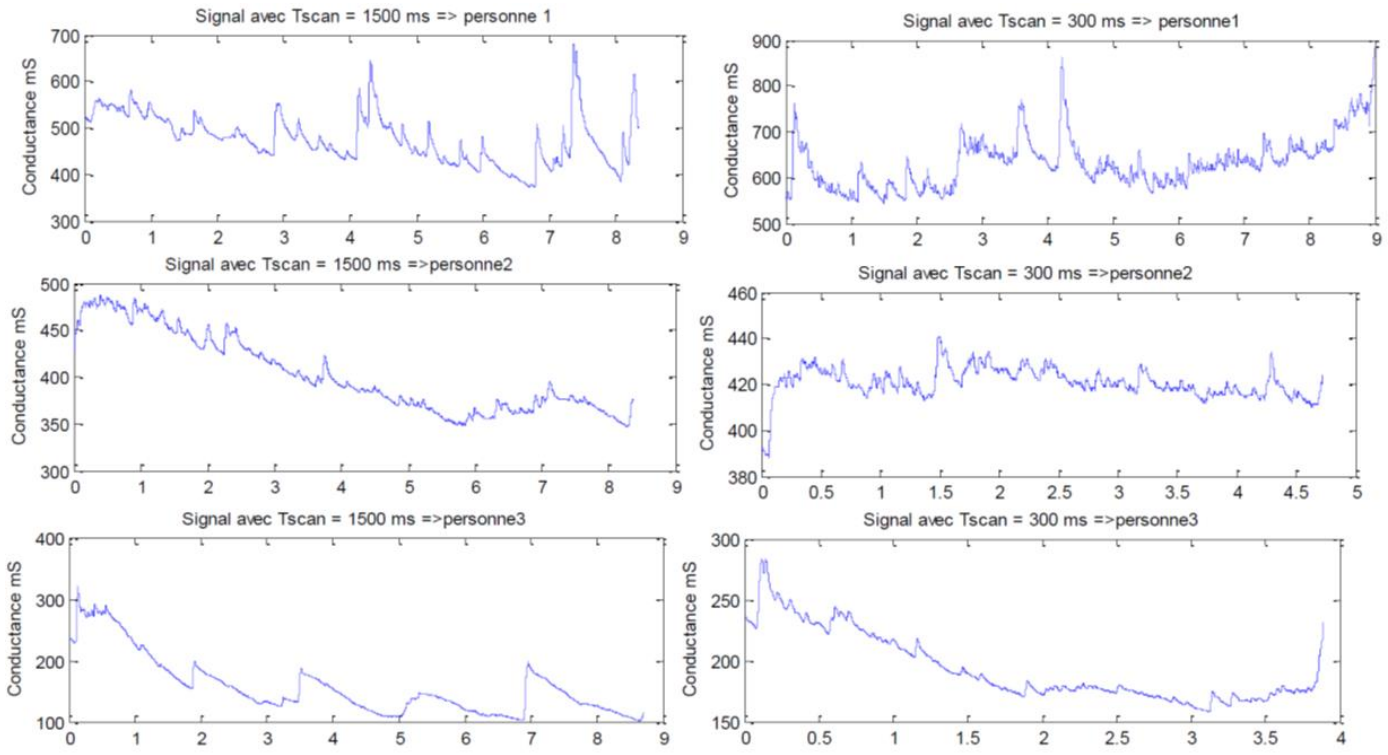


Fig. 5. Résultats de l'expérience 1 pour trois sujets et deux valeurs de T_{scan} ; en abcisses : le temps en minutes

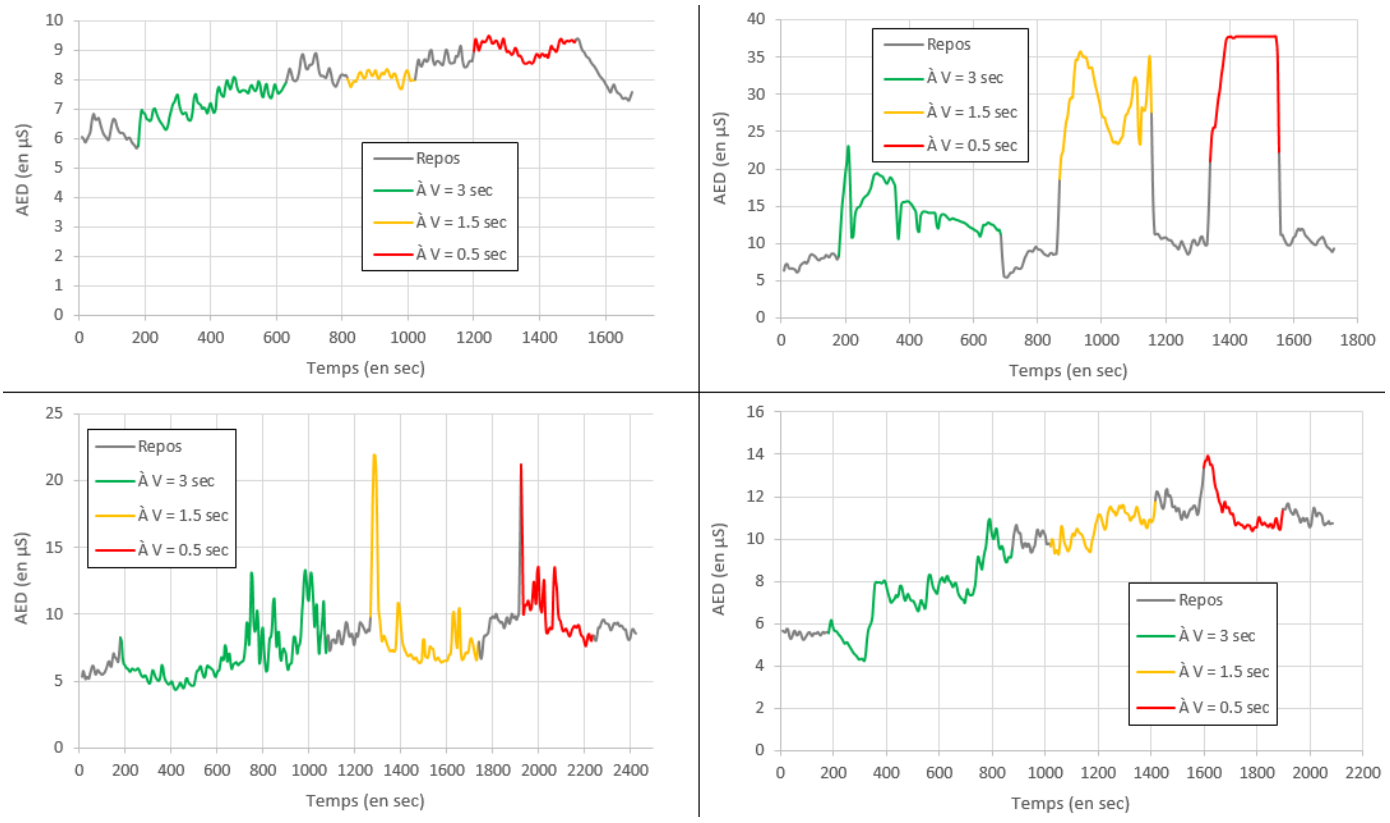


Fig. 6. Résultats de l'expérience 2 pour quatre sujets (une courbe par sujet) et trois valeurs de T_{scan}

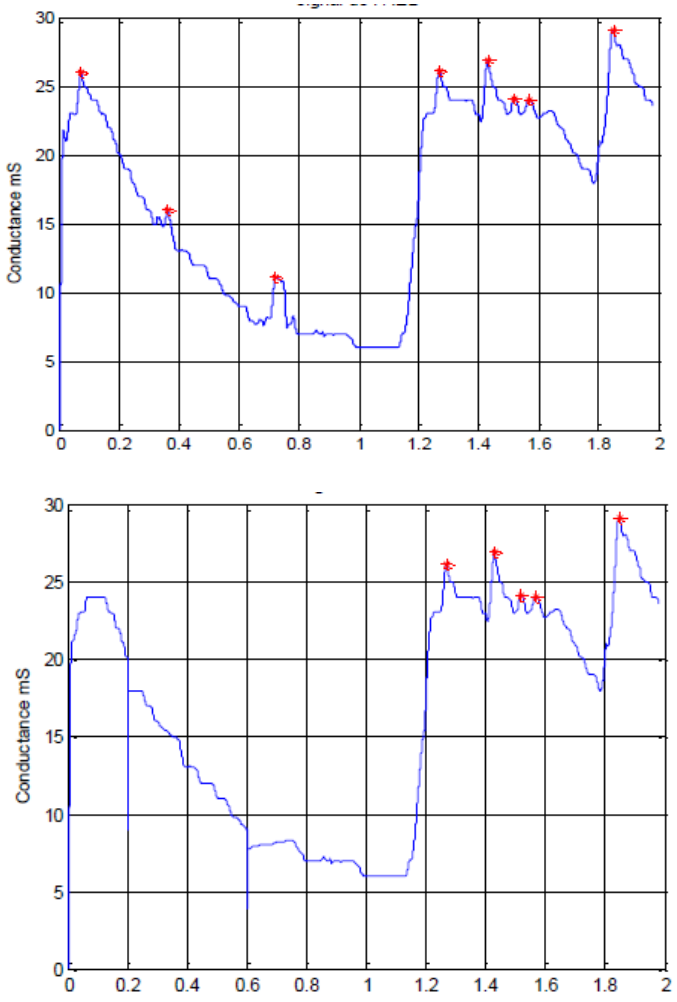


Fig. 7. Elimination des artefacts dus aux mouvements (en haut : portion de réponse AED avec tous les artefacts ; en bas : idem avec élimination des artefacts correspondant à des mouvements)

V. Discussion

Il ne s'agit ici que de résultats préliminaires : l'objectif de ces stage et projet de master était essentiellement de valider la partie matérielle des expérimentations. Ces résultats sont toutefois encourageants pour la suite de l'étude. On note en effet pour les 7 sujets une corrélation entre le niveau de stress attendu du fait de l'accroissement du délai de défilement et le niveau moyen de l'AED. Une observation visuelle (non-automatisée) des évènements d'interaction humain-machine (action sur le contacteur, erreur de sélection, etc.) nous a également permis de constater qu'ils induisaient des réponses phasiques de l'AED ce qui est cohérent avec les résultats déjà décrits par Leung et Chau [3].

Dans la suite de nos travaux, il sera tout d'abord nécessaire d'effectuer quelques traitements sur les signaux notamment de séparer les composantes tonique et phasique de l'AED. Divers algorithmes sont décrits dans la littérature permettant cette séparation [22]. La partie tonique devra ensuite être moyennée sur une fenêtre glissante de taille suffisamment importante (plusieurs minutes).

Il faudra ensuite corréler les impulsions présentes dans la partie phasique avec des évènements constatés et mesurables dans l'utilisation du communicateur (sélection d'un item, début d'un balayage, etc.). Ceci pourrait permettre de repérer des défauts dans l'ergonomie de l'interface graphique et de régler certains paramètres temporels comme par exemple le temps de pause avant le début d'un défilement.

Enfin, concernant l'exploitation de la composante tonique de l'AED, la question la plus difficile sera de déterminer le délai T_{scan} optimal à partir du niveau de stress constaté : il faudra modéliser l'évolution du signal AED pour une personne donnée en le corrélant avec d'autres paramètres (nombre d'erreurs, temps de réaction, etc.).

VI. Conclusion

L'objectif général de cette recherche est d'utiliser la mesure de l'état physiologique de l'utilisateur pour optimiser les paramètres d'interaction humain-machine d'une aide technique à la communication. Cette communication portait sur une étude de faisabilité. Les résultats présentés ici ne sont donc qu'indicatifs. Ils devront être confirmés par des expérimentations plus conséquentes en nombre de sujets, des traitements de signaux adéquats et une exploitation de ces traitements à même d'être testée sur un panel de personnes handicapées.

References

[1] A. Myrden, L. Schudlo et al, "Trends in communicative access solutions for children with cerebral palsy", Journal of Child neurology, vol 29, issue 8, 2014.

[2] B. Zhang, Y. Morere, L. Sieler, C. Langlet, B. Bolmont, G. Bourhis, *"Reaction time and physiological signals for stress recognition"*, Biomedical Signal Processing and Control, vol.38, septembre 2017, p.100-107.

[3] B. Leung, T. Chau, "Autonomic responses to correct outcomes and interaction errors during single-switch scanning among children with severe spastic quadriplegic cerebral palsy", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2014, 11:34

[4] R. Mankowski, R.C. Simpson, H.H. Koester, « Validating a model of row-column scanning », Disability and rehabilitation : Assistive Technology, 2013, 8:4, 321-329.

[5] P. Pino, E. Naves, G. Bourhis, B. Martin, I. Pecci. "EDiTH2 : a development platform for the design of AAC research demonstrators", AMSE Journals-2014-Modelling C; vol. 75; N° 2; p.209-221.

[6] S. Ghedira, P. Pino, G. Bourhis, « Conception and experimentation of a communication device with adaptative scanning », ACM Transactions on Accessible Computing, special issue on Augmentative and Alternative Communication, vol.1, n°3, article n°14, 2009.

[7] G. Chanel, C. Rebetez, M. Bétrancourt, and T. Pun, « Emotion Assessment From Physiological Signals for Adaptation of Game Difficulty », IEEE Trans. on SMC—Part A: Systems and Humans, Vol. 41, N° 6, nov 2011.

[8] M. Borgestig, J. Sandqvist, and al. , « Eye gaze performance for children with severe physical impairments using gaze-based assistive technology—A longitudinal study », Assistive Technology, 28:2, 93-102, 2016.

[9] C. Galvao, E. Naves, P. Pino, E. Losson, A. Andrade, G. Bourhis, "Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey", Biomedical Engineering Online, 2011, 10:31, doi:10.1186/1475-925X-10-31.

[10] J.A. Healey, R.W. Picard, "Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors", IEEE Trans. On Intelligent Transportation Systems, 6(2), 156-166, 2005.

[11] Lesher, G.W., Moulton, B.J., Higginbotham, D.J. 1998. Techniques for augmenting scanning communication. Augmentative and Alternative Communication, Decker Periodicals Inc., Hamilton, Ontario, Canada, 14 (2), 81-101.

[12] Cronk, S.R., Schubert, R.W. 1987. Development of a real-time expert system for automatic adaptation of scanning rates, In Proceedings of the RESNA 10th Annual Conference, San Jose, California, 109-111.

[13] Lesher, G.W, , Higginbotham, D.J., Moulton B.J., 2000. Techniques for automatically updating scanning delays. In Proceedings of the RESNA 2000 Annual Conference, 85-87.

[14] Simpson, R.C., Koester, H.H. 1999. Adaptive one-switch row-column scanning. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 7(4), 464-473.

[15] Simpson, R.C., Koester, H.H. Lopresti, E. 2006. Evaluation of an adaptative row/column scanning system, Technology and Disability, vol.18, 127-138.

[16] Evreinov G.E, and Raisamo, R. 2004. Optimizing Menu Selection Process for single-Switch Manipulation, K. Miesenberger et al. (Eds): ICCHP 2004, Paris (France), July 7-9 2004, 836-844.

[17] A. Myrden, L. Schudlo et al, "Trends in communicative access solutions for children with cerebral palsy", Journal of Child neurology, vol 29, issue 8, 2014.

[18] R. Mankowski, R.C. Simpson, H.H. Koester, « Validating a model of row-column scanning », Disability and rehabilitation : Assistive Technology, 2013, 8:4, 321-329.

[19] P. Pino, E. Naves, G. Bourhis, B. Martin, I. Pecci. "EDiTH2 : a development platform for the design of AAC research demonstrators", AMSE Journals-2014-Modelling C; vol. 75; N° 2; p.209-221.

[20] B. Zhang, "Reconnaissance de stress à partir de données hétérogènes", thèse de l'université de Lorraine, juillet 2017.

[21] Kit Bitalino : http://bitalino.com/en/plugged-kit-ble, lien au 02/02/2018.

[22] M. Benedek, C. Kaernbach, « A continuous measure of phasic electrodermal activity », Journal of neuroscience method, 190 (2010), 80-91.

[23] Carte microcontrôleur Arduino : https://www.arduino.cc/

Impact du nombre de canaux pour la stimulation de l'implant cochléaire

P.A. Cucis[1,2,3], C. Berger-Vachon[1,2,4], F. Seldran[1,5], E. Truy[1,2,3], S. Gallego[1,6]

[1] Université Claude-Bernard Lyon1, 43 bd du 11 Novembre, 69 622 Villeurbanne-Cedex
[2] Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon, (CRNL), INSERM U1028, 95 bd Pinel, 69 675 Bron-Cedex
[3]Pavillon d'ORL, Hôpital Edouard-Herriot Lyon, 5 place d'Arsonval 69437 Lyon cedex 03
[4] IFSTTAR, 25 Avenue François Mitterrand, 69 500 Bron
[5]Vibrant Medel France, 400 av Roumanille, Bât. C6, CS 70 052, 06072, Sophia Antipolis-Cedex
[6]Laboratoire de Neurosciences Intégratives et Adaptatives, (LNIA), CNRS UMR 7260, Université d'Aix-Marseille.
E-mail : cucis.pa@gmail.com

***Résumé*— L'efficacité de l'implant cochléaire est liée au nombre de canaux qu'il utilise, mais on se heurte à un conflit. Si on utilise beaucoup de canaux, on a une bonne résolution spectrale, mais alors on est limité par les interactions entre les électrodes. Le phénomène a déjà fait l'objet de plusieurs études décrites dans la littérature, mais il n'y a pas de consensus sur le choix de la stratégie qui dépend autant des conditions extérieures que des possibilités des sujets implantés. Actuellement, la technologie permet d'évaluer l'interaction entre les électrodes et cette question mérite d'être revisitée en s'appuyant sur l'état actuel des connaissances. Dans cet article, on revoit différentes études qui concernent cette thématique et on propose quelques nouvelles approches fondées sur la physiologie et la modélisation pour progresser vers une meilleure connaissance de ce phénomène. Ceci oriente un nouveau travail de recherche centré sur cette thématique.**

Mots clés— Implant cochléaire, nombre de canaux, stratégie de codage, interaction, simulation, mesures comportementales et physiologiques

I. INTRODUCTION

Les stratégies de codage de l'implant cochléaire font toujours l'objet de travaux pour apporter au patient le meilleur service possible notamment dans l'optique d'améliorer la compréhension de la parole dans le bruit. Le nombre optimal de canaux nécessaire pour comprendre la parole est fortement lié à la présence plus ou moins marquée d'interaction électrophysiologiques entre les canaux fréquentiels. Nous sommes ici face à une problématique multi factorielle qui a déjà été en partie abordée dans la littérature.

Compte tenu des techniques actuellement disponibles, il est nécessaire de revisiter cette question. Mais avant, un état des lieux s'impose.

Notre équipe (CRNL, HEH, LNIA) a travaillé sur le sujet et il avait été suggéré que si l'augmentation du nombre de canaux augmente la quantité d'information spectrale, elle augmente aussi les interactions au détriment de la compréhension. Une sélection des canaux avec un nombre relativement faible d'électrodes semble être le meilleur compromis [1]. Cependant, en présence de bruit, un nombre plus important de canaux est nécessaire pour améliorer l'intelligibilité de la parole [2]. Dans l'étude présentée pour la conférence JCJC 2017 nous avions abordé l'aspect des stratégies de codage dans le bruit et les résultats nous avaient amenés à nous questionner sur l'influence combinée du nombre d'électrodes et du degré d'interaction lorsque le bruit varie. Cette interaction est donc un paramètre à prendre en compte lors du réglage des implants cochléaires [3], [4].

Dans une étude qui vient de débuter nous proposons de mettre en relation la mesure de l'interaction avec la compréhension du langage. Cette étude a été suggérée par les résultats obtenus dans des travaux préliminaires que nous avons effectués [5]. Il est utile de revoir ceci en envisageant l'état actuel des connaissances dans le domaine. On peut penser que, dans le bruit, il y a de meilleures performances en audiométrie vocale lorsque l'on stimule avec tous les canaux disponibles [6], [7]. Du fait de la grande variabilité des résultats obtenus, nous avons émis l'hypothèse que l'interaction inter-électrodes pouvait être un facteur limitant. L'objectif est d'optimiser le nombre de canaux ouverts sur un implant cochléaire en fonction des conditions environnementales.

II. IMPLANT MULTI ELECTRODE ET INTERACTIONS

A. Implant cochléaire

L'implant cochléaire est un dispositif médical qui a une fonction d'interface entre les sons environnants et les fibres nerveuses de la cochlée. Il assure la transduction acoustico-électrique du son et excite le nerf auditif de manière artificielle puisque cette fonction est normalement assurée par les cellules ciliées internes.

C'est en 1957 que Charles Eyriès et André Djouno décrivent la stimulation électrique du système auditif [8]. Ne comportant qu'une seule électrode, la stimulation offrait la possibilité de reconnaitre les rythmes de la parole. Par la suite dans les années 70, le premier implant multi-électrode français, comportant douze canaux, est mis au point par l'équipe du professeur C.H. Chouard. Il permettait alors l'accès à un éventail plus complet de fréquences, qui recouvrent toutes celles essentielles à la compréhension de la parole [9].

Ce dispositif médical comprend deux parties : une partie interne composée du corps de l'implant et du porte-électrode inséré dans la rampe tympanique de la cochlée ; et une partie

externe composée de l'antenne et du processeur vocal habituellement posé sur l'oreille (Fig. 1)

Le principe de fonctionnement de l'implant cochléaire peut se décomposer en quatre étapes. Les sons sont tout d'abord captés par le microphone du processeur, qui les analyse et les code en impulsions électriques. Ensuite ces impulsions électriques sont envoyées à l'antenne et transmises, à travers la peau, vers l'implant par ondes radiofréquences. L'implant répartit les impulsions électriques vers le porte électrode qui les transmet alors aux fibres nerveuses sous-jacentes de la cochlée. Pour finir, les signaux nerveux se propagent le long du nerf auditif pour atteindre les centres auditifs du tronc cérébral avant de parvenir au cerveau qui les interprètent comme des sons [10].

À l'heure actuelle deux philosophies de codage du son sont utilisées par les quatre fabricants d'implant cochléaire : les stratégies « type CIS » (Continuous Interleaved Sampling) utilisée par les marques Med-El® et Advanced Bionics® et les stratégies « NofM » (pour « N out of M »), utilisée chez Cochlear® et Oticon Medical®.

Dans les deux cas, ces stratégies de codages suivent le principe de base du vocodeur [11]. Le signal est décomposé en différentes bandes spectrales par un banc de filtres passe-bande. Chaque filtre est assigné à une électrode selon l'organisation tonotopique de la cochlée. Ainsi un son de basse fréquence déclenchera l'activation d'une ou plusieurs électrodes à l'apex de la cochée et, à l'inverse, un son de haute fréquence entrainera la stimulation des électrodes basales. La grande différence entre ces deux stratégies réside dans le nombre d'électrodes activées pour une même fenêtre d'analyse. En effet, alors que les stratégies « type CIS » activent l'ensemble des électrodes disponibles, les stratégies NofM n'activent que les N électrodes correspondants aux N bandes spectrales les plus énergétiques sur les M électrodes disponibles [12].

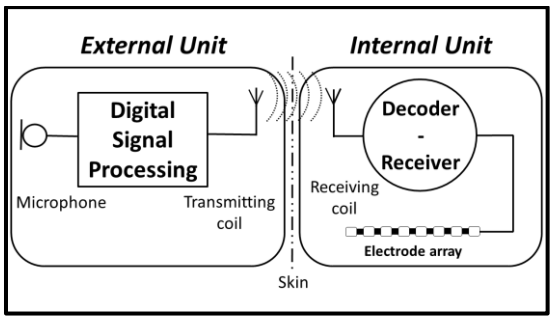


Fig. 1. Représentation schématique d'un implant cochléaire

B. Phénomène d'interaction

L'arrivée de l'implant multi-électrode a grandement amélioré la compréhension de la parole chez les implantés cochléaires (IC). Cependant un phénomène inhérent à l'utilisation de plusieurs électrodes retient notre attention : l'interaction inter-électrodes. En effet, les champs électriques émis se recoupent et stimulent un nombre plus ou moins grand de fibres nerveuses pouvant créer un chevauchement des « canaux neuronaux ». Suivant l'amplitude de ce recoupement, l'information codée par les stimulations mais aussi le traitement et l'intégration des signaux par le système auditif s'en trouvent dégradés. Deux types d'interactions peuvent être distinguées : la sommation des champs électriques produits par les électrodes et l'interaction neurale résultant de la stimulation.

Dans le cas idéal où il y a une bonne préservation neuronale et un faisceau d'électrodes positionné au plus près des cellules, on suppose que la stimulation de chaque électrode n'active qu'un groupe réduit de cellules nerveuses. Dans ce cas il y a peu d'interaction. Dans un cas intermédiaire, la population neurale activée par une électrode recouvre le territoire des électrodes voisines. Ici les électrodes sont plus éloignées du modulus, la densité de cellules nerveuses survivantes est faible et/ou le champ électrique des électrodes est diffus. Et dans le cas le plus défavorable, toutes les électrodes stimulent la même population de neurones. Ainsi, l'implant multi-électrode se comporte en pseudo mono-électrode. Dans les trois cas on suppose une répartition homogène des neurones survivants et une diffusion égale du courant pour chaque électrode. Cela se complique si la répartition des cellules nerveuses est irrégulière et si l'impédance au niveau des électrodes varie le long de la cochlée [13].

C. Mesure de l'interaction

On peut rendre compte des interactions par des mesures psychoacoustiques :

L'interaction électrique produite par les électrodes peut être illustrée une modification de l'intensité perçue lorsque deux électrodes sont activées en même temps en phase ou en opposition de phase. Pour mettre en évidence l'interaction neurale on utilise la période réfractaire des cellules nerveuses. On observe une élévation du seuil de détection d'un son lorsqu'il y a une stimulation préalable. Pour finir la sommation de sonie qui se mesure par l'élévation du volume global en réponse à deux ou plusieurs stimulations indépendantes et simultanées est probablement le résultat du traitement neural à un niveau plus central [14].

On peut aussi observer le phénomène d'interaction par des mesures objectives :

La technique « Electric Field Imaging » (EFI) permet de mesurer l'interaction électrique de manière physique. On obtient des profils EFI en appliquant une stimulation sur une ou plusieurs électrodes et en recueillant des potentiels électriques sur les autres [15].

Au niveau neural, on mesure les potentiels d'actions composites (Electricaly Evoked Compound Action Potential, ECAP) en utilisant le porte électrode de l'implant. L'ECAP représente la réponse synchrone des fibres du nerf auditif stimulées électriquement et représente essentiellement l'onde I des potentiels évoqués auditifs électriques (PEAe) (Fig. 2) [16]. En stimulant une population de neurones avec une électrode, on peut enregistrer un potentiel évoqué sur une ou plusieurs autres électrodes [17].

Les PEA représentent l'activité électrique des voies auditives en réponse à une stimulation. L'onde I est générée par les structures du nerf auditif, l'onde II par les noyaux

cochléaires du tronc cérébral, l'onde III vient de l'olive supérieur, l'onde IV est émise par le lemnisque latéral et enfin l'onde V proviens du colliculus inférieur. Le mesure des PEA est schématisée dans la figure 2.

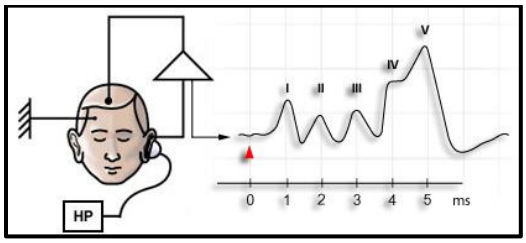


Fig. 2. Illustration d'un tracé de PEA et de la configuration utilisée pour le recueil [18].

Guevara et al. ont développé une procédure utilisant les PEA électriques à un niveau plus tardif que les ECAP. Les chercheurs comparent chez l'implanté cochléaire l'amplitude de l'onde V à la suite de plusieurs stimulations d'une électrode individuelle avec l'amplitude de l'onde V obtenue après une stimulation multi électrode. Ils définissent alors le Monaural Interaction Component (MIC) qui est le rapport entre la somme des amplitudes de l'onde V suite aux stimulations individuelles et l'amplitude de l'onde après une stimulation multi électrode. Le principe de la mesure est schématisé dans le figure 3. Si l'interaction est nulle alors le MIC est égale à 1 sinon le MIC est supérieur à 1 [17].

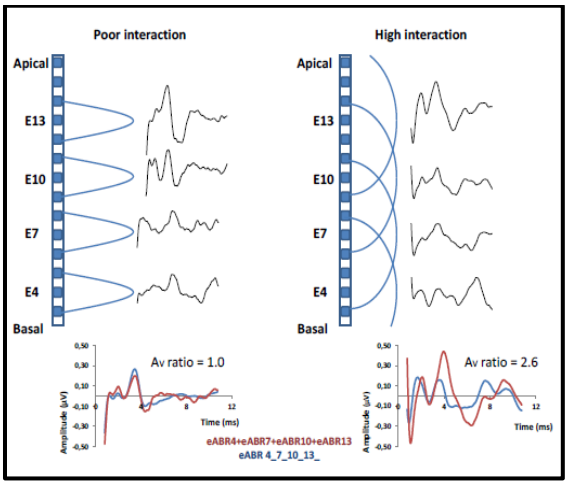


Fig. 3. Représentation schématique de la méthodologie d'évaluation de l'interaction électrique par mesure de PEAe. *E=Electrode ; Av ratio = Rapport d'amplitude de l'onde V entre la somme des 4 PEAe par stimulation individuelle (EABR4+EABR7+EABR10+EABR13) et le PEA obtenu par la stimulation multiélectrode (EABR 4_7_10_13)* [19].

D. Les stratégies de compensation des interactions

Les professionnels de l'implant ont mis en place des stratégies pour minimiser l'impact des interactions.

1) Modes de stimulation

Tout d'abord il existe plusieurs modes de stimulation basés sur le principe de stimulation bipolaire et sur le principe monopolaire.

En mode bipolaire, on stimule entre deux électrodes intra cochléaires adjacentes, une active et une faisant office de masse. Le champ électrique produit entre ces deux électrodes proches provoque alors une activation localisée des fibres nerveuses et si on augmente la distance entre ces deux électrodes on stimule une plus grande quantité de fibres nerveuses. Cependant cela n'implique pas que le mode bipolaire soit le plus sélectif car une paire d'électrodes très rapprochées peut activer une large région de la cochlée.

Avec les implants cochléaires du marché on peut aussi utiliser le mode de stimulation monopolaire. L'électrode active se trouve dans la cochlée alors que cette fois l'électrode de masse est extra cochléaire et placée soit dans la mastoïde soit dans le corps de l'implant. Généralement ce mode monopolaire produit des patterns d'excitation plus étendus que le mode bipolaire ; cependant il requiert des niveaux de stimulation moindres que le mode bipolaire pour obtenir un seuil de perception. L'étalement de la stimulation en mode monopolaire est surtout problématique lors de stimulation multi électrodes en simultané car cela va majorer les interactions [13], [20], [21]. Il existe d'autres modes de stimulation moins répandus comme le « common ground » ou le mode tripolaire.

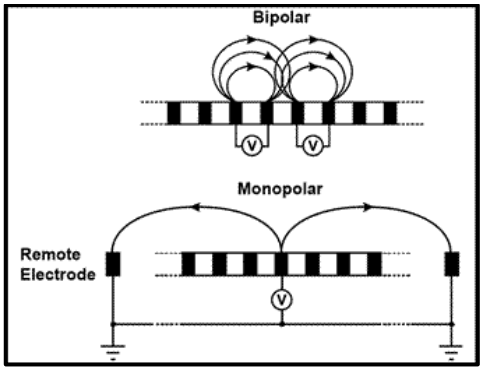


Fig. 4. Représentation des champs électriques en mode de stimulation mono et bipolaire. Adapté de Clark GM. Cochlear implants : Fundamentals and applications [22].

2) Stratégies de codage

Une autre façon de réduire les interactions est d'utiliser des stimulations séquentielles, sans recouvrement. Cette méthode est maintenant utilisée dans la plupart des stratégies de codage actuelle dont la stratégie CIS. Utiliser des stimulations séquentielles permet de limiter une sommation des champs électriques relative à la stimulation simultanée [23]. Afin que la fréquence de stimulation ne soit pas trop limitée par l'activation successive des M électrodes intra-cochléaires, une stratégie de codage de type NofM est souvent employée, ce qui limite le nombre d'électrodes stimulantes, donc les chevauchements, mais au prix d'un moins bonne couverture spectrale.

L'ordre d'activation des électrodes a aussi son importance. Une des solutions possibles est de stimuler de l'apex à la base cependant cette technique ne permet pas de minimiser les interactions. On peut répartir les stimulations le long du porte électrode pour maximiser l'écart spatial entre deux stimulations. Par exemple avec un implant à six électrodes on peut stimuler dans l'ordre suivant : 6-3-5-2-4-1 [24].

Pourtant, même lorsque deux électrodes éloignées sont stimulées séquentiellement, la polarisation résiduelle des membranes neurales induit toujours un risque d'interaction si les stimulations sont de grande amplitude et avec un écart temporel insuffisant [25].

III. COURBES D'ACCORDS PSYCHOACOUSTIQUES

A. *Filtres auditifs*

La capacité de l'oreille interne à discriminer les différentes fréquences d'un son est déterminée par la sélectivité des filtres auditifs. La littérature parle alors de « bandes critiques ». Deux sons peuvent être discriminés s'ils se retrouvent dans deux bandes critiques différentes ; ils se mélangent s'ils sont dans la même bande critique. On peut assimiler les bandes critiques à une batterie de filtres passe-bande juxtaposés dont les fréquences de coupures ne sont pas figées le long de la cochlée mais ils sont fonction de la composition fréquentielle du son en présence [26]. La bande passante des filtres auditifs à des fréquences différentes peut être mesurée par la technique du masquage en mesures comportementales ; on obtient ainsi ce que l'on appelle des courbes d'accord psychoacoustiques (CAP).

Sur une courbe d'accord psychoacoustique, chaque point caractérise l'intensité minimale nécessaire pour qu'un son masque la fréquence de référence. Plus une oreille sera sélective en fréquence, plus le pic de la courbe d'accord sera étroit. On utilise le calcul du Q10 comme référence afin de d'utiliser un paramètre standard et ainsi définir une limite pathologique (Fig. 5). Il correspond au rapport entre la fréquence testée et la bande passante du filtre auditif, 10 dB au-dessus de la fréquence de référence [27].

La baisse de l'audition influe sur la forme des CAP. Le sujet malentendant voit ses filtres auditifs s'aplatir et s'élargir, ce qui correspond à l'élévation du seuil de perception et à un élargissement de la bande passante du filtre auditif [28].

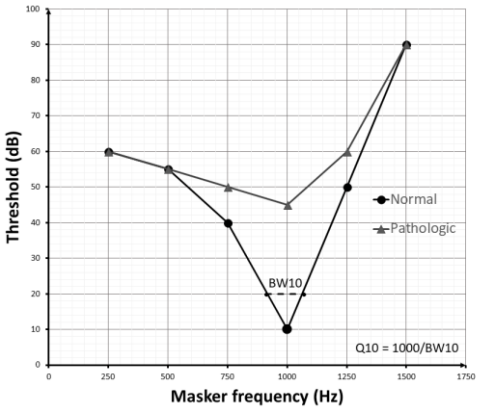


Fig. 5. Tracé normal et pathologique d'une CAP pour une fréquence référence de 1000Hz.

B. *Etablissement des courbes d'accord psychoacoustiques*

La technique du masquage psychoacoustique peut se faire suivant deux méthodes. Le masquage simultané et le masquage séquentiel. Dans les deux cas on cherche l'intensité minimale de masquage d'un son de référence par du bruit. Soit on présente au sujet le son de référence auquel on superpose le bruit. Soit on présente d'abord le bruit puis, dans un délai court, le son de référence. Dans le cas du masquage séquentiel on exploite la période réfractaire des fibres nerveuses [29], [30].

Pour les sujets normoentendants (NE) et pour les sujets malentendants ce test s'effectue par des stimulations acoustiques. Avec l'IC on a la possibilité de le faire en acoustique (à travers le processeur audio) mais on peut aussi le faire directement avec des stimulations électriques en pilotant les électrodes de l'implant. Le paradigme de mesure étant très similaire en électrique et en acoustique cela permet de comparer directement les CAP des sujets implantés avec ceux des sujets NE.

En stimulation électrique un masquage simultané demande des niveaux de stimulation élevés ce qui empêche d'acquérir des CAP attachés à des zones précises de la cochlée. Le masquage séquentiel demande des niveaux de masquage relativement faibles et il permet donc d'être plus précis pour quantifier la sélectivité fréquentielle [31].

On peut aussi, grâce à un simulateur reproduisant le traitement du signal réalisé par l'implant et imitant la cochlée dégradée des IC, étudier la forme des CAP chez des NE et les comparer à celles des implantés. Il a été montré que l'on obtient, avec un simulateur adéquat, des courbes similaires à celles observées chez l'implanté. On obtient des courbes plates dans les deux cas mais on observe tout de même une plus grande variabilité interindividuelle chez les IC [32].

Il est intéressant de remarquer que les CAP mesurées chez le sujet IC peuvent rendre compte des interactions inter-électrode. Le niveau de masquage nécessaire à un endroit précis de la cochlée dépend de l'amplitude de l'excitation engendrée par la fréquence de référence et reflète ainsi le degré de recouvrement des populations de neurones réagissant à chaque stimulus. Les CAP, qu'elles soient mesurées par stimulation acoustique ou électrique, font partie de la batterie de tests permettant de mettre en évidence les interactions [33].

IV. NOMBRE DE CANAUX

Il a été montré dès les premiers temps de l'implant cochléaire qu'augmenter le nombre d'électrodes n'est pas la meilleure solution pour augmenter l'efficacité de la transmission de l'information. Il peut être plus intéressant d'avoir un nombre restreint d'électrodes. Les études suggèrent qu'un choix judicieux dans le nombre d'électrodes stimulantes est à faire pour éviter le plus possible la superposition des informations [1].

L'intelligibilité de la parole dans le silence augmente lorsqu'on augmente le nombre d'électrodes jusqu'à 10 et reste stable ensuite. La faible augmentation des scores d'intelligibilité au-delà de 10 électrodes suggère que les implantés n'ont pas besoin d'utiliser l'ensemble de l'information spectrale délivrée par les électrodes ; les IC qui ont les meilleurs scores de compréhension de la parole ne peuvent tirer parti de l'information de plus de 10 canaux. La raison de cette limitation n'est pas claire, cependant l'interaction semble être un facteur non négligeable [34].

Par contre lorsque la difficulté de la situation sonore augmente, dans le bruit ou avec plusieurs interlocuteurs, il semble qu'un plus grand nombre d'électrodes soit nécessaire pour obtenir un niveau de performance comparable à celui obtenu dans le silence. Ces résultats ont été observés directement chez les IC. Des études, en simulation chez le NE, ont étudié l'effet du nombre de canaux et du nombre de maxima sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit. Les résultats ont montré que plus de canaux sont nécessaires pour comprendre la parole dans le bruit mais aussi que sélectionner plus de 12 maxima sur 16 n'apporte pas beaucoup d'amélioration [35]. Cependant d'autres études en simulation arrivent à la conclusion que plus la difficulté augmente plus il faut de canaux pour obtenir des performances comparables à celles obtenues dans le silence. Il a été observé une amélioration de l'intelligibilité jusqu'à 30 canaux [36]. Cette question reste donc ouverte.

V. SIMULER LE PORT D'UN IMPLANT

A. Vocodeur comme simulateur d'implant cochléaire

Comme indiqué plus tôt, les implants cochléaires modernes fonctionnent en suivant le principe du vocodeur. A l'origine le vocodeur était utilisé pour transmettre la parole à travers les lignes téléphoniques avec une bande passante réduite [37].

Avec l'avancée des techniques de traitement du signal pour l'implant, les scientifiques ont voulu savoir avec quelle efficacité les stimulations électriques des électrodes pouvaient transmettre les informations importantes pour comprendre un signal de parole. Une façon de répondre à cette question fut de traiter le signal de la même façon que le processeur de l'implant et de présenter un signal acoustique à des sujets NE. Dans le principe, en remplaçant les stimulations électriques par des bruits passe-bandes ou des sons purs on peut simuler chez un NE le port d'un implant cochléaire. Dorman et al. ont établi que les performances obtenues en simulation pouvait servir de référence pour estimer les performances d'un IC si l'implant était capable de reproduire fidèlement le stimulation produite par une stimulation acoustique de la cochlée et si les structures neurales des implantés étaient toutes capables de répondre à une stimulation électrique. On simule alors un « cas idéal » de stimulation électrique cochléaire [38].

B. Simulation des interactions

Cependant on peut aller plus loin que le « cas idéal » en simulant aussi les principaux facteurs qui sont impliqués dans la transmission des sons par l'intermédiaire de l'implant cochléaire. On peut par exemple intégrer, dans le vocodeur, une caractéristique physiologique comme le degré d'interaction entre les électrodes.

La difficulté des IC à comprendre la parole pouvant être en partie attribuée aux interactions entre les électrodes, ce sujet mérite d'être étudié pour améliorer les performances de l'implant. Plusieurs études ont utilisé des vocodeurs auxquels on a ajouté un module simulant les interactions [39].

Une des méthodes pour recréer les interactions en simulation acoustique consiste à ajouter sur un canal une partie de l'information contenue dans l'enveloppe temporelle des sons des canaux voisins. Cette technique revient à modifier la sélectivité des filtres en réalisant des bruits passe-bandes à la sortie du vocodeur et ainsi créer un recouvrement [40].

Verschuur et al. suggèrent qu'avec un vocodeur suffisamment précis dans la simulation des interactions on peut recréer les performances obtenues par des implantés cochléaires de façon relativement fiable. Cependant le modèle décrit dans l'étude s'applique surtout avec les IC ayant de bons scores [41].

VI. IMPLICATION POUR DES TRAVAUX FUTURS

Sur la base des chapitres précédents, il semble intéressant d'optimiser le nombre de canaux ouverts sur un implant en fonction des conditions environnementales et du degré d'interaction. On peut étudier, avec une stratégie de codage de type NofM, l'apport d'un N variable (de N = 4 jusqu'à N = M par exemple). Cette étude est suggérée après les résultats obtenus dans des travaux préliminaires que nous avons effectués [5]. Ces travaux laissent penser que dans le bruit on obtient de meilleures performances en audiométrie vocale lorsque N = M. L'interaction inter-électrodes pourrait être un facteur limitant.

A l'aide d'un vocodeur on peut simuler le port d'un implant cochléaire chez des NE. On ajoutera à ce vocodeur un module de simulation des interactions inter-électrodes qui permettra d'en faire varier le degré.

L'interaction s'évalue grâce à l'établissement de CAP en utilisant l'entrée auxiliaire du processeur pour les stimuli. La méthode décrite par N. Guevarra et al. utilisant des tracés PEAe [19] permet de tenir compte de ces éléments dans l'optimisation du réglage du patient (notamment en jouant sur le nombre de maxima). Les audiométries vocales (dans le silence et dans le bruit) chez tous les participants de cette étude (NE et IC), permettent de caractériser les populations d'étude.

Les bancs de simulation tels que celui de l'entreprise Oticon Medical offrent une vision complémentaire à l'approche réalisée avec un vocodeur, car ils recréent fidèlement le traitement du signal opéré par les dispositifs de la marque.

Les résultats et les conclusions pourront être soumis aux industriels pour améliorer l'intelligibilité dans des conditions d'écoute qui ne sont pas optimales. Les algorithmes de réglage permettront d'ajuster la stratégie de codage afin qu'elle reste performante lorsque les situations d'écoute fluctuent.

VII. CONCLUSION

L'interaction inter-électrodes est toujours un sujet ouvert dans le domaine de l'implant cochléaire, et la littérature y fait régulièrement référence. Les outils existent pour l'évaluer et quantifier son influence dans différentes situations de la vie courante, et ensuite adapter les résultats au réglage des machines. Ceci est à la base d'une étude qui mérite d'être entreprise, pour mieux comprendre cette interaction et pour suggérer et évaluer une approche permettant d'en diminuer les effets.

BIBLIOGRAPHIE

[1] C. Berger-Vachon, L. Collet, B. Djedou, and A. Morgon, "Model for understanding the influence of some parameters in cochlear implantation," *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, vol. 101, no. 1, pp. 42–45, Jan. 1992.

[2] F. Seldran, S. Gallego, H. Thai-Van, and C. Berger-Vachon, "Influence of coding strategies in electric-acoustic hearing: A simulation dedicated to EAS cochlear implant, in the presence of noise," *Appl. Acoust.*, vol. 76, pp. 300–309, Feb. 2014.

[3] C. Berger-Vachon, P. A. Cucis, E. Truy, H. T. Van, and S. Gallego, "Cochlear Implants: Consequences of Microphone Aging on Speech Recognition," in *Complex Systems: Solutions and Challenges in Economics, Management and Engineering*, Springer, Cham, 2018, pp. 497–519.

[4] P.-A. Cucis, C. Berger-Vachon, E. Truy, and S. Gallego, "Implant Cochléaire : Codage et interaction de voisinage entre les électrodes," *JCJC2017*, Paris, pp. 87–96. 2017.

[5] P.-A. Cucis, C. Berger-Vachon, E. Truy, H. Thai-Van, F. Millioz, and S. Gallego, "Influence de la stratégie de codage de l'implant cochléaire sur la reconnaissance des syllabes en milieu bruité," *Congrès Handicap 2016*, Paris, pp. 39–44, Jun. 2016.

[6] P. A. Cucis, C. Berger-Vachon, F. Millioz, E. Truy, and S. Gallego, "Hearing in Noise: Importance of Coding Strategies. Normal Hearing Subjects and Cochlear Implant Users," *Manuscr. Soumis Pour Publ.*, 2017.

[7] P. A. Cucis, C. Berger-Vachon, E. Truy, H. Thai-Van, and S. Gallego, "Influence of Microphone Soiling on Syllable Recognition in Cochlear Implants. Simulation and Recognition in Noise.," *Manuscr. Soumis Pour Publ.*, 2017.

[8] A. Djourno and C. Eyries, "Prothese auditive par excitation electrique a distance du nerf sensoriel a laide dun bobinage inclus a demeure," *Presse Med.*, vol. 65, no. 63, p. 1417, Aug. 1957.

[9] C.-H. Chouard, "Histoire de l'implant cochléaire," *Ann. Oto-Laryngol. Chir. Cervico-Faciale*, vol. 127, 2010.

[10] G. M. Clark, "The multiple-channel cochlear implant: the interface between sound and the central nervous system for hearing, speech, and language in deaf people—a personal perspective," *Philos. Trans. R. Soc. B Biol. Sci.*, vol. 361, no. 1469, pp. 791–810, May 2006.

[11] T. H. Churchill, A. Kan, M. J. Goupell, A. Ihlefeld, and R. Y. Litovsky, "Speech perception in noise with a harmonic complex excited vocoder," *J. Assoc. Res. Otolaryngol. JARO*, vol. 15, no. 2, pp. 265–278, Apr. 2014.

[12] B. S. Wilson *et al.*, "Comparative studies of speech processing strategies for cochlear implants," *The Laryngoscope*, vol. 98, no. 10, pp. 1069–1077, Oct. 1988.

[13] R. V. Shannon, "Multichannel electrical stimulation of the auditory nerve in man. II. Channel interaction," *Hear. Res.*, vol. 12, no. 1, pp. 1–16, Oct. 1983.

[14] Q. Tang, R. Benítez, and F.-G. Zeng, "Spatial Channel Interactions in Cochlear Implants," *J. Neural Eng.*, vol. 8, no. 4, p. 046029, Aug. 2011.

[15] L. H. M. Mens, "Advances in cochlear implant telemetry: evoked neural responses, electrical field imaging, and technical integrity," *Trends Amplif.*, vol. 11, no. 3, pp. 143–159, Sep. 2007.

[16] P. J. Abbas, M. L. Hughes, C. J. Brown, C. A. Miller, and H. South, "Channel Interaction in Cochlear Implant Users Evaluated Using the Electrically Evoked Compound Action Potential," *Audiol. Neurotol.*, vol. 9, no. 4, pp. 203–213, Jun. 2004.

[17] B. Charasse, "Etude et optimisation d'un système de télémétrie des réponses neurales (NRTtm) dans la perspective d'un réglage automatisé de l'implant cochléaire.," Université Claude berbard Lyon 1, 2003.

[18] "Audition - Oreille - Cochlée." [Online]. Available: http://www.cochlea.eu. [Accessed: 19-Jan-2018].

[19] N. Guevara, M. Hoen, E. Truy, and S. Gallego, "A Cochlear Implant Performance Prognostic Test Based on Electrical Field Interactions Evaluated by eABR (Electrical Auditory Brainstem Responses)," *PLOS ONE*, vol. 11, no. 5, p. e0155008, May 2016.

[20] J. A. Bierer, "Threshold and channel interaction in cochlear implant users: evaluation of the tripolar electrode configuration," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 121, no. 3, pp. 1642–1653, Mar. 2007.

[21] M. Chatterjee, J. J. Galvin, Q.-J. Fu, and R. V. Shannon, "Effects of Stimulation Mode, Level and Location on Forward-Masked Excitation Patterns in Cochlear Implant Patients," *J. Assoc. Res. Otolaryngol.*, vol. 7, no. 1, pp. 15–25, Mar. 2006.

[22] G. Clark, *Cochlear Implants: Fundamentals and Applications*. Springer Science & Business Media, 2006.

[23] B. S. Wilson, C. C. Finley, D. T. Lawson, R. D. Wolford, D. K. Eddington, and W. M. Rabinowitz, "Better speech recognition with cochlear implants," *Nature*, vol. 352, no. 6332, pp. 236–238, Jul. 1991.

[24] P. C. Loizou, "Mimicking the human ear," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 15, no. 5, pp. 101–130, Sep. 1998.

[25] C. de Balthasar, C. Boëx, G. Cosendai, G. Valentini, A. Sigrist, and M. Pelizzone, "Channel interactions with high-rate biphasic electrical stimulation in cochlear implant subjects," *Hear. Res.*, vol. 182, no. 1–2, pp. 77–87, Aug. 2003.

[26] H. Traunmüller, "Analytical expressions for the tonotopic sensory scale," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 88, no. 1, pp. 97–100, Jul. 1990.

[27] P. G. Stelmachowicz, W. Jesteadt, M. P. Gorga, and J. Mott, "Speech perception ability and psychophysical tuning curves in hearing-impaired listeners," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 77, no. 2, pp. 620–627, Feb. 1985.

[28] D. A. Nelson, "High-level psychophysical tuning curves: forward masking in normal-hearing and hearing-impaired listeners," *J. Speech Hear. Res.*, vol. 34, no. 6, pp. 1233–1249, Dec. 1991.

[29] K. Kluk and B. C. J. Moore, "Factors affecting psychophysical tuning curves for hearing-impaired subjects with high-frequency dead regions," *Hear. Res.*, vol. 200, no. 1–2, pp. 115–131, Feb. 2005.

[30] B. C. Moore, "Psychophysical tuning curves measured in simultaneous and forward masking," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 63, no. 2, pp. 524–532, Feb. 1978.

[31] D. A. Nelson, G. S. Donaldson, and H. Kreft, "Forward-masked spatial tuning curves in cochlear implant users," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 123, no. 3, pp. 1522–1543, Mar. 2008.

[32] F. Langner and T. Jürgens, "Forward-Masked Frequency Selectivity Improvements in Simulated and Actual Cochlear Implant Users Using a Preprocessing Algorithm," *Trends Hear.*, vol. 20, Sep. 2016.

[33] V. M. Kirby, D. A. Nelson, S. D. Soli, and T. W. Fortune, "Channel interactions measured by forward-masked 'place' tuning curves with multichannel electrical stimulation," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 82, no. S1, pp. S72–S72, Nov. 1987.

[34] L. M. Friesen, R. V. Shannon, D. Baskent, and X. Wang, "Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: comparison of acoustic hearing and cochlear implants," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 110, no. 2, pp. 1150–1163, Aug. 2001.

[35] R. V. Shannon, Q.-J. Fu, and J. Galvin, "The number of spectral channels required for speech recognition depends on the difficulty of the listening situation," *Acta Oto-Laryngol. Suppl.*, no. 552, pp. 50–54, May 2004.

[36] P. C. Loizou, M. F. Dorman, Z. Tu, and J. Fitzke, "Recognition of sentences in noise by normal-hearing listeners using simulations of speak-type cochlear implant signal processors," *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl.*, vol. 185, pp. 67–68, Dec. 2000.

[37] P. C. Loizou, "Speech processing in vocoder-centric cochlear implants," *Adv. Otorhinolaryngol.*, vol. 64, pp. 109–143, 2006.

[38] M. F. Dorman, P. C. Loizou, J. Fitzke, and Z. Tu, "Recognition of monosyllabic words by cochlear implant patients and by normal-hearing subjects listening to words processed through cochlear implant signal processing strategies," *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol. Suppl.*, vol. 185, pp. 64–66, Dec. 2000.

[39] D. Gnansia, V. Péan, B. Meyer, and C. Lorenzi, "Effects of spectral smearing and temporal fine structure degradation on speech masking release," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 125, no. 6, pp. 4023–4033, Jun. 2009.

[40] J. D. Crew, J. J. Galvin, and Q.-J. Fu, "Channel interaction limits melodic pitch perception in simulated cochlear implants," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 132, no. 5, pp. EL429-435, Nov. 2012.

[41] C. Verschuur, "Modeling the effect of channel number and interaction on consonant recognition in a cochlear implant peak-picking strategy," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 125, no. 3, pp. 1723–1736, Mar. 2009.

Session 4 : Déficience visuelle

Président de Session : Gérard Uzan

Vers une aide à la mobilité basée sur la connaissance de l'espace pour les personnes ayant une déficience visuelle

Marc-Aurèle RIVIERE[1], Katerine ROMEO[1], Simon GAY[1], Edwige PISSALOUX[1]
[1]LITIS, Université de Rouen Normandie
Saint-Etienne du Rouvray, France
katerine.romeo@univ-rouen.fr

Marion CHOTTIN[2], Pierre ANCET[3], Iannis TOUSSAINT[4], Ramiro VELAZQUEZ[5]
[2] CNRS, IHRIM, ENS Lyon, Lyon
[3] INSHS, GCG, Université de Bourgogne, Dijon
[4] Universités Pierre et Marie Curie, Sorbonne, Paris
[5]Universidad Panamericana, Aguascalientes, Mexique

***Abstract* - Cette communication présente un nouveau concept de dispositif d'assistance à la mobilité pour les personnes présentant une incapacité visuelle (PPIV), son implantation dans un simulateur, et son évaluation préliminaire. Ce système, ACCESSPACE, permet de représenter l'essentiel (gist) de l'agencement spatial des alentours immédiats de l'utilisateur, sur une tablette à stimulation tactile. En combinant des données cartographiques, GPS et visuelles, ce système effectue un bi-partitionnement de l'espace (en zones accessibles ou non) et transmet cette information sous forme d'une carte égocentrée augmentée, évoluant en temps réel avec les mouvements de l'utilisateur. L'évaluation préliminaire du simulateur d'ACCESSPACE confirme sa pertinence pour la mobilité en intérieur, notamment dans les musées.**

Keywords – Accessibilité, carte tactile dynamique, déficience visuelle, navigation autonome.

I. INTRODUCTION

De très nombreuses tâches de notre vie quotidienne reposent essentiellement sur la vision, de sorte que la cécité (partielle ou totale) pose un problème majeur dans les interactions des PPIV avec leur environnement. Parmi ces tâches, se déplacer de manière autonome et en sécurité est une action très complexe, faisant intervenir une multitude de processus cognitifs et physiques nécessitant l'intégration d'une grande quantité d'informations multi-sensorielles.

De nombreuses solutions ont été développées pour aider les PPIV à regagner une partie de l'autonomie perdue en raison de leur déficience. Parmi celles-ci, l'on distingue : les cartes statiques et les aides technologiques.

1) Les cartes statiques, telles que les cartes thermoformées, procurent une représentation allocentrique statique et en relief d'une portion délimitée de l'espace. Ces cartes sont communément employées par les PPIV lors des ateliers d'Orientation et de Mobilité car elles permettent de se faire une idée de l'organisation de l'espace alentour (agencement des rues, des pièces d'un bâtiment, etc.). Cependant, elles présentent plusieurs inconvénients: l'information présentée est statique (donc limitée à une zone donnée) et l'affichage ne suivra pas les déplacements de l'utilisateur à l'instar d'un GPS. L'utilisateur aura donc des difficultés à savoir où il se trouve sur la carte, ainsi que vers où il doit aller pour atteindre sa destination. De plus, ces cartes ont une échelle fixe, et ne permettent donc pas de varier l'échelle à un endroit particulier pour obtenir des informations plus précises (comme à un carrefour complexe, par exemple).

2) Les aides technologiques à la mobilité, telles que la canne blanche, permettent de localiser et d'éviter les obstacles sur le chemin à une distance de 1 à 2 mètres. Des équivalents électroniques ont également été développés, tels que la canne blanche électronique [1], ou encore des dispositifs de substitution sensorielle (SSD : sensory substitution devices) qui permettent aux PPIV de percevoir en temps réel certains éléments importants de leur environnement (e.g. les obstacles suspendus) par le biais d'une modalité de substitution, comme le toucher. Ces derniers présentent l'avantage de permettre la détection des éléments en temps réel, permettant leur utilisation dans de nombreux lieux, et une adaptation de leur affichage en fonction des déplacements et des spécificités de la tâche que les PPIV cherchent à effectuer. Enfin, des aides électroniques basées sur le GPS [2] existent afin de guider ces personnes vers leur destination, par des indications sonores ou tactiles [3].

Cependant, malgré leur grande utilité, la plupart des dispositifs d'assistance électronique ne donnent pas (ou peu) d'informations nécessaires à la compréhension de l'agencement de l'espace environnant, comme par exemple la disposition des rues dans un quartier, des pièces dans un bâtiment, ou encore des chemins empruntables aux alentours. Pouvoir élaborer une représentation mentale holistique de leur environnement permettrait aux PPIV de se déplacer de manière autonome et indépendante, ce qui améliorerait leur qualité de vie et leur intégration dans la société. Il est donc nécessaire d'élaborer une nouvelle génération de dispositifs d'assistance à la mobilité des PPIV, alliant les capacités

d'affichage égocentré dynamique des systèmes électroniques avec l'affichage allocentriques de la topographie environnante des cartes en relief [4].

Aussi, cette communication propose une description fonctionnelle, une mise en œuvre (sous forme d'un simulateur) et l'évaluation préliminaire d'un système permettant l'affichage égocentré et allocentré, tactile et dynamique d'une carte géographique augmentée, alliant les avantages des cartes en relief, la géolocalisation et la réponse en temps réel des dispositifs électroniques. Un tel système constitue une réponse à un besoin sociétal croissant, sachant que l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé) recense 285 millions de PPIV, dont près de 39 millions d'aveugles dans le monde, et qu'elle estime que ce nombre va continuer d'augmenter avec le vieillissement de la population [4].

Cette communication est organisée comme suit : la section II présente quelques dispositifs actuels d'aide à la navigation, et met en évidence leurs limites. La section III identifie les deux concepts de base qui sous-tendent la conception d'une aide à la navigation idéale; et propose les spécifications fonctionnelles d'ACCESSPACE. La section IV présente une mise en œuvre de notre aide à la navigation grâce à un simulateur connecté à une tablette à retour haptique, ainsi que les résultats préliminaires de son évaluation expérimentale par des PPIV. La section V conclut en présentant l'état actuel du projet ACCESSPACE.

II. LES AIDES A LA NAVIGATION ACTUELLES

Depuis la démocratisation du GPS, de nombreux dispositifs électroniques d'aide au déplacement des PPIV ont été créés.

Les lunettes intelligentes [5], [6] sont le premier dispositif visuo-tactile à la fois égocentré et allocentré (cf. Fig. 1). Les images acquises via deux caméras attachées aux branches des lunettes sont traduites en une représentation tactile minimale, affichée sur une surface à stimulation tactile. Cependant, la technologie à mémoire de formes (SMA, *Shape Alloy Memory*) utilisée par cette interface ne permet pas de créer de grandes surfaces tactiles, ou d'augmenter la résolution spatiale. En effet, il n'existe pas de système de dissipation de chaleur suffisamment efficace pour refroidir un grand nombre d'éléments tactiles SMA dans un petit volume.



Fig. 1 Lunettes Intelligentes (URN et Sorbonne).

Le prototype du projet européen FP7 (ICT) HaptiMap (*Haptic, Audio and Visual Interfaces for Maps and Location Based Services)* [3] fournit une assistance audio à la navigation, sous forme de sons avertissant de la présence d'obstacles et en indiquant les points stratégiques pour la continuation du trajet. Les YAH maps (You-Are -Here maps) [7] offrent l'affichage dynamiques des cartes. Le projet NAVIG [8], [9] propose un environnement virtuel avec une description de l'espace environnant pendant une tâche de mobilité avec un retour auditif. Dans l'application ISAS (In Situ Audio Services) [10] le rendu audio des bases de données géographiques a été communiqué à travers un smartphone. Tous ces systèmes utilisent un casque ou au moins un écouteur, or les caractéristiques d'ergonomie indispensables exigent que les retours audio soient minimisés, car actuellement les PPIV utilisent l'écholocalisation et les sons ambiants pour s'orienter dans l'espace ; aussi les informations vitales ou importantes ne doivent pas être transmises par ce canal perceptuel [11].

Le prototype du projet européen Sound of Vision, H2020 [12], fournit une représentation audio-tactile des obstacles proches. Le système ALVU (*Array of Lidars and Vibrotactile Units*) [13], [14] constitue un complément à une canne et introduit la reconnaissance de certains objets.

Parmi les systèmes commerciaux on peut citer le système MNB (*Mission Navigation Belt*) et OPSkin de d'Elitac [15]. Ces systèmes intègrent des vibreurs dans des textiles (ceinture intelligente, veste intelligente, etc.) qui indiquent au porteur, la direction suivre. EVA vision (*Extended Visual Assistant*) [16] propose son système éponyme qui consiste en une application smartphone ainsi qu'une paire de lunettes EVA. L'application utilise des caméras intégrées dans une paire de lunettes pour reconnaître des objets, ou lire un texte. Les informations sont transmises à l'utilisateur via des haut-parleurs à conduction osseuse et qui ne gênent donc pas l'audition, mais ont une influence sur l'équilibre. Les instructions de l'usager sont captées via un micro à l'avant des lunettes, ce qui en fait un dispositif mains-libres. Enfin, EVA vision propose aussi un système d'aide à la navigation, via retour audio, en indiquant l'itinéraire à suivre, sans relever les obstacles présents. Le système TAG (*TActile Glasses for obstacle avoidance*) [17] aide à la navigation dans un espace proche. C'est un système comportant une paire de lunettes surmontée d'un capteur infrarouge, ainsi que d'une carte Arduino commandant un moteur à vibration, placé sur une branche des lunettes. Ce système repère l'obstacle le plus proche et génère une vibration dont l'intensité et la fréquence dépendent de la distance et de la taille de l'obstacle. Néanmoins, il faut noter que l'utilisation de capteurs infrarouges proscrit l'utilisation des TAG en extérieur.

Bien que de nombreux dispositifs existent, ils se focalisent majoritairement sur la mobilité immédiate des PPIV, en leur indiquant soit le chemin à suivre étape par étape, soit la position relative des obstacles les plus proches afin de permettre leur évitement [18]. Même si ces informations sont nécessaires pour permettre aux PPIV de se déplacer en sécurité, elles ne permettent qu'un apprentissage très limité et

qu'une représentation mentale partielle de l'espace parcouru quotidiennement. Or, cet apprentissage est nécessaire pour garantir l'autonomie de la personne en lui permettant de choisir librement le chemin qu'elle désire emprunter parmi tous les chemins possibles.

III. ACCESSPACE : MODELE THEORIQUE ET DESCRIPTION FONCTIONNELLE

De nombreuses recherches actuelles semblent soutenir l'idée que les PPIV sont capables d'apprendre et d'utiliser ensuite une représentation mentale de la topographie de leur environnement, même si celle-ci leur est fournie par une autre modalité sensorielle que la vision, pourvu qu'elles acquièrent les informations minimales nécessaires pour cette tâche [19]. Outre la position des obstacles à venir, fournir des informations sur la topographie de l'environnement ainsi que sur la direction à suivre pour atteindre leur destination est nécessaire pour réaliser un système d'assistance à la navigation soutenant les différents processus cognitifs qui sous-tendent la mobilité [20]. Ces informations leur permettront de planifier, emprunter et corriger leur trajectoire de manière autonome.

La conception de notre dispositif a été guidée par l'idée d'une représentation de l'espace en deux parties : les zones empruntables (couloirs, routes…) et non-empruntables (obstacles, murs, bâtiments…) – ou le bi-partitionnement de l'espace – serait le meilleur compromis entre les limites de la mémoire humaine et la nécessité de présenter l'information minimale suffisante pour la compréhension de l'agencement de l'espace environnant [21] : le « *gist* » (cf. Fig. 2). Ces deux concepts de bi-partitionnement de l'espace et de *gist* tactile sont à la base de notre système d'assistance à la navigation qui permettra une meilleure intégration de l'espace par les PPIV.

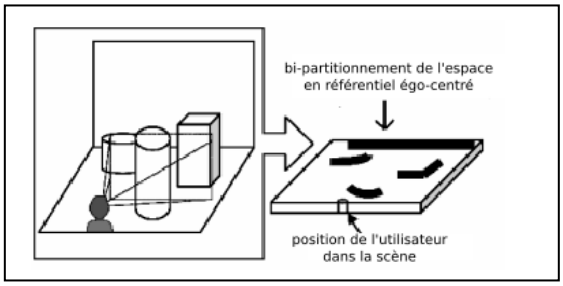


Fig. 2 Espace visible (gauche) et sa représentation par *gist* tactile.

Basé sur ces concepts, notre prototype du système ACCESSPACE présentera les caractéristiques fonctionnelles suivantes : (1) il fournira une carte tactile augmentée des alentours du porteur ; (2) cet affichage sera égocentré et allocentré à la fois, (3) il suivra les mouvements et déplacements de l'utilisateur en temps réel, (4) cet affichage se basera sur l'intégration de trois sources d'information : des données cartographiques (de l'intérieur d'un bâtiment, ou d'un quartier), des données GPS (pour la navigation en extérieur), et des données visuelles acquises par un système de vision artificielle (pour l'intérieur et l'extérieur).

Le système de vision permettra de pallier l'absence ou l'imprécision des données GPS dans certaines situations [22] en faisant correspondre les mouvements de l'utilisateur à des changements de position sur la carte tactile qui lui est fournie. Cette tâche sera assurée par un algorithme d'odométrie visuelle basée sur l'analyse du flux optique (ORB-SLAM2, [23]) et d'un système de géolocalisation bio-inspirée, basée sur notre modèle de localisation hippocampique [24], qui fonctionne par détection et mise en correspondance de caractéristiques visuelles saillantes de l'environnement, automatiquement stockées dans une carte « cognitive », constituée d'un graphe caractérisant la topologie de l'environnement. Cette carte est construite et mise à jour lors des déplacements de l'utilisateur. Ce modèle utilise comme source visuelle des caméras (grand angle), fixées dans les branches d'une paire de lunettes, à l'instar des Lunettes Intelligentes (cf. Fig 1).

De plus, l'utilisation d'un affichage 2D de type cartographique présente l'avantage d'être un format connu des PPIV, et donne la possibilité de se servir de ce dispositif pour afficher d'autres types d'informations graphiques, comme des transcriptions tactiles de certaines œuvres d'art, quand celui-ci est utilisé pour naviguer à l'intérieur d'un musée. La combinaison de ces deux fonctions ferait de notre dispositif un atout pour les musées, et sa versatilité favoriserait son adoption par les PPIV.

IV. REALISATION D'UN SIMULATEUR

Notre première mise en œuvre de ce système est un prototype simplifié simulant les concepts de bi-partitionnement et de *gist*, mais ne faisant pour l'instant usage que de données cartographiques. Ce simulateur permet de déplacer un avatar dans un environnement virtuel en ayant pour seul retour une carte tactile présentant le *gist* de la disposition de l'espace autour de l'avatar de manière égocentrée (cf. Fig. 3).

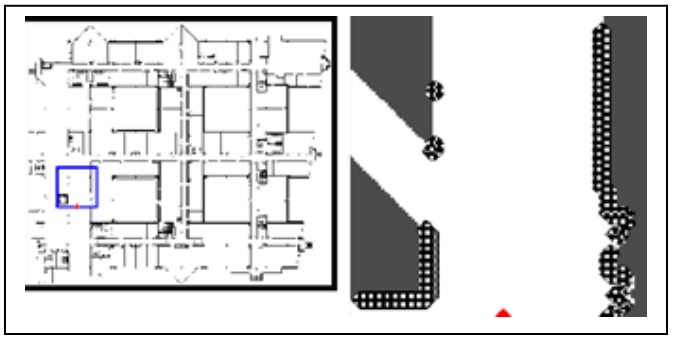


Fig. 3 Carte allocentrée de l'intérieur d'un bâtiment et de l'espace perçu (carré bleu dans la figure de gauche), et représentation du *gist* de l'espace perçu avec l'origine du référentiel de l'avatar correspondant au triangle rouge (droite). Ce triangle rouge est l'ancrage du référentiel anatomique (donc cérébral) de l'homme. La présence de ce triangle met en correspondance ce référentiel avec le référentiel de la carte.

Plus précisément, à partir d'une carte géographique ou d'un plan d'intérieur d'un bâtiment, une carte simplifiée représentant l'espace avoisinant est automatiquement générée. Cet affichage est subdivisé en zones non-navigables

(représentées visuellement par une alternance de blanc et noir) et zones navigables (représentées en blanc pour les zones directement visibles par l'utilisateur, et gris pour les zones masquées par des obstacles) (cf. Fig. 3, partie de droite).

La transcription de cette représentation visuelle en stimulation tactile est assurée par une tablette à retour haptique permettant de générer des textures tactiles artificielles : la tablette STIMTAC (développée par l'université de Lille 1, cf. Fig. 4). Au vu des principes du fonctionnement de cette tablette, le ressenti des zones navigables visibles (blanc) et cachées (gris) sera relativement similaire, mais très différent de celui des obstacles (alternance de blanc et noir) qui généreront une texture rugueuse ralentissant fortement le doigt de l'utilisateur lorsqu'il le passera sur ces obstacles.

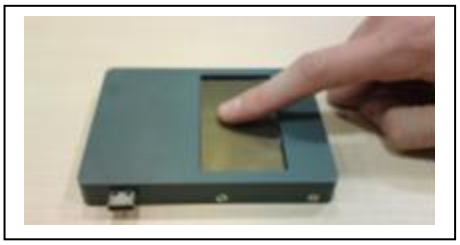


Fig. 4. Prototype de la tablette à stimulation tactile STIMTAC (Univ. Lille 1).

L'origine du référentiel attaché à la portion de l'espace représentée est indiquée sur la tablette avec un point spécifique (non montré sur la Fig. 4, mais représenté sous forme d'un triangle rouge sur la Fig. 3 droite). La taille de cette portion est limitée à une zone de quelques mètres devant l'utilisateur, correspondant à une partie du champ visuel dans laquelle se trouveront les obstacles les plus imminents. Cette fenêtre suit les mouvements et rotations (de la tête) de l'utilisateur, à l'instar des variations de notre perception visuelle. Cet affichage dynamique « en temps réel » égocentré permet de mettre en lien les mouvements de l'usager et les variations perceptives qu'elles engendrent, point crucial pour l'émergence d'une perception externalisée de l'espace [25].

Les premières évaluations psychophysiques de ce dispositif auprès de PPIV sont encourageantes, mais ont fait ressortir les limites de l'interface tactile utilisée. En effet, le signal est difficilement perceptible par les utilisateurs, leur demandant une grande concentration pour localiser les frontières des « objets » indiqués, ce qui rend la détection rapide d'obstacles impossible. Une interface alternative devrait permettre de pallier les faiblesses de la STIMTAC est en cours d'étude, basée sur un système de retour de force dynamique à 2 dimensions.

V. Conclusion

Cette communication a présenté le cadre théorique et les spécificités fonctionnelles d'un dispositif d'assistance à la navigation, basé sur une représentation des obstacles et de la topographie de l'espace proche par le biais de cartes tactiles 2D simplifiées. Cette représentation se fonde sur un bi-partitionnement de l'espace (zones navigables ou non), représentée de manière minimaliste (*gist*) sur une interface 2D tactile. Le format de représentation tactile choisi repose sur un compromis entre l'information minimale nécessaire à l'émergence d'une compréhension de l'agencement de l'espace et les limites de l'empan mnésique humain.

En alliant les points forts des cartes en relief statiques et des algorithmes de suivi existants, le système ACCESSPACE permettra aux PPIV de se déplacer en sécurité, tout en percevant et intégrant l'organisation spatiale de leur environnement proche. Par conséquent, le système conçu pallie bien les inconvénients des aides à la mobilité classiques, et complètera parfaitement la canne blanche (y compris électronique).

La réalisation du prototype matériel du système ACCESSPACE a débuté ; son simulateur génère une représentation de l'espace proche à partir d'une simple carte géographique classique et pourra intégrer les données numériques des futurs bâtiments intelligents. Nos premières évaluations du dispositif sont prometteuses, mais l'intégration de données GPS et visuelles, ainsi que l'utilisation d'un autre type d'interface tactile permettra d'en faire une aide à la navigation efficace qui devrait répondre aux attentes des PPIV.

REMERCIEMENTS

Ce travail a été réalisé dans le cadre du projet international ACCESSPACE (soutiens financiers de la FIRAH et du CCAH) ainsi que du projet TETMOST (soutien du CNRS mission Interdisciplinarité) ; il a également bénéficié de soutiens de l'Espace Handicap de l'Université de Rouen Normandie, du laboratoire NormaSTIC et de la COMUe Normandie Université. Nous remercions beaucoup pour tous ces soutiens.

Nous remercions enfin M. Amar Bacha, étudiant de l'Université de Rouen Normandie, pour sa contribution à la réalisation de notre simulateur.

BIBLIOGRAPHIE

[1] R. Farcy et Y. Bellik, « Locomotion Assistance for the Blind », in *Universal Access and Assistive Technology*, S. Keates, P. Langdon, P. J. Clarkson, et P. Robinson, Éd. London: Springer London, 2002, p. 277-284.

[2] R. Farcy, R. Leroux, A. Jucha, R. Damaschini, C. Grégoire, et A. Zogaghi, « Electronic Travel Aids and Electronic Orientation Aids for blind people: technical, rehabilitation and everyday life points of », p. 13, 2006.

[3] « Haptimap : Haptic, Audio and Visual Interfaces for Maps and Location Based Services ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.haptimap.org/. [Consulté le: 09-févr-2018].

[4] R. R. A. Bourne *et al.*, « Magnitude, temporal trends, and projections of the global prevalence of blindness and distance and near vision impairment: a systematic review and meta-analysis », *Lancet Glob. Health*, vol. 5, n° 9, p. e888-e897, sept. 2017.

[5] R. Velazquez, E. E. Pissaloux, M. Hafez, et J. Szewczyk, « Tactile Rendering With Shape-Memory-Alloy Pin-Matrix », *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 57, n° 5, p. 1051-1057, mai 2008.

[6] E. Pissaloux, R. Velazquez, et F. Maingreaud, « Intelligent glasses: A multimodal interface for data communication to the visually impaired », 2008, p. 120-124.

[7] L. Zeng et G. Weber, « Exploration of Location-Aware You-Are-Here Maps on a Pin-Matrix Display », *IEEE Trans. Hum.-Mach. Syst.*, vol. 46, n° 1, p. 88-100, févr. 2016.

[8] B. F. G. Katz *et al.*, « NAVIG: augmented reality guidance system for the visually impaired: Combining object localization, GNSS, and spatial audio », *Virtual Real.*, vol. 16, nº 4, p. 253-269, nov. 2012.

[9] S. Kammoun *et al.*, « Navigation and space perception assistance for the visually impaired: The NAVIG project », *IRBM*, vol. 33, nº 2, p. 182-189, avr. 2012.

[10] S. A. Panëels, A. Olmos, J. R. Blum, et J. R. Cooperstock, « Listen to it yourself!: evaluating usability of what's around me? for the blind », p. 2107-2116, 2013.

[11] P. Conradie, T. Mioch, et J. Saldien, « Blind User Requirements to Support Tactile Mobility », TacTT14 (Tactile/Haptic User Interaces for Tabletops and Tablets), Dresden, Germany, p48-53, 2014.

[12] « Sound of Vision : Natural sense of vision through acoustics and haptics », *Sound of Vision*. [En ligne]. Disponible sur: https://soundofvision.net/. [Consulté le: 09-févr-2018].

[13] R. Katzschmann, B. Araki, et D. Rus, « Safe Local Navigation for Visually Impaired Users with a Time-of-Flight and Haptic Feedback Device », *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, p. 1-11, 2018.

[14] H.-C. Wang, R. K. Katzschmann, S. Teng, B. Araki, L. Giarre, et D. Rus, « Enabling independent navigation for visually impaired people through a wearable vision-based feedback system », 2017, p. 6533-6540.

[15] « Elitac | Adding intelligence to textiles ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.elitac.nl/. [Consulté le: 09-févr-2018].

[16] « EVA - Extended Visual Assistant ». [En ligne]. Disponible sur: http://www.eva.vision/. [Consulté le: 09-févr-2018].

[17] G. Korres, A. El Issawi, et M. Eid, « TActile Glasses (TAG) for Obstacle Avoidance », in *International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction*, 2014, p. 741–749.

[18] W. Elmannai et K. Elleithy, « Sensor-Based Assistive Devices for Visually-Impaired People: Current Status, Challenges, and Future Directions », *Sensors*, vol. 17, nº 3, p. 565, mars 2017.

[19] D.-R. Chebat, V. Harrar, R. Kupers, S. Maidenbaum, A. Amedi, et M. Ptito, « Sensory Substitution and the Neural Correlates of Navigation in Blindness », in *Mobility of Visually Impaired People*, E. Pissaloux et R. Velazquez, Éd. Cham: Springer International Publishing, 2018, p. 167-200.

[20] E. E. Pissaloux, R. Velazquez, et F. Maingreaud, « A New Framework for Cognitive Mobility of Visually Impaired Users in Using Tactile Device », *IEEE Trans. Hum.-Mach. Syst.*, vol. 47, nº 6, p. 1040-1051, déc. 2017.

[21] G. A. Miller, « The Magical Number Seven, Plus or Minus Two: Some Limits on Our Capacity for Processing Information », *Psychol. Rev.*, vol. 101, nº 2,343-352, 1994.

[22] M. Modsching, R. Kramer, et K. ten Hagen, « Field trial on GPS Accuracy in a medium size city: The influence of built-up », in *3rd workshop on positioning, navigation and communication*, 2006, vol. 2006, p. 209–218.

[23] R. Mur-Artal et J. D. Tardos, « ORB-SLAM2: An Open-Source SLAM System for Monocular, Stereo, and RGB-D Cameras », *IEEE Trans. Robot.*, p. 1-8, 2017.

[24] H. Frezza-Buet et N. P. Rougier, « De la nécessité de l'intégration d'un modèle d'hippocampe dans une approche corticale de la sélection de l'action », in *Neurosciences et Sciences pour l'Ingénieur*, Munster, France, 1998, p. 4 p.

[25] C. Lenay, O. Gapenne, S. Hanneton, C. Marque, et C. Genouëlle, « Sensory substitution: Limits and perspectives », *Touching Knowing*, p. 275–292, 2003.

La mise en jeu de l'autonomie de l'élève dans les apprentissages avec utilisation des outils numériques :

Étude de cas à partir de l'analyse des interactions d'aide chez deux collégiens déficients visuels en inclusion

Mathieu GABORIT[1,2]
Dominique ARCHAMBAULT[3]
Minna PUUSTINEN[1]
Nathalie LEWI-DUMONT[1]

[1]EA 7287 Grhapes,
INS HEA, UPL,
Suresnes, France
[2]Université Paris Nanterre,
Nanterre, France
[3]EA 4004 CHArt/THIM, University of Paris 8 Vincennes-Saint-Denis, Saint-Denis, France

Abstract : **Les recherches majoritairement expérimentales sur la demande d'aide et le tutorat ont permis d'identifier des stratégies d'apprentissage selon des catégories que l'on retrouve lors d'études en situations réelles d'apprentissage. L'utilisation des outils numériques par des élèves déficients visuels modifie les conditions d'apprentissage et met en jeu l'autonomie des élèves. Cet article a pour objectif de présenter une étude préliminaire au croisement des thèmes de l'aide scolaire, des outils numériques et du handicap visuel. L'approche méthodologique choisie permet d'identifier de nouvelles stratégies d'aide liées à la problématique du handicap et des outils numériques.**

Mots-clés : Demande d'aide, déficience visuelle, TIC, autonomie, apprentissages scolaires.

I. INTRODUCTION

Les travaux sur l'efficacité du numérique pour les apprentissages montrent que le sujet est très complexe et qu'il n'y a pas de réponse univoque à la question des bénéfices du numérique pour l'apprentissage. Par exemple, Amadieu et Tricot (2014) passent au crible un certain nombre de vertus supposées du numérique telles que : le numérique rend les apprenants plus autonomes, le numérique permet une adaptation des enseignements au plus proche des besoins des élèves... Ils montrent que ces bénéfices supposés ne s'observent que sous certaines conditions. Lewi-Dumont (2015) évoque le risque du tout-numérique pour les élèves aveugles et souligne que leur scolarisation avec les élèves voyants ne signifie pas que leur utilisation des outils numériques doit être la même. Autrement dit, les bénéfices attribués à l'usage des outils numériques, censés constituer une aide à l'autonomie pour des élèves déficients visuels inclus en classe ordinaire, ne sont pas automatiques.

Dans ce contexte, après une présentation des potentielles limites ou « risques » liés à l'usage du numérique par des élèves avec un handicap visuel, nous procédons à un recueil de données « naturelles » auprès d'élèves déficients visuels en classe de 3ème en mathématiques. L'objectif de celui-ci est de permettre de poser les bases d'une réflexion approfondie sur le lien entre autonomie et utilisation des outils numériques. Ce travail, avant tout dirigé vers l'étude des interactions sociales en classe de collège, contribue à cette réflexion en s'intéressant à des situations d'apprentissage en mathématiques.

II. LIMITES DE L'UTILISATION DES OUTILS NUMERIQUES PAR DES ELEVES DEFICIENTS VISUELS

Les outils numériques apportent différents types d'aides pour les utilisateurs déficients visuels en mathématiques. Au collège, par exemple, les élèves déficients visuels utilisent leur ordinateur adapté ou leur bloc-notes braille (ordinateur braille tout-en-un sans écran) pour accéder aux informations, les échanger (transfert sur clé USB ou par mail par exemple), les manipuler, rédiger et produire des résultats (relever des données à calculer, utiliser une calculatrice, copier le résultat dans le document de réponse par exemple). D'autre part, les systèmes de vocalisation et de navigation des/dans les formules mathématiques permettent aux élèves un accès sonore à des expressions mathématiques. Cet accès est un complément à la lecture tactile lorsque celle-ci est disponible grâce à des afficheurs braille (voir par exemple Almasri, Elkabani, & Zantout, 2014). Cependant, ces systèmes ont une efficacité limitée dès lors que la complexité des expressions augmente.

Les élèves peuvent avoir besoin d'aide pour effectuer une tâche scolaire, c'est-à-dire une aide sur la tâche elle-même. Ils peuvent également avoir besoin d'aide pour utiliser l'outil numérique avec efficacité slors de la réalisation de la tâche. Dans les deux cas, derrière l'outil il y a toujours un humain – que ce soit pour un forum d'aide en ligne ou une encyclopédie en ligne, Wikipédia par exemple (Puustinen & Rouet, 2009). En effet, l'humain est toujours à l'origine soit de la programmation du système, soit de l'intégration du contenu d'un site, soit de l'aide apportée directement de manière différée (mail, forum).

A. Les connaissances préalables

Un des facteurs de facilitation de la demande d'aide médiatisée (ou plutôt « médiée » (1997, 2007) est la capacité de mobiliser ses connaissances préalables dans une tâche spécifique (Allwood & Eliasson, 1988; Greene, Moos, & Azevedo, 2011; Hao, Wright, Barnes, & Branch, 2016). Ces connaissances préalables constituent un premier niveau de sollicitation intellectuelle indispensable à l'acquisition de l'autonomie dans l'apprentissage avec utilisation des outils numériques. Un second niveau correspond aux connaissances des et sur les outils numériques (Cheng & Tsai, 2011; Soiffer, 2016; Tricot & Boubée, 2013). Rouet (2013) considère qu'un troisième niveau faisant appel à des compétences critiques sur la crédibilité des sources est nécessaire à une recherche d'information réfléchie et autonome via les outils numériques.

Ces trois niveaux (connaissances notionnelles, connaissances techniques et compétences critiques) constituent un ensemble de compétences qui paraissent nécessaires pour un demandeur d'aide autonome.

B. La présomption de compétence

Une autre limite concerne ce que l'on pourrait appeler la présomption de compétence. Amadieu et Tricot (2014) considèrent que la génération née avec les outils numériques (« digital natives ») n'est pas plus compétente (vs. générations précédentes) à les utiliser dans le cadre des apprentissages scolaires et qu'il est nécessaire aux élèves de prendre conscience que les tâches sollicitant les outils numériques sont différentes à l'école et à la maison, et donc que les stratégies d'utilisation sont différentes.

C. La maîtrise des outils numériques

Cette limite peut conduire les élèves à considérer que les compétences qu'ils ont acquises dans l'utilisation des outils numériques sont suffisantes pour être autonomes dans les apprentissages. Cependant, l'évolution constante des sources d'informations et de leurs contenus fait des élèves des novices permanents. Ainsi l'augmentation des systèmes d'informations conduit à l'augmentation de l'incertitude (Tricot & Boubée, 2013). Concernant les apprenants déficients visuels, Soiffer (2016) parle d'habitudes de travail persistantes qui les empêcheraient d'évaluer objectivement l'intérêt de nouveaux systèmes.

D. Utilité, utilisabilité et disponibilité

Sur le contenu des données, l'élève expert peut être amené à considérer l'information qu'il a obtenue via un outil numérique comme utile dès lors qu'elle permet d'accéder à d'autres informations. Il a alors conscience de la mise en réseau des données (Cheng, Liang, & Tsai, 2013). L'élève novice peut, quant à lui, considérer que l'information est pertinente dès lors qu'elle est accessible et qu'un minimum de temps lui a été nécessaire pour y accéder (ibid.).

Les informations disponibles via les outils numériques (par internet ou stockées dans la mémoire de l'outil) ne répondent pas à une normalisation des modalités de présentation (Rouet, 2013). En effet, l'absence de normes de présentation implique un réapprentissage constant et une limite d'utilisabilité qui peuvent rendre certaines sources inutilisables car exigeant trop d'efforts pour les apprenants.

Enfin, Ruf et Ploetzner (2014) se sont interrogés sur la disponibilité de l'aide dans les outils numériques dédiés à l'apprentissage. Ils ont ainsi observé qu'une aide visible mais non intrusive augmente considérablement son utilisation.

E. La charge cognitive

Les trois niveaux de sollicitation intellectuelle (connaissances notionnelles, connaissances techniques et compétences critiques) représentent une charge cognitive importante dès lors que la phase d'apprentissage implique l'utilisation des outils numériques et des contenus auxquels ils permettent d'avoir accès. Ainsi, par exemple, les tuteurs intelligents peuvent détourner l'attention de l'élève sur l'utilisation du tuteur au détriment de l'objet d'apprentissage – si celui-ci vise autre chose que la maîtrise même du tuteur (Kacorri, Riga, & Kouroupetroglou, 2014; Roll, Aleven, McLaren, & Koedinger, 2011; Salden, Koedinger, Renkl, Aleven, & McLaren, 2010).

À l'évaluation comparative de différents projets de recherche sur l'aide à distance, Pélissier (2012) souligne le besoin de limiter la charge cognitive liée au traitement des informations inutiles par la sélection des informations. Permettre la mise en avant des véritables besoins de la tâche favoriserait l'utilisation de l'aide. Par exemple, la difficile construction mentale des contenus mathématiques complexes (fractions) par les élèves déficients visuels entraîne une limitation d'accès à ces contenus (pour une revue de littérature, voir (Archambault, Stöger, Fitzpatrick, & Miesenberger, 2007). Les systèmes de vocalisations, associés parfois au manque de pratique des élèves, conduit à une surcharge de la mémoire immédiate (Archambault, 2009).

F. Des causes techniques

D'un point de vue technique, et indépendamment de la volonté de l'élève, la question de la faillibilité des outils numériques est au cœur des préoccupations des élèves et des enseignants. Ainsi, dans une enquête auprès de jeunes déficients visuels (en inclusion au collège et à l'université), Lewi-Dumont (2009) observe que les pannes des matériels dont ils disposent (ou ceux dont disposent les enseignants – Loizon & Mayen, 2015) peuvent être un frein à la mise au travail de ces jeunes.

Cependant, l'ordinateur adapté ou le bloc-notes braille exige plus de manipulations entre les applications (vs. la manipulation d'une machine à écrire mécanique braille mono-tâche de type Perkins). Ces manipulations engendrent donc une surcharge cognitive plus importante (manipulation, mémorisation des tâches et sous-tâches en cours) et réduit la perception du travail en rédaction ou en lecture (les outils numériques avec afficheur braille limitent la lecture le plus souvent à 40 caractères, voire 32 sur une seule ligne). Enfin, les feedbacks audio et tactiles proposés par ces outils mobilisent également considérablement l'attention de l'élève (Archambault, 2009) qui ne peut pas toujours rester attentif à l'activité générale de la classe.

G. Des causes attentionnelles

L'utilisation des outils numériques, leur complexité, les compétences de mémorisation et d'organisation qu'ils demandent agissent donc sur la capacité des élèves à mobiliser leur attention sur le contenu du cours, ce qui les oblige à une sélection de l'attention (par exemple, écouter la consigne dite par l'enseignant plutôt que la lire sur l'outil). Tricot et Boubée (2013) mettent en cause l'utilisabilité des outils numériques et notent par exemple que la multiplicité des interfaces nécessaires à l'élève pour effectuer une tâche peut expliquer une certaine distraction des adolescents pendant le travail.

Au croisement des propriétés techniques et des limites évoquées ci-dessus, il est important de préciser que les outils numériques représentent un nombre non négligeable d'avantages. Par exemple, le poids et le volume des livres est réduit ; lorsqu'elle est maîtrisée, la recherche de documents ou d'informations est facilitée ; la production de documents et de travaux ainsi que leur transmission et leur modification sont simplifiées ; le contrôle par un aidant adulte ou pair est rendu possible si l'élève est équipé d'un écran de contrôle. C'est donc l'équilibre entre le projet d'apprentissage, les aspects comportementaux, les compétences et connaissances scolaires ainsi que les compétences sur les outils numériques et le rapport entre les élèves et les outils qui agissent le degré d'autonomie dans les apprentissages quand les élèves utilisent des outils numériques.

III. L'AIDE EN CLASSE

A. L'aide proposée par l'enseignant

Le début des années 1980 a marqué un tournant concernant l'aide dans les apprentissages scolaires. Bruner (1983; Wood, Bruner, & Ross, 1976) s'est intéressé à l'aide apportée (ou l'offre d'aide) aux enfants lors des temps d'apprentissage et plus précisément dans des interactions de tutelle. En parallèle, les travaux précurseurs de Nelson-Le Gall (1981, 1985) ont posé les bases d'une nouvelle approche de la demande d'aide perçue désormais comme une stratégie d'apprentissage et non plus comme une marque de dépendance de l'élève vis-à-vis de l'aidant. Ainsi, ces deux chercheurs ont théorisé les fonctions de tutelle et la demande d'aide et ont permis d'encadrer scientifiquement les interactions d'aide qui peuvent avoir lieu en classe.

Dans son étude sur les processus d'interaction de tutelle, Bruner distingue six fonctions d'étayage produites par le tuteur ayant la charge d'aider l'apprenant : l'enrôlement (motivation) ; la réduction des degrés de liberté (simplification de la tâche) ; le maintien de l'orientation (rappel de l'objectif) ; la signalisation des caractéristiques déterminantes (spécification des particularités la tâche) ; le contrôle de la frustration (l'acceptation des erreurs) ; la démonstration (modélisation du principe de résolution de la tâche). Ces fonctions, organisées chronologiquement et en termes de profondeur dans le niveau de compréhension de la tâche (d'une compréhension de surface à un niveau cognitif puis métacognitif) participent à la compréhension de la tâche et de la situation d'apprentissage par le tutoré. Ces fonctions ont été mises à jour par Topping (2005; Topping et al., 2011; Topping & Ehly, 2001) sous la forme d'un modèle distinguant cinq catégories de sous-processus concourant à l'efficacité de la situation de tutorat. Ces cinq catégories incluent les fonctions de Bruner réparties dans les sous-processus suivants : organisation et engagement, conflit cognitif, étayage et gestion de l'erreur. D'autres sous-processus nouveaux sont relatifs à la communication et aux affects. Le modèle de Topping inclut les fonctions d'étayage de Bruner ainsi que les facteurs d'autorégulation dans l'apprentissage.

B. L'aide demandée par l'élève

Nelson-Le Gall a proposé deux formes de demandes d'aide (instrumentale et exécutive) et a considéré que seule l'aide instrumentale (qui vise à comprendre le principe de résolution de la tâche) constitue une aide adaptative, pérenne et transférable (par opposition à la demande d'aide exécutive qui consiste à obtenir la réponse directement). Les nombreuses études sur la demande d'aide jusqu'à ce jour étayent ce point de vue (voir par exemple (Karabenick, 1998; Newman, 2002; Puustinen, 2013). La demande instrumentale permet à l'élève d'acquérir en autonomie dans ses apprentissages. Une troisième forme d'aide a été théorisée par Puustinen (1998) : la demande de confirmation consiste à faire confirmer par un aidant un résultat ou une procédure et vise ainsi essentiellement à rassurer.

C. L'aide en classe et les outils numériques

Karabenick et Puustinen (2013) ont traité la question de la demande d'aide en lien avec l'utilisation des outils numériques. La demande d'aide médiatisée par les technologies de l'information et de la communication – TIC – est aujourd'hui considérée comme une stratégie d'apprentissage autorégulée (incluant les outils de communication informatique, les environnements intelligents d'apprentissage et les systèmes d'apprentissage en ligne).

L'introduction des outils numériques pour l'apprentissage scolaire a modifié les habitudes en ce sens que la disponibilité des contenus archivés en ligne facilite l'accès aux informations (Karabenick & Newman, 2009). Ainsi, la dichotomie entre la recherche d'informations, précédemment considérée comme une interaction avec une source non-humaine, et la demande d'aide considérée comme une interaction avec une source humaine (Zimmerman & Martinez Pons, 1986) se voit réévaluée à la lumière de l'utilisation toujours plus importante des outils numériques dans les situations d'apprentissage ; en effet, il paraît plus juste aujourd'hui de remplacer la dichotomie humain/non-humain par un continuum selon la capacité d'adaptation de la source d'aide, allant d'inexistante à excellente (Puustinen & Rouet, 2009). Si la recherche sur l'autorégulation dans les apprentissages a permis, en partie, de dégager des facteurs d'efficacité de la demande d'aide, celle de l'utilisation des outils numériques impose de réévaluer à nouveau ces facteurs. La capacité à identifier et mobiliser la source d'aide adéquate constitue un aspect important d'un demandeur d'aide autorégulé (Makara & Karabenick, 2013). Par exemple, Internet, fournit de plus nombreuses sources d'information et une meilleure flexibilité de temps et d'espace pour les consulter (Cheng et al., 2013) que les sources papiers.

IV. METHODOLOGIE

A. Le choix des méthodes de collecte de données

Dans son travail sur la demande d'aide des élèves, Puustinen (2013) préconise une méthode de collecte de données plus socialement inscrite dans une situation d'apprentissage réel. Sur l'analyse des sources d'aide (humaine et médiée), Makara et Karabenick (2013) soulignent la nécessité d'analyser des situations réelles et les limites des méthodes fondées exclusivement sur les déclarations des sujets. Les jeunes élèves de collège (6ème, 5ème) ont du mal à traduire leurs jugement internes en déclarations sur leur apprentissage (Pilegard & Fiorella, 2016). Les déclarations des sujets et leurs auto-évaluations ne correspondent pas toujours à la réalité de leurs actions (Winne & Jamieson-Noel, 2002). Concernant les élèves ayant des troubles du spectre autistique, Koegel et ses collègues (2012) soulignent la nécessité de varier les sources d'information, notamment en incluant des observations en situation naturelle et des entretiens.

L'enquête a donc consisté à filmer l'activité de deux séances de mathématiques dans une classe de 3ème d'un collège ordinaire où travaillaient 4 élèves déficients visuels aux côtés de leurs camarades voyants (au nombre de 20). L'analyse des données filmées a porté sur deux des élèves déficients visuels (le troisième travaillant avec un Accompagnant des élèves en situation de handicap – AESH – et les parents du quatrième élève n'ont pas donné leur accord pour la participation de leur enfant). Une élève tutrice (désignée par l'enseignant de mathématiques depuis le début de l'année) aidait les deux élèves aveugles (braillistes) qui se trouvaient de part et d'autre d'elle. Deux séances de tournage (avec micro-cravate plus un micro captant le son de l'ensemble de la classe) ont été réalisées à l'aide de 3 caméras (dont une en plan large incluant l'enseignant et deux fixes filmant les élèves déficients visuels). Nous ne nous intéressons ici qu'aux premiers tours des demandes d'aide et offres d'aide comme déclencheurs des interactions d'aide. Enfin, des entretiens semi-directifs ont été conduits auprès des élèves déficients visuels, de l'enseignant et de l'élève tutrice.

Lors de la première séance (trigonométrie), les élèves devaient être capables d'utiliser les rapports tels que le sinus, le

cosinus et la tangente d'un angle à partir des mesures d'un triangle. Lors de la deuxième séance, ils devaient être capables de déterminer la nature d'un triangle dont les mesures utilisaient des inconnus, et cela, en utilisant la réciproque du théorème de Pythagore ainsi que les identités remarquables. Les élèves déficients visuels disposaient des informations dans leur outil numérique ainsi que sur papier en relief et dans le leur livre en braille.

B. Limites méthodologiques

Le faible nombre d'élèves concerné par cette étude préliminaire ne permet pas de généraliser les résultats obtenus, mais l'analyse qualitative des données fournit cependant des résultats intéressants sur ce petit échantillon.

D'autre part, les séances de mathématiques filmées abordaient (1) la découverte d'une notion (la tangente en trigonométrie) et (2) une correction collective (d'une activité associant identités remarquables et théorème de Pythagore). De fait, les interactions d'aide observées sont conditionnées par l'activité de la classe dans ces situations d'apprentissage particulières.

V. Resultats

Les demandes d'aide sont réparties selon les trois formes présentées ci-dessus (instrumentale, exécutive et de confirmation), et les offres d'aide sont réparties selon les six fonctions d'étayage de Bruner (enrôlement ; réduction des degrés de liberté ; maintien de l'orientation ; signalisation des caractéristiques déterminantes ; contrôle de la frustration ; démonstration). En ce qui concerne les offres d'aide, nous nous intéressons particulièrement aux fonctions de Bruner mises à jour par Topping (Topping & Ehly, 2001), sans tenir compte des sous-processus d'autorégulation (chronologiquement postérieurs aux premiers tours) car notre étude ne s'intéresse qu'aux premiers tours (cf. Méthodologie). Les occurrences classées dans les catégories « autre » (autre forme, autre fonction) correspondent à des formes de demandes d'aide et fonctions d'offre d'aide non théorisées dans la littérature à ce jour.

La majorité des observations correspondent aux formes et fonctions déjà théorisées dans la littérature (soit 27 occurrences sur 45 et 42 occurrences sur 60, respectivement). Bien que les formes et fonctions aient été observées presque exclusivement de manière expérimentale par le passé (vs. situation naturelle en contexte réel ici), il est important de noter que l'on retrouve les catégories existantes de demande et d'offre d'aide dans une majorité des interactions d'aide. En revanche, il est également à noter que 18 demandes d'aide sur les 45 observées, et 18 offres d'aide sur les 60 observées ne correspondent pas aux catégories précédemment théorisées.

L'analyse des données met en évidence d'autres particularités liées aux demandes et offres d'aide. En effet, certaines formes de demande d'aide ou fonctions d'offre d'aide rapportées dans la littérature n'apparaissent pas dans notre étude. Par exemple, les demandes d'aide exécutive sont absentes. Une demande d'aide exécutive vise à obtenir la réponse sans chercher le moyen d'y parvenir seul et sans effort. Il est possible que la présence des caméras et des micros-cravates sur les élèves ait pu avoir un effet sur ces résultats.

Tableau 1

Formes des demandes d'aide	**Occurrences**
Instrumentale	15
De confirmation	12
Exécutive	0
Autre forme	18
Total	45
Fonctions des offres d'aide	**Occurrences**
Réduction des degrés de liberté	17
Maintien de l'orientation	11
Démonstration	8
Signalisation des caractéristiques	6
Contrôle de la frustration	0
Enrôlement	0
Autre fonction	18
Total	60

En ce qui concerne les fonctions d'offre d'aide de contrôle de la frustration et d'enrôlement, qui ont été rapportées dans la littérature mais que nous n'avons pas observées, les entretiens réalisés confirment que les deux élèves aveugles étaient motivés et satisfaits du déroulement des séances de mathématiques filmées. De même, ils étaient conscients que l'erreur fait partie du processus d'apprentissage et n'avaient pas de problème à l'admettre ; les relations entre les élèves de la classe semblaient cordiales et non axées sur la compétition. La part importante des demandes d'aide instrumentales observée indique que les élèves cherchaient à comprendre ce qu'ils faisaient pour pouvoir exécuter les tâches par eux-mêmes. Cependant, la part non-négligeable des demandes d'aide de confirmation révèle potentiellement un manque de confiance (Puustinen, Kokkonen, Tolvanen, & Pulkkinen, 2004). L'analyse des comportements de demande d'aide des élèves combinée avec l'analyse des entretiens révèle que l'un des deux élèves déficients visuels a manifesté particulièrement une attitude d'impulsivité et de manque de confiance en lui.

L'analyse des fonctions d'offre d'aide dans cette étude montre le souci de l'aidant (presque exclusivement l'élève tutrice – 90% des offres d'aide ont été formulées par l'élève tutrice vs. 10% par l'enseignant) de faire comprendre aux élèves déficients visuels le principe de résolution. Les offres d'aide formulées par les aidants (réduction des degrés de liberté ; maintien de l'orientation ; signalisation des caractéristiques déterminantes ; démonstration) agissent principalement chez les élèves aidés aux niveaux cognitif et métacognitif (vs. de surface comme pour l'enrôlement).

Dans les deux cas – demandes et offres d'aide – la catégorie « autre », qui correspond aux observations précédemment non-théorisées, est la plus importante en termes de nombre d'occurrences. L'analyse détaillée des observations révèle que dans les deux cas, ces demandes et offres d'aide dites « non-théorisées » avaient pour objet de discussion les informations nécessaires à la résolution de la tâche et

l'organisation du travail. À plusieurs reprises, les élèves déficients visuels ne parvenaient pas à accéder aux informations écrites au tableau pour les saisir dans leur outil (comme la correction de l'enseignant ou les propositions de réponses des autres élèves – voyants – travaillant au tableau). C'est donc l'accès aux données qui rendait ces élèves dépendants d'un élève voyant. La déficience visuelle des élèves est de toute évidence largement responsable de cette perte d'autonomie. Par exemple, un élève demandait à la tutrice de lui lire la correction affichée au tableau ou bien la tutrice proposait d'elle-même de comparer le travail de l'élève affiché sur son écran avec celui présenté au tableau. Lors des deux séances, aucune demande ni offre d'aide concernant les données à traiter n'a été formulée par d'autres élèves – voyants – de la classe. Ainsi, la part des interactions d'aide ayant trait aux informations nécessaires à la résolution de la tâche est potentiellement liée à l'impossibilité d'accéder visuellement aux informations disponibles.

Une part des observations non-théorisées relève, en revanche, d'autres objets de conversation. Parmi eux, on trouve, le fonctionnement et l'utilisation de l'outil numérique, les difficultés à le faire fonctionner, la visibilité du travail affiché sur l'écran de contrôle, l'utilisation des manuels adaptés en braille, l'identification de l'exercice à faire ou de la page à laquelle il se trouve, la perte d'objets. Les demandes comme les offres d'aide précédemment non théorisées mais observées dans cette étude semblent alors concerner les moyens et outils pour accéder à ces données. La lenteur des appareils en démarrage a, par exemple, empêché un élève de répondre à la question de l'enseignant (qui lui demandait son résultat). Les limites à l'autonomie que rencontrent les élèves déficients visuels pour organiser leur travail et accéder aux sources d'information semblent être liées en partie l'usage des outils numériques, ce qui semble montrer que les limites énoncées dans la partie II se vérifient.

VI. Discussion

Certaines limites de l'aide avec et par l'utilisation des outils numériques (partie II) ont été identifiées dans cette étude préliminaire réalisée en situation d'apprentissage réel.

L'entretien avec l'enseignant a permis de comprendre que les deux élèves n'avaient pas le même niveau de compétences préalables. Bien que faisant partie de la génération des « digital natives », les compétences de ces élèves sur les outils numériques étaient variables. Les résultats des entretiens avec les élèves permettent d'affirmer que le décalage entre la maîtrise des outils numériques imaginée et leur maîtrise effective peut constituer une limite à l'autonomie.

Sur la question de l'utilité, de l'utilisabilité et de la disponibilité des informations, la présence d'une aide humaine (tutrice) ne permet pas d'évaluer l'autonomie des élèves déficients visuels car certaines tâches sont prises en charge par la tutrice. Cependant, cette présence montre l'importance de l'aide humaine dans ces situations précises d'apprentissage.

La tutrice a apporté une aide organisationnelle et informationnelle mais également technique. Par cette aide, elle diminue la charge cognitive pour les élèves déficients visuels. L'aide apportée est une réponse aux difficultés d'utilisation de l'outil informatique et à l'autonomie des élèves dans l'utilisation de ces outils.

Les problèmes techniques survenus lors de ces deux séances, bien que des solutions aient été apportées, montrent que l'usage d'outils numériques en classe peut représenter un frein (même temporaire) à l'acquisition de l'autonomie.

De même, l'attention que les outils numériques exigent, les problèmes de fonctionnement et les difficultés d'utilisation observées ont montré que ces outils peuvent limiter l'autonomie dès lors qu'ils ne sont pas maîtrisés correctement et qu'ils ne sont pas entièrement opérationnels.

Les limites théoriques énoncées en partie II ont fait l'objet d'observations dans le cadre de cette étude en classe. Les observations montrent qu'un soutien complémentaire sous forme d'aide humaine a été nécessaire aux élèves déficients visuels dans l'utilisation de leur outil numérique.

Les demandes et offres d'aide que nous avons filmées mettent en lumière certaines préoccupations et difficultés que les élèves déficients visuels rencontrent en classe de mathématiques. Les résultats montrent que nous avons retrouvé les formes et fonctions déjà bien documentées dans la littérature. En même temps, cependant, nous avons montré que toutes les demandes et d'offres d'aide ne correspondaient pas aux catégories précédemment théorisées.

Peu d'études ont concerné la demande d'aide de l'élève et le handicap. La prise en compte de l'utilisation des outils numériques dans le processus d'aide a permis l'élargissement de ce champ de recherche mais jusqu'à maintenant, celui-ci s'est appuyé exclusivement sur les forme d'aide « classiques », théorisées dans la littérature depuis le début des années 1980, en utilisant prioritairement des méthodes expérimentales et des déclarations des sujets.

La diversification des méthodes de collecte de données a permis d'observer que les formes de demande d'aide et les fonctions d'offre d'aide déjà rapportées dans la littérature ne couvrent pas l'ensemble des interactions d'aide impliquant des élèves déficients visuels en classe. Les autres catégories que nous avons suggérées ici montrent que d'autres types interactions d'aide, tels que ceux liés à l'accès aux données ou la gestion des outils de travail ont effectivement lieu en classe. Autrement dit, l'aide ne concerne pas toujours les moyens de compréhension de la tâche (cf. aide instrumentale) mais parfois les moyens d'y accéder. Ces différents types d'aide agissent tous sur le degré d'autonomie des élèves déficients visuels en situation d'apprentissage, impliquant l'utilisation des outils numériques.

Cette étude préliminaire, dont les résultats devront être confirmés avec un échantillon d'élèves plus important à l'avenir, a permis d'identifier certaines difficultés rencontrées par des collégiens déficients visuels lorsqu'ils utilisent un outil numérique en mathématiques, à travers l'observation de leurs demandes d'aide et des offres d'aide qu'ils ont reçues. Ces difficultés ont un effet sur l'acquisition de l'autonomie dans l'apprentissage. Malgré la petite taille de notre échantillon, les résultats semblent suggérer plusieurs pistes pour des recherches à venir : la prise en compte du niveau de compétences (et de formation) des élèves sur leur outil numérique ; leur niveau d'autonomie dans l'accès et le traitement des informations ; la mission, et la formation et de l'aide humaine.

Bibliographie

[1] Allwood, C. M., & Eliasson, M. (1988). Question asking when learning a text-editing system. *International Journal of Man-Machine Studies*, *29*(1), 63–79. https://doi.org/10.1016/S0020-7373(88)80031-2

[2] Almasri, B., Elkabani, I., & Zantout, R. (2014). An Interactive Workspace for Helping the Visually Impaired Learn Linear Algebra. In *Computers Helping People with Special Needs* (pp. 572–579). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-08596-8_89

[3] Amadieu, F., & Tricot, A. (2014). *Apprendre avec le numérique: mythes et réalités* (Retz). Paris.

[4] Archambault, D. (2009). Non Visual Access to Mathematical Contents: State of the Art and Prospective.

[5] Archambault, D., Stöger, B., Fitzpatrick, D., & Miesenberger, K. (2007). Access to scientific content by visually impaired people. *CEPIS*, *VIII*(2), 29–42.

[6] Bruner, J. S. (1983). *Le développement de l'enfant : savoir faire, savoir dire*. Paris: Presses universitaires de France.

[7] Cheng, K.-H., Liang, J.-C., & Tsai, C.-C. (2013). University students' online academic help seeking: The role of self-regulation and information commitments. *Internet and Higher Education*, *16*(4), 70–77.

[8] Cheng, K.-H., & Tsai, C. C. (2011). An investigation of Taiwan University students' perceptions of online academic help seeking, and their web-based learning self-efficacy. *Internet and Higher Education*, *14*(3), 150–157.

[9] Greene, J. A., Moos, D. C., & Azevedo, R. (2011). Self-Regulation of Learning with Computer-Based Learning Environments. *New Directions for Teaching and Learning*, (126), 107–115. https://doi.org/10.1002/tl.449

[10] Hao, Q., Wright, E., Barnes, B., & Branch, R. M. (2016). What are the most important predictors of computer science students' online help-seeking behaviors? *Computers in Human Behavior*, *62*(Supplement C), 467–474. https://doi.org/10.1016/j.chb.2016.04.016

[11] Kacorri, H., Riga, P., & Kouroupetroglou, G. (2014). Performance Metrics and Their Extraction Methods for Audio Rendered Mathematics. In *Computers Helping People with Special Needs* (pp. 614–621). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-08596-8_95

[12] Karabenick, S. A. (Ed.). (1998). *Strategic help seeking: implications for learning and teaching*. Mahwah, NJ: Erlbaum.

[13] Karabenick, S. A., & Newman, R. S. (2009). Seeking help: Generalizable self-regulatory process and social-cultural barometer. In M. Wosnitza, *Contemporary motivation research: from global to local perspectives* (Hogrefe & Huber, pp. 24–47). Cambridge MA ; Göttingen.

[14] Karabenick, S. A., & Puustinen, M. (2013). *Advances in help-seeking research and applications: the role of emerging technologies*. Charlotte, NC: Information Age Publishing.

[15] Koegel, L., Matos-Freden, R., Lang, R., & Koegel, R. (2012). Interventions for children with autism spectrum disorders in inclusive school settings. *Cognitive and Behavioral Practice*, *19*(3), 401–412.

[16] Lewi-Dumont, N. (2009). Blind teen-age students' expectations. In *Proceedings of the 7th European Conference of the International Council for Education of People with Visual Impairment (ICEVI)* (pp. 1–7).

[17] Lewi-Dumont, N. (2015). Des besoins particuliers des élèves aux besoins de formation des professionnels : l'exemple de la déficience visuelle. *La nouvelle revue de l'adaptation et de la scolarisation*, (70–71), 149–164.

[18] Loizon, A., & Mayen, P. (2015). Le cours magistral en amphithéâtre : une situation d'enseignement perturbée par les instruments. *Distances et médiations des savoirs*, *3*(9).

[19] Makara, K., & Karabenick, S. A. (2013). Characterizing sources of academic help in the age of expanding educational technology: a new conceptual framework. In S. A. Karabenick & M. Puustinen, *Advances in help-seeking research and applications: the role of emerging technologies* (pp. 37–72). Charlotte, NC: Information Age Publishing.

[20] Nelson-Le Gall, S. (1981). Help-seeking: An understudied problem-solving skill in children. *Developmental Review*, *1*(3), 224–246. https://doi.org/10.1016/0273-2297(81)90019-8

[21] Nelson-Le Gall, S. (1985). Help-seeking behavior in learning. *Review of Research in Education Review of Research in Education*, *12*, 55–90.

[22] Newman, R. S. (2002). How Self-Regulated Learners Cope with Academic Difficulty: The Role of Adaptive Help Seeking. *Theory Into Practice*, *41*(2), 132–138.

[23] Panckhurst, R. (1997). La communication médiatisée par ordinateur ou la communication médiée par ordinateur ? *Terminologies nouvelles*, (17), 56–58.

[24] Panckhurst, R. (2007). Discours électronique médié: quelle évolution depuis une décennie ? In J. Gerbault, *La langue du cyberespace : de la diversité aux normes, l'Harmattan, p. 121-136, 2007. <hal-00292160>* (L'Harmattan, pp. 121–136). Paris. Retrieved from http://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00292160

[25] Pélissier, C. (2012). Synthèse de la journée d'étude sur la notion d'aide, le 1er juillet 2011, à Montpellier. *Revue Internationale des technologies en Pédagogique Universitaire*, *9*(3), 71–83.

[26] Pilegard, C., & Fiorella, L. (2016). Helping students help themselves: Generative learning strategies improve middle school students' self-regulation in a cognitive tutor. *Computers in Human Behavior*, *65*(Supplement C), 121–126. https://doi.org/10.1016/j.chb.2016.08.020

[27] Puustinen, M. (1998). Help-seeking behavior in a problem-solving situation: Development of self-regulation. *European Journal of Psychology and Education*, (13), 271–282.

[28] Puustinen, M. (2013). *La demande d'aide chez l'élève : avancées conceptuelles, méthodologiques et nouvelles données*.

[29] Puustinen, M., Kokkonen, M., Tolvanen, A., & Pulkkinen, L. (2004). Children's help seeking and impulsivity. *Learning and Individual Differences*, *14*, 231–246. https://doi.org/10.1016/j.lindif.2004.04.001

[30] Puustinen, M., & Rouet, J.-F. (2009). Learning with new technologies: Help seeking and information searching revisited. *Computers & Education*, *53*(4), 1014-1019 / 1040-1047. https://doi.org/10.1016/j.compedu.2008.07.002

[31] Roll, I., Aleven, V., McLaren, B. M., & Koedinger, K. R. (2011). Improving students' help-seeking skills using metacognitive feedback in an intelligent tutoring system. *Learning and Instruction*, *21*(2), 267–280.

[32] Rouet, J.-F. (2013, November). Les spécificités de la lecture numérique [Doc pour docs]. Retrieved from https://www.docpourdocs.fr/spip.php?article528

[33] Ruf, T., & Ploetzner, R. (2014). One click away is too far! How the presentation of cognitive learning aids influences their use in multimedia learning environments. *Computers in Human Behavior*, *38*, 229–239. https://doi.org/10.1016/j.chb.2014.06.002

[34] Salden, R. J. C. M., Koedinger, K. R., Renkl, A., Aleven, V., & McLaren, B. M. (2010). Accounting for Beneficial Effects of Worked Examples in Tutored Problem Solving. *Educational Psychology Review*, *22*(4), 379–392. https://doi.org/10.1007/s10648-010-9143-6

[35] Soiffer, N. (2016). A Study of Speech Versus Braille and Large Print of Mathematical Expressions. In *Computers Helping People with Special Needs* (pp. 59–66). Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-41264-1_8

[36] Topping, K. (2005). Trends in Peer Learning. *Educational Psychology*, *25*(6), 631–645. https://doi.org/10.1080/01443410500345172

[37] Topping, K., & Ehly, S. (2001). Peer Assisted Learning: A Framework for Consultation. *Journal of Educational and Psychological Consultation*, *12*(2), 113–132.

[38] Topping, K., Miller, D., Murray, P., Henderson, S., Fortuna, C., & Conlin, N. (2011). Outcomes in a randomised controlled trial of mathematics tutoring. *Educational Research*, *53*(1), 51–63. https://doi.org/10.1080/00131881.2011.552239

[39] Tricot, A., & Boubée, N. (2013). Is it so hard to seek help and so easy to use Google ? In S. A. Karabenick & M. Puustinen, *Advances in help-seeking research and applications: the role of emerging technologies* (pp. 7–36). Charlotte, NC: Information Age Publishing.

[40] Winne, P. H., & Jamieson-Noel, D. (2002). Exploring students' calibration of self-reports about study tactics and achievement. *Contemporay Eductaional Psychology*, *27*, 551–572.

[41] Wood, D., Bruner, J. S., & Ross, G. (1976). The Role of Tutoring in Problem Solving. *Journal of Child Psychology and Psychiatry*, *17*(2), 89–100. https://doi.org/10.1111/j.1469-7610.1976.tb00381.x

Zimmerman, B. J., & Martinez Pons, M. (1986). Development of a Structured Interview for Assessing Student Use of Self-Regulated Learning Strategies. *American Educational Research Journal*, *23*(4), 614–628.

Conception d'un environnement d'apprentissage pour le développement d'un accès tactile au contenu numérique à destination des personnes aveugles et malvoyantes

Gaëlle Garibaldi, Dominique Aubert, Charles Lenay
Université de Technologie de Compiègne,
EA 2223 Costech (Connaissance, Organisation et Systèmes Techniques), CRED
Centre de Recherches, 60200 Compiègne, France
{firstname.lastname}@utc.fr

Matthieu Tixier
Université de Technologie de Troyes,
ICD (CNRS, UMR 6281), Tech-CICO
12, rue Marie Curie - CS 42060
10004 Troyes CEDEX, France
{firstname.lastname}@utt.fr

***Abstract*—Grâce aux synthèses vocales et aux dispositifs Braille, les personnes aveugles formées peuvent désormais accéder à de nombreuses activités sur ordinateur. Cependant, les interfaces et les contenus où la dimension spatiale est essentielle à la compréhension, comme des graphiques, des images ou la majorité des jeux vidéo, restent difficilement accessibles. Les technologies Tactos et Intertact visent à dépasser ces limites en proposant une technologie efficace de suppléance perceptive, qui permet aux utilisateurs aveugles d'accéder à la dimension spatiale des contenus numériques par le toucher. Lorsqu'il s'agit de développer des technologies, l'appropriation par les utilisateurs est une étape importante. Nous présenterons ici les recherches que nous menons pour permettre aux personnes aveugles un apprentissage de l'utilisation de notre système de manière indépendante, dimension qui, de notre point de vue, est la pierre angulaire du développement d'une communauté d'utilisateurs.**

Keywords— interfaces tactiles; suppléance perceptive; apprentissage technologique; déficience visuelle; cécité

I. INTRODUCTION

Les technologies de synthèses vocales (lecteurs d'écrans) et les barrettes Braille électroniques permettent désormais un accès non visuel à de nombreuses activités et sources d'informations numériques pour les personnes aveugles et malvoyantes, grâce notamment à la généralisation des Technologies de l'Information et de la Communication (TIC). Néanmoins, ces solutions ont l'inconvénient de peu ou prou véhiculer des informations spatiales telles que des tableaux de données, des dessins, des interfaces graphiques et des dispositions de pages web, et l'expérience du contenu graphique ainsi que son accessibilité restent un problème. Alors que de plus en plus d'applications permettent de travailler et ou de jouer à plusieurs sur Internet (logiciels partagés sur le cloud, jeux multi-joueurs, etc.), l'accessibilité de ces applications riches demande également des interfaces technologiques permettant de construire un espace d'interaction partagé par tous les utilisateurs.

Plusieurs projets de recherche [1-4] ont développé des interfaces innovantes combinant le tactile et le sonore pour offrir de nouveaux moyens d'accéder à l'organisation spatiale d'un contenu. En associant des solutions de stimulation tactile à faible coût à une tablette, ils surmontent les limites d'accessibilité de ces systèmes électroniques grand public. De tels projets ont le potentiel de changer la façon dont les personnes aveugles peuvent faire l'expérience d'un contenu numérique par rapport à la linéarité imposée par la lecture d'écran et les afficheurs Braille disponibles habituellement proposés.

Cependant, il est nécessaire que ces utilisateurs potentiels développent une pratique de telles technologies et la partagent, afin de donner un sens à l'expérience du contenu numérique ainsi permise dans leur vie quotidienne. Comme le montre l'exemple du projet TheVoice [5] ou encore le projet Non Visuel Desktop Access (NVDA) [6], l'adoption généralisée des technologies d'accessibilité n'est plus limitée au seul réseau des institutions ou de l'industrie. En ce sens, il paraît incontournable de faciliter l'accès à ces technologies en dehors des laboratoires de recherche ; et accompagner le développement de la communauté de pratiques [7] est un enjeu important pour soutenir le développement de nouvelles formes d'accès aux contenus graphiques pour les personnes aveugles et malvoyantes.

Dans cet article, nous souhaitons rendre compte des efforts que nous avons déployés pour fournir des outils et soutenir le développement d'une communauté autour de l'utilisation des systèmes Tactos et Intertact. Après avoir présenté l'accès non visuel aux interfaces des contenus numériques en question, nous détaillerons notre approche et les outils développés dans le but de rassembler une communauté, en collaboration avec une association locale pour personnes aveugles et malvoyantes

(APICADEV). Le développement d'un matériel d'apprentissage et la possibilité pour les personnes aveugles de partager leur expérience du contenu numérique, ainsi que de s'informer mutuellement de l'utilisation du système, semblent être des facteurs essentiels. Nous discuterons et conclurons avec les prochaines étapes et implications de notre approche pour le développement d'un environnement d'apprentissage permettant l'accès tactile aux contenus numériques.

II. MATÉRIEL ET MÉTHODES

Dans cette partie, nous présenterons des projets de recherche actuels basés en partie sur un appareil standard (tablettes, smartphones ou ordinateurs portables avec logiciels de lecture d'écran intégrés), qui permettent d'élargir l'accès aux contenus numériques pour les personnes aveugles et malvoyantes. Nous nous concentrerons en particulier sur les systèmes Tactos et Intertact pour lesquels nous avons défini et mis en œuvre une approche de conception d'un environnement d'apprentissage destiné à favoriser le développement d'une communauté d'utilisateurs.

A. Recherches sur l'accès tactile au contenu numérique

Plusieurs projets de recherche ont développé une interface combinant des stimulations tactiles et sonores afin de fournir un accès non visuel à un contenu spatial et graphique. En complétant les tablettes, smartphones ou ordinateurs portables par des solutions de stimulations tactiles comme des vibreurs, du papier thermoformé en relief, ou des cellules Braille électroniques, ces systèmes ont un grand potentiel d'amélioration de l'expérience du contenu numérique pour les personnes aveugles ou malvoyantes. En effet, par rapport aux synthèses vocales ou aux afficheurs Braille disponibles dans le commerce, ces systèmes permettent une exploration bidimensionnelle du contenu et ne contraignent pas les utilisateurs dans un flux linéaire d'informations.

Brock et al. [1] ont conçu et mis en œuvre un système permettant à des personnes aveugles de lire et interagir avec des cartes en utilisant une tablette recouverte de papier tactile. Un double appui sur une zone de la carte déclenche la description sonore et le retour d'informations. Grâce à ce système, les utilisateurs parviennent à donner du sens à un contenu graphique complexe afin, par exemple, de préparer un voyage.

Simonnet et al. [3] proposent une approche différente, en utilisant les retours audio et vibratoires de la tablette elle-même afin de concevoir un environnement où les utilisateurs non-voyants peuvent explorer des cartes. Le projet permet une exploration multipoints du contenu et les essais montrent que les utilisateurs sont capables de se souvenir de la relation entre les points d'intérêt qu'ils ont identifiés lors de leur exploration.

Safi et al. [2] ont développé quant à eux un système vibro-tactile qui permet l'exploration spatiale d'un contenu via un smartphone. Grâce à l'utilisation d'un algorithme de segmentation de contenu approprié, le système permet aux utilisateurs de comprendre l'agencement d'une page web et ainsi l'organisation spatiale de son contenu.

Chacun de ces systèmes donne lieu à une expérience spécifique du contenu numérique à leurs utilisateurs finaux. Cependant, cette expérience ne peut devenir utile dans la vie quotidienne des malvoyants et aveugles seulement s'ils sont capables de la partager et de discuter de sa signification avec leurs pairs et leurs proches. Nous pensons donc qu'il est important de réfléchir à la façon de fournir un environnement d'apprentissage avec des outils qui soutiennent le développement de la communauté d'utilisateurs. Pour ce faire, nous avons développé une approche spécifique pour les systèmes Tactos et Intertact.

B. Les systèmes Tactos et Intertact

Nous avons développé les systèmes « Tactos » et « Intertact » permettant l'exploration du contenu de l'écran d'ordinateur et l'interaction via Internet [8]. Tactos est composé d'un module d'interaction tactile (MIT, Fig.1) et du logiciel pilote associé. Intertact.net est un serveur Web qui distribue des contenus interactifs et multi-utilisateurs via Internet aux utilisateurs de Tactos. Les mouvements des doigts de l'utilisateur sur un écran tactile contrôlent la position d'un champ récepteur dans l'environnement numérique. Lorsque le champ récepteur traverse les pixels colorés d'une forme sur l'écran, une stimulation tactile est déclenchée. Cette stimulation est produite par l'activation d'une paire de cellules Braille électroniques constituées d'une matrice de 16 picots (deux cellules piézoélectriques de 8 picots) que l'utilisateur sent sous l'index de sa main libre [8] : la matrice du champ récepteur correspond à la matrice des 16 picots, ainsi lorsqu'un carreau de la matrice du champ récepteur est en contact avec un pixel coloré à l'écran, le picot correspondant se lève. Les stimulations tactiles reproduisent exactement la partie explorée au bout du doigt, sans traduction symbolique.

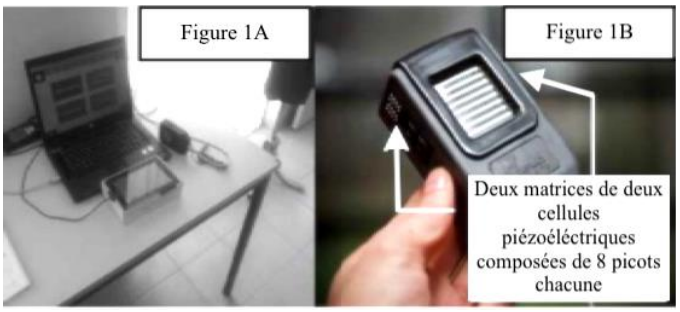


Fig. 1. 1A : le système Tactos. Ici, pour un gaucher, le MIT est à droite du pavé tactile. 1B : le MIT avec ses deux matrices de deux cellules Braille présentes sur les côtés de l'appareil (paire de droite non visible). Nous n'utilisons plus le touchpad qui était présent sur l'une des faces de l'appareil.

Ainsi, les utilisateurs peuvent percevoir les formes et la disposition des objets à l'écran grâce à l'attention qu'ils prêtent aux stimulations tactiles associées aux mouvements de leurs doigts sur l'écran. La maîtrise de ce dispositif nécessite un apprentissage systématique que nous avons déjà présenté [9]. Les lignes droites et les formes géométriques de base, comme les carrés ou les triangles, sont reconnaissables en quelques heures d'entraînement. Avec l'engagement de l'utilisateur dans l'apprentissage, des contenus plus complexes comme des cartes ou l'agencement d'une page web deviennent significatifs.

L'évaluation de ces dispositifs a été menée conjointement par différentes études expérimentales sur la reconnaissance de formes [10], les interactions interpersonnelles [11-12] et le

suivi longitudinal de plusieurs jeunes utilisateurs [13]. L'intérêt du système Tactos en tant que support pour l'enseignement de la géométrie aux jeunes aveugles d'une école d'éducation spécialisée a également été démontré [14]. L'une des caractéristiques clefs de Tactos réside dans la possibilité pour les élèves de vérifier les résultats des opérations spatiales qu'ils effectuent (comme tracer une tangente au cercle) sans l'assistance d'une personne voyante.

Comme nous l'avons mentionné précédemment, la généralisation actuelle des TIC nous amène à considérer l'utilisation et la pertinence de Tactos dans des domaines d'application plus larges afin de soutenir les personnes aveugles dans leur vie quotidienne. Nous avons notamment identifié l'accès à l'information (comme la disposition des objets et des fenêtres sur le bureau, la disposition d'une page Web ou l'accès direct aux champs de saisie), l'orientation, et la présence sociale comme des champs d'application d'intérêt particulier [15]. L'appropriation étant une étape importante dans le développement de technologies, nous allons maintenant décrire la recherche que nous menons pour permettre un apprentissage indépendant de nos systèmes par les personnes aveugles et malvoyantes.

C. Une approche pour la conception d'un environnement d'apprentissage

La nécessité d'un environnement d'apprentissage pour développer une communauté d'utilisateurs de Tactos a été identifiée comme essentielle dans le cadre du projet de recherche ITOIP (Interaction Tactile pour l'Information, l'Orientation et la Présence). Nous avons mis en œuvre une approche participative [16-17] pour améliorer et adapter les systèmes Tactos et Intertact au contexte des personnes aveugles rencontrées dans une association locale (APICADEV). Le projet s'est surtout concentré sur la nécessité d'accéder aux contenus numériques, de pouvoir s'orienter et d'avoir des interactions sociales en ligne.

Au cours des 24 mois du projet, nous avons travaillé en étroite collaboration avec quatre personnes aveugles de l'APICADEV qui ont participé à ces développements : Laura, Elizabeth, Cédric et Marie (les noms ont été changés à des fins d'anonymat). Deux membres, Laura et Elizabeth, ont été particulièrement impliqués dans le projet, où ils ont découvert Tactos et participé à toutes les phases des ateliers participatifs que nous avons menés.

Laura est devenue aveugle alors qu'elle était adolescente, alors qu'Elizabeth a progressivement perdu la vue. Elles empruntent régulièrement certains itinéraires, comme le trajet entre leur domicile et le siège de l'APICADEV. Laura utilise une canne blanche tandis qu'Elizabeth est accompagnée d'un chien-guide formé. Cédric est un utilisateur expérimenté de Tactos qui a appris le système à l'école, à l'occasion d'un ancien projet de recherche [14]. Il a participé 4 fois à l'atelier alors que le projet était démarré depuis 9 mois et nous avons travaillé plus particulièrement avec lui au déploiement du système sur le terrain. Vivant à plus de 150km du laboratoire de recherche, il a pu être présent à 3 reprises puis à la fin de la phase de perfectionnement, les systèmes Tactos et Intertact étant suffisamment robustes, une participation à distance via Internet et l'utilisation d'un système de visioconférence en parallèle a pu être mise en œuvre. Enfin, Marie nous a rejoint 4 fois après avoir entendu parler du projet par Laura, voulant également apprendre le système.

Tous ont eu accès et ont l'expérience d'avoir navigué sur l'Internet avec un logiciel de lecture d'écran. Laura et Cédric avaient une bonne connaissance du système d'écriture Braille et l'utilisaient quotidiennement. Elizabeth était moins familière avec le Braille et préférait la lecture de contenus audio. Marie, quant à elle, n'était pas alphabétisée en Braille, car sa vue ne lui permettait plus de lire les caractères imprimés depuis seulement 1 an au moment de sa participation au projet.

Grâce au déploiement d'une approche de conception participative, l'enjeu était de développer du contenu et des applications utilisables et pertinentes pour les utilisateurs finaux. En ce sens, des adaptations méthodologiques ont été nécessaires dans le cadre de l'engagement des personnes aveugles dans ce type d'approche [18-20]. La participation des utilisateurs finaux est l'occasion de coopérer avec eux et de leur permettre d'inciter d'autres personnes à essayer et utiliser le système, ce qui semble être un moyen efficace de construire progressivement une communauté d'utilisateurs. En effet, en fournissant des outils aux utilisateurs finaux, il leur est permis de partager avec leurs pairs leur expérience du contenu numérique par le biais du toucher, et d'avoir une aide pour enseigner et diffuser cette pratique.

Ainsi, il nous semble qu'à travers cette co-conception et l'attention portée aux usagers pour mieux comprendre leurs besoins, une attention et un engagement indépendants peuvent émerger de leur part et apporter un nécessaire complément aux limites du cadre normatif des normes d'accessibilité, relevant alors d'une éthique du Care plutôt que d'une éthique de la Justice.

III. RÉSULTATS

Dans cette partie, nous présentons la mise en œuvre et les résultats des ateliers participatifs que nous avons menés. Nous détaillerons les deux outils développés à cette occasion, dont le but est de permettre aux personnes aveugles d'apprendre et de développer une pratique de Tactos : un *tutoriel interactif* et un *tutorat coopératif*.

A. Les ateliers Tactos

La salle où nos ateliers participatifs ont eu lieu avec les quatre personnes précédemment citées est un espace ouvert avec une grande table centrale pour les tests de prototypes. Chaque session de conception durait en moyenne 3 heures. Une session commençait généralement par l'ordre du jour de l'après-midi et la présentation par le concepteur principal des nouveaux prototypes d'application ou de leurs dernières mises à jour.

Ces ateliers visaient d'une part à recueillir des commentaires et à ouvrir la conception aux utilisateurs finaux, d'autre part à les considérer comme un moyen d'initier une communauté autour de la pratique de l'utilisation de Tactos pour explorer les contenus numériques. Ces ateliers de conception participative ont été organisés en trois parties durant le projet :

- *Découverte* : au cours des 6 premiers mois, les personnes aveugles ont été invitées à venir 2 fois par semaine pour apprendre à utiliser le système et participer à la conception de prototypes de contenus numériques. A la fin de cette période, les contenus les plus prometteurs ont été sélectionnés avec les participants afin de les améliorer. Les contenus retenus concernaient trois types d'applications : une carte géographique interactive, l'exploration de dessins graphiques et des jeux vidéo.
- *Amélioration* : les 6 mois suivants ont été consacrés au développement itératif des applications sélectionnées. Nous avons rencontré les utilisateurs finaux une fois toutes les deux semaines au cours de la période pour affiner les applications.
- *Déploiement* : la dernière phase a été consacrée à l'exportation de l'utilisation de Tactos et Intertact.net en dehors de l'université, au siège de l'APICADEV.

Une à deux applications ont été testées lors de chaque session. Les utilisateurs, avec l'aide du concepteur principal, exploraient chaque application. Les participants étaient libres d'explorer le prototype par eux-mêmes au début, puis ils étaient invités à faire part de leurs difficultés et de leur expérience avec l'application. Au cours de ces discussions, ils ont mentionné les problèmes d'utilisabilité rencontrés et ont exprimé leur opinion sur l'utilité et la pertinence des fonctions proposées pour leur vie quotidienne. A la fin de chaque session, le concepteur principal a rédigé une note synthétique reprenant l'ensemble des améliorations à mettre en œuvre pour les prochaines sessions de conception, ainsi que les idées de nouvelles applications discutées avec les utilisateurs et l'équipe. Le processus d'adaptation assistée nous a ainsi aidé de semaine en semaine à adapter l'utilisabilité et les fonctions des applications, et à saisir leur utilité du point de vue des utilisateurs.

B. Tutoriel intercatif

L'expérience d'un contenu numérique avec Tactos consiste pour les utilisateurs à donner un sens aux formes explorées à travers l'interface tactile.

Alors que la plus grande partie du contenu disponible concernait des formes bidimensionnelles, il est apparu que les connaissances des formes de base dans les dessins sont très limitées chez les personnes aveugles : un triangle placé au-dessus d'un carré n'évoquait pas du tout une maison aux personnes aveugles travaillant avec nous. Plus tard, avec une utilisation plus maîtrisée de Tactos, l'un de leurs intérêts était de donner un sens au dessin complexe grâce à leur exploration, en développant par exemple une idée de la forme d'un avion, par la localisation des ailes, du cockpit et de la queue, et la compréhension de leurs relations spatiales. A cet effet, l'adjonction d'une synthèse vocale à une zone active déclenchant le nom de la partie actuellement explorée est particulièrement utile.

Ainsi, afin de définir un contenu adapté pour un tutoriel Tactos (Fig. 2), nos participants ont fait plusieurs suggestions :

- Les lignes horizontales et verticales sont faciles à reconnaître avec Tactos et devraient être les deux premières étapes du didacticiel interactif.
- Donner sens au contenu numérique exploré est essentiel pour que l'utilisateur s'intéresse à Tactos, même si la perception d'une forme complexe prend du temps. Les personnes aveugles qui ont participé à nos ateliers ont choisi les lettres majuscules comme contenu principal du tutoriel. Ils expliquent leur choix par le fait que les lettres de l'alphabet latin sont des formes que la plupart des personnes aveugles ont déjà apprises ou connaissent fondamentalement, par exemple pour signer elles-mêmes des documents.
- Les lettres ont été ordonnées en fonction de la difficulté qu'elles présentent dans Tactos selon le nombre et l'orientation des segments. A partir des retours des participants lors de nos ateliers participatifs, le contenu du tutoriel se présente dans l'ordre suivant : L, T, F, E, N, Z, V, X.
- L'importance de fournir un système de guidage de Tactos aux nouveaux usagers afin de les aider à trouver la forme à explorer à l'écran. La synthèse vocale a été choisie à cette fin, de sorte qu'elle n'interfère pas avec les stimulations tactiles. La voix guide l'utilisateur en lui disant si la forme est sur sa gauche ou sur sa droite, et si elle est plus proche ou plus éloignée de lui. Ce dernier point est intéressant, car l'idée de prendre référence sur le dispositif (ie, « haut/bas de l'écran tactile ») a été jugée comme n'étant pas du tout intuitive par nos participants.

Le didacticiel interactif a ensuite été déployé en tant que contenu disponible à partir d'Intertact et donc téléchargeable depuis n'importe quel appareil connecté à l'Internet. L'application a été utilisée sur le poste Tactos installé dans les locaux de l'APICADEV.

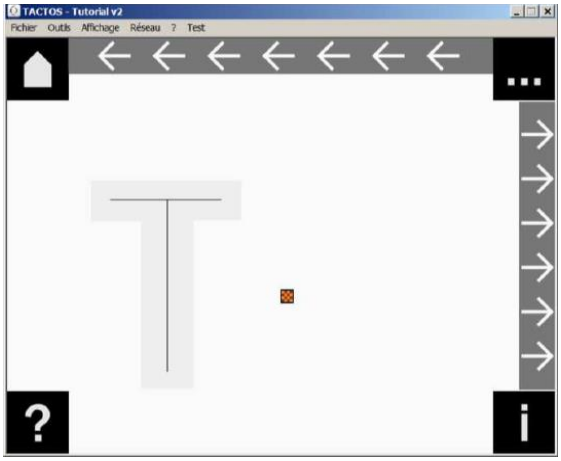


Fig. 2. Capture d'écran du tutoriel interactif pendant l'exploration de la lettre « T »

C. Tutorat coopératif entre personnes aveugles

Afin de permettre à une personne aveugle d'enseigner l'utilisation de Tactos et d'Intertact à une autre personne

aveugle, nous avons réalisé un dispositif spécifique offrant l'opportunité à l'enseignant d'accompagner l'apprenant dans son exploration de l'écran, en recevant les mêmes signaux tactiles (Fig. 3). En effet, le MIT utilisé comprend deux faces avec des picots tactiles : l'enseignant place sa main sous le module de façon à positionner son index sur les picots de la face du dessous, et l'apprenant place son index sur les picots situés à l'opposé, sur la face du haut du module. Les deux jeux de picots tactiles déclenchent ainsi les mêmes signaux, et l'apprenant peut explorer l'image sur l'écran tout en écoutant les conseils de l'enseignant qui reçoit exactement la même information. De cette façon, ils sentent tous deux qu'ils « touchent » la même chose en même temps : une situation qui surmonte les contraintes physiques imposant à deux personnes de ne jamais pouvoir toucher simultanément le même point.



Fig. 3. Session de formation : pendant qu'un apprenant aveugle (pull rose) explore des formes virtuelles, il peut être guidé par son enseignant aveugle (pull blanc) qui partage les mêmes signaux tactiles.

Les premières utilisations de ce dispositif sont particulièrement encourageantes. Deux nouveaux utilisateurs de Tactos ont jusqu'ici suivi une série de plus de 4 sessions à l'occasion de la phase de déploiement.

Leurs commentaires déjà enthousiastes et leurs demandes d'amélioration montrent les avantages de ce système de tutorat coopératif pour enseigner l'utilisation de Tactos et susciter l'intérêt pour le système. La session en cours utilisait principalement le tutoriel interactif et des formes simples. L'étape suivante consiste à poursuivre la mise en œuvre de cette configuration pour enseigner l'utilisation de plusieurs applications Intertact.net existantes aux formes et dispositions plus complexes, comme un jeu en ligne multi-joueurs (Bataille Navale) et Tactos Map, une version accessible de Google Map [4].

IV. Conclusion

De nombreux systèmes de soutien s'avèrent être invalidants s'ils accroissent la conscience du handicap en rendant l'utilisateur dépendant de l'enseignement d'une personne non handicapée. Un apprentissage indépendant de nos outils dans des communautés de personnes ayant des déficiences visuelles ou aveugles nous semble alors crucial.

Dans cet article, nous avons présenté notre approche de la conception d'un environnement d'apprentissage pour l'accès tactile aux contenus numériques. En organisant des ateliers participatifs avec des personnes aveugles et en développant des outils pour soutenir l'apprentissage indépendant de notre technologie, avec un tutoriel interactif et un dispositif de tutorat coopératif, nous permettons à nos utilisateurs de partager et de diffuser leur pratique de Tactos avec leurs pairs.

D'une part, cela signifie la maturité d'un projet d'aide qui n'a plus les inconvénients précédents. D'autre part, nous sommes confiants dans le fait que ce processus d'apprentissage permettra le développement de communautés d'utilisateurs qui pourront alors améliorer de façon autonome le système et fournir le contenu qu'il rendra accessible.

Un axe de travail parallèle possible pour l'avenir pourrait être d'encourager la diffusion et la fabrication d'un plus grand nombre de module MIT et ainsi l'accès à Tactos et Intertact. Les dépenses raisonnables pour l'achat des composants électroniques ouvrent la possibilité de reproduire ces systèmes dans le cadre d'une association locale ou avec l'aide de personnes ayant la formation technique nécessaire en informatique et électronique. Le mouvement DIY et Maker actuel [21-22] montre qu'un tel développement est aujourd'hui réaliste. Dans cette mesure, la question du partage des documents de conception et des logiciels associés avec le public, par exemple à travers le matériel [23] et le logiciel [24] Open Source, est un projet à part entière en soi.

Remerciements

Cette recherche fait partie du projet ITOIP financé par le Conseil Régional de Picardie. Nous remercions l'APICADEV et les participants pour leur temps et leur contribution au projet.

References

[1] A. Brock, P. Truillet, B. Oriola, D. Picard and C. Jouffrais, "Design and user satisfaction of interactive maps for visually impaired people," in Computers Helping People with Special Needs, Berlin Heidelberg: Springer; 2012, pp. 544-551.

[2] W. Safi, F. Maurel, J. Routoure, P. Beust and G. Dias, "Blind Browsing on Hand-Held Devices: Touching the Web... to Understand it Better," in Data Visualization Workshop (DataWiz 2014) associated to 25th ACM Conference on Hypertext and Social Media (HYPERTEXT 2014), Sep 2014, Santiago, Chile.

[3] M. Simonnet, C. Bothorel, L.F. Maximiano and A. Thépaut, "Exploration cartographique non visuelle sur tablette tactile multitouch : "la stratégie du piano"," Sciences et Technologies pour le Handicap, vol. 5 (1), pp.1-20, 2013.

[4] M. Tixier, C. Lenay, G. Le Bihan, O. Gapenne and D. Aubert, "Designing Interactive Content with Blind Users for a Perceptual Supplementation System," in Proceedings of TEI. New York: ACM, 2013, pp. 229‑236.

[5] P.B.L. Meijer, "An experimental system for auditory image representations," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39 (2), pp. 112–121, 1992.

[6] NVDA, http://www.nvaccess.org , (last consulted, 28/09/15)

[7] J. Lave and E. Wenger, Situated learning: Legitimate peripheral participation. Cambridge: Cambridge university press, 1991.

[8] C. Lenay, O. Gapenne, S. Hanneton, C. Marque and C. Genouëlle "Sensory substitution: Limits and perspectives." in Touching for Knowing, Cognitive psychology of haptic manual perception, Y. Hatwell, A. Streri, and E. Gentaz, Eds. Amsterdam/Philadelphia: John Benjamins Publishing Company, 2003.

[9] J. Stewart and O. Gapenne. "Reciprocal modeling of active perception of 2-D forms in a simple tactile-vision substitution system," Minds and Machines, vol. 14(3), pp. 309‑330, 2004.

[10] S. Hanneton, O. Gapenne, C. Genouelle, C. Lenay and C. Marque "Dynamics of shape recognition through a minimal visuo-tactile sensory substitution interface," in Third international conference on cognitive and neural systems, Boston, USA, 1999.

[11] L. Deschamps, G. Le Bihan, C. Lenay, K. Rovira, J. Stewart and D. Aubert "Interpersonal Recognition Through Mediated Tactile Interaction," in Proceedings of IEEE Haptics Symposium 2012, Vancouver, Canada, 2012, pp. 239‑245.

[12] C. Lenay C and J. Stewart "Minimalist approach to perceptual interactions," Frontiers in Human Neuroscience, 6, 98, 2012.

[13] K. Rovira and O. Gapenne "Tactile classification on traditional and computerized media in three adolescents who are blind," Journal of Visual Impairment and Blindness, vol. 103(7), pp. 430‑435, 2009.

[14] N. Sribunruangrit, C. Marque, C. Lenay and O. Gapenne "Graphic-User-Interface system for people with severely impaired vision in mathematics class," in Proceeding of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, USA, 2004, pp. 5145–5148.

[15] M. Tixier, C. Lenay, O. Gapenne and D. Aubert "From Perceptual Supplementation to the Accessibility of Digital Spaces: the Case of Free Exploration of City Maps for Blind Persons" Ingénierie et Recherche BioMédicale, vol. 34(1), pp. 64‑68, 2013.

[16] M.J. Muller and S. Kuhn "Participatory design," Communications of the ACM, vol. 36(6), pp.24–28, 1993.

[17] F. Kensing and J. Blomberg "Participatory Design: Issues and Concerns," Computer Supported Cooperative Work (CSCW), vol. 7(3), pp. 167–185, 1998.

[18] M. Miao, W. Köhlmann, M. Schiewe and G. Weber "Tactile paper prototyping with blind subjects," in Haptic and Audio Interaction Design, LNCS, Springer, 2009, pp. 81–90.

[19] A. Brock, J.L. Vinot, B. Oriola, S. Kammoun, P. Truillet and C. Jouffrais "Méthodes et outils de conception participative avec des utilisateurs non-voyants," in Conference Internationale Francophone sur l'Interaction Homme-Machine, ACM Press, 2010, pp. 65–72.

[20] E. Brulé, G. Bailly, A. Brock, F. Valentin, G. Denis and C. Jouffrais "MapSense: multi-sensory interactive maps for children living with visual impairments," in Proceedings of the 2016 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, ACM, 2016, pp. 445-457.

[21] I. Owen and R. Van As "Enabling the future," http://enablingthefuture.org/faqs-general, (last consulted 28/09/15)

[22] Fab Lab My Human Kit, https://myhumankit.org/ (last consulted 16/02/18)

[23] OSHWA, Open Source Hardware Association, http://www.oshwa.org (last consulted 16/02/18)

[24] OSI, Open Source Initiative, http://opensource.org (last consulted, 16/02/18)

Session 5 : Fauteuils roulants

Président de Session : Pierre Gaucher

Prise en compte du comportement des roues folles dans la cinématique des fauteuils roulants électriques

Aline Baudry
Univ Rennes, INSA, CNRS, Inria, IRISA - UMR 6074, F-35000 Rennes, France
aline.baudry@insa-rennes.fr

Sylvain Guégan
Univ Rennes, INSA, LGCGM – EA 3913, F-35000 Rennes, France
sylvain.guegan@insa-rennes.fr

Marie Babel
Univ Rennes, INSA, CNRS, Inria, IRISA - UMR 6074, F-35000 Rennes, France
marie.babel@irisa.fr

***Abstract*—L'expérience de conduite d'un fauteuil roulant électrique peut être perturbée par les effets cinématiques et dynamiques des roues folles, particulièrement durant les manœuvres dans des pièces étroites et les changements de direction. Afin de minimiser ce comportement abrupt et non maîtrisé, nous proposons dans cet article, un modèle cinématique du fauteuil prenant en compte les effets des roues folles. L'étude de la cinématique des roues folles a été réalisée sur les trois types de fauteuils roulants existants : traction, propulsion et fauteuil six roues. L'orientation des roues folles a été mesurée pour différentes configurations : orientations initiales, vitesses du fauteuil et masses de l'utilisateur. La répétabilité des mouvements a été étudiée, et d'après ces essais, le comportement a été modélisé. Ce modèle a ensuite été utilisé pour la détermination de la cinématique réelle du fauteuil et de sa trajectoire. Il pourra à l'avenir être utilisé pour le développement d'une assistance à la conduite lors de manœuvres en calculant l'espace atteignable et en forçant l'orientation des roues folles.**

Keywords*—*Fauteuil roulant intelligent, Roues folles, Cinématique, Identification, Conduite

I. INTRODUCTION

Pour le développement personnel et cognitif, il est très important d'explorer son environnement et d'avoir des interactions sociales, mais cela peut être très compliqué pour les personnes à mobilité réduite. L'utilisation d'un fauteuil roulant électrique peut les aider à retrouver leur indépendance lorsqu'ils ne sont pas capables de propulser un fauteuil roulant manuel, ou lorsqu'ils ont besoin d'une tierce personne pour les tâches de la vie quotidienne [1]. Cependant, certaines personnes se voient refuser la permission de conduire un fauteuil roulant à cause de déficiences visuelles et/ou cognitives. Actuellement, 61 à 91% des utilisateurs de fauteuil roulant tireraient un bénéfice de l'utilisation d'un fauteuil roulant intelligent [2].

Dans cet objectif, depuis le début des années 80, les chercheurs se sont intéressés à ces fauteuils roulants intelligents et ont développé des fauteuils autonomes et semi-autonomes avec évitement d'obstacles [3], [4]. Dans ces projets, le fauteuil roulant est modélisé comme un robot mobile (2,0) [5].

La non-holonomie du fauteuil pose des problèmes pour la conception des lois de commande [6]. L'utilisation d'approches basées capteur permet de les éviter [7] mais le comportement des roues folles n'est généralement pas pris en compte. Cependant, les effets cinématiques et dynamiques de ces roues peuvent être très désagréables lors de la conduite du fauteuil. En particulier, elles peuvent causer des déviations de trajectoire et des accélérations non souhaitables durant les manœuvres et les changements de direction abrupts [8], [9].

Comme l'objectif des fauteuils roulants intelligents est d'assister l'utilisateur à atteindre une position aussi confortablement que possible, il est donc important de prendre en compte l'effet des roues folles dans le comportement du fauteuil. Ces roues passivement orientables sont conçues pour suivre des trajectoires non linéaires. Leur comportement cinématique a été étudié dans [10] pour des fauteuils roulants manuels lors de mouvements sans à-coups, lorsqu'elles suivent la trajectoire du fauteuil.

Cet estimateur a ensuite été utilisé dans le modèle dynamique d'un fauteuil roulant manuel implémenté sur un ergomètre simulant des trajectoires linéaires et non linéaires [11]. Il a aussi été exploité dans le développement d'assistances appliquées aux fauteuils roulants manuels [12] mais n'a jamais été utilisé pour des fauteuils roulants électriques.

Dans [13], il a été souligné que les collisions arrivaient souvent lors de changements de direction, surtout dans les environnements étroits.

Pour le développement d'une assistance à la manœuvre, un modèle est nécessaire. En effet, le comportement des roues folles dépend de leur friction avec le sol, et de la résistance au roulement qui s'oppose à leur auto-orientation [14]. La *formule magique de Pacejka* [15] fournit un modèle complet du comportement de n'importe quelle roue en prenant en compte ces efforts. Mais elle requiert une bonne connaissance de la nature du sol.

Pour implémenter une loi de commande d'assistance à la manœuvre, il n'est pas envisageable de considérer la multitude des sols rencontrés lors de la navigation à cause de la complexité à caractériser leur propriété en temps réel.

Dans [16], un schéma de compensation basé sur des mesures d'odométrie empêche le fauteuil de glisser à cause de ses roues folles, initialement désalignées avec la trajectoire

souhaitée. Cette assistance est basée sur des mesures et, pour une solution à bas coût, nous préférons développer une loi de commande sans capteur. Pour un tel schéma, il est donc nécessaire d'avoir un modèle du comportement.
Cet article est organisé comme suit. Premièrement, la section II développe la cinématique du fauteuil roulant et des roues folles. Ensuite, la section III présente l'étude des roues folles lors du changement de direction avance-recul. Finalement, la section IV utilise la fonction de transfert déterminée pour calculer la cinématique du fauteuil roulant. Enfin, la section V discute des perspectives de lois de commande pour l'assistance à la manœuvre.

II. MODELE CINEMATIQUE DES ROUES FOLLES ET DU FAUTEUIL ROULANT

A. *Le fauteuil roulant électrique, un robot mobile non-holonome.*

Le fauteuil roulant électrique est modélisé comme un robot mobile (2,0) [5], c'est-à-dire qu'il a deux degrés de mobilité qui sont la translation longitudinale et la rotation dans le plan. On dit de ce type de robot mobile qu'il est non-holonome puisque seulement deux degrés de mobilité permettent de contrôler la position et l'orientation du fauteuil (X, Y, θ) (Figure 1). Pour atteindre certaines configurations du fauteuil, il peut donc être nécessaire de réaliser plusieurs manœuvres.
Les vitesses associées à ces mouvements (V, Ω) découlent de la motorisation différentielle du fauteuil.

$$V = \frac{R}{2}(\omega_R + \omega_L) \quad (1), \qquad \Omega = \frac{R}{D}(\omega_R - \omega_L) \quad (2)$$

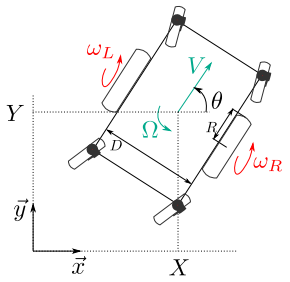


Figure 1 - Motorisation différentielle du fauteuil roulant électrique.

Aux deux roues motorisées du fauteuil roulant, s'ajoutent des roues qui permettent de le stabiliser, les roues folles.

B. *L'influence des roues folles sur la cinématique du fauteuil.*

Les roues folles (Figure 2 (a)) sont des roues dont l'axe de rotation est déporté de l'axe d'orientation d'une distance d. Ce déport permet à la roue de s'orienter lors du mouvement [5] contrairement aux roues fixes (Figure 2 (b)).
Ces roues présentent donc l'avantage de suivre des trajectoires non linéaires mais lors de changements de directions brusques (un mouvement de recul après un mouvement d'avance par exemple), elles s'opposent au mouvement du fauteuil avant de s'auto-orienter.

En effet, lors de leur orientation, la cinématique du fauteuil roulant souhaitée n'est pas respectée, et on observe des déviations de trajectoire ainsi que des accélérations brutales.



(a) Roue passivement orientable (roue folle) (b) Roue fixe

Figure 2 – Représentation d'une roue avec déport d (a), communément appelée roue folle et schéma d'une roue fixe (b).

C. *Comportement des trois types de fauteuil roulant*

Selon la disposition et le nombre de roues folles, trois types de fauteuils roulants existent : les fauteuils à traction et à propulsion, qui ont chacun deux roues folles, et les fauteuils roulants six roues, avec quatre roues folles.
Les fauteuils à six roues sont adaptés à la conduite en intérieur, grâce à leur grande manœuvrabilité. En effet, la présence des quatre roues folles permet de faire des rotations sur soi-même et de réduire l'espace requis pour les manœuvres et les demi-tours. Au contraire, les fauteuils roulants à quatre roues (traction et propulsion) sont plus enclins à être utilisés en extérieur grâce à la taille plus importante des roues folles. Leur taille permet d'être moins importuné par les variations de terrain, comme les trous et les trottoirs. Cependant, ces fauteuils présentent le désavantage d'être instables à vitesse élevée [17] à cause du mouvement de pivotement des roues folles [18].

D. *Modélisation de la cinématique du fauteuil t en prenant en compte les roues folles.*

Lorsque le mouvement est établi, les roues folles du fauteuil ont une orientation et une vitesse de rotation données par la cinématique du fauteuil. Ici, nous allons nous intéresser au régime transitoire, lorsque les roues s'orientent dans la direction souhaitée.

1) Vitesse idéale de la roue associée à la vitesse du fauteuil.

La vitesse en régime établi de la roue folle se détermine en transportant la vitesse du fauteuil au point de contact de la roue avec le sol (repère R_F vers le repère R_C sur la Figure 3 (a)). Mais puisque l'orientation de la roue n'est pas motorisée et que les axes des repères R_A et R_C sont alignés, on peut calculer la vitesse de la roue au niveau de l'axe.

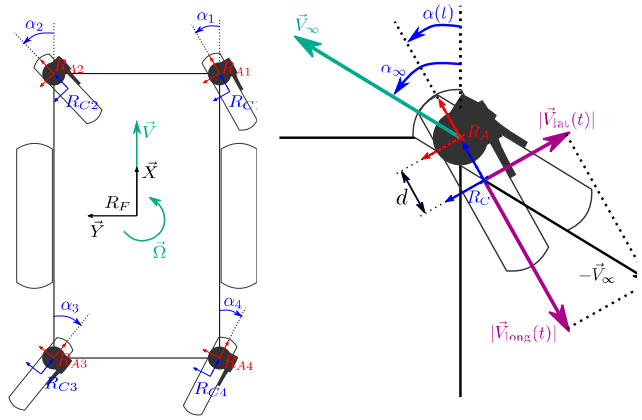
$$\overrightarrow{V_\infty} = \vec{V} + \overrightarrow{AF} \times \vec{\Omega} \qquad (3)$$

En notant la position de l'axe de la roue folle $(P_X, P_Y, 0)'$, on obtient

$$\overrightarrow{V_\infty} = \begin{pmatrix} V - P_Y \Omega \\ P_X \Omega \\ 0 \end{pmatrix}. \qquad (4)$$

Cette vitesse en régime établie nous permet de calculer l'angle α que doit avoir la roue folle pour que la cinématique du fauteuil soit respectée.

$$\alpha = \operatorname{atan2}(P_X\,\Omega, V - P_Y\,\Omega) \qquad (5)$$



(a) Repères du fauteuil et des différentes roues avec leurs orientations associées.

(b) Projection du vecteur vitesse théorique dans le repère courant de la roue folle avant droite (1).

Figure 3 – Orientation des roues folles du fauteuil (a) et représentation du vecteur vitesse à l'instant t (b). Les repères R_A sont les repères au niveau des axes des roues folles et les repères R_C sont les repères au point de contact avec le sol.

2) Vitesse de la roue folle à l'instant t.

Lors du régime transitoire, la vitesse $\vec{V}(t)$ qui devrait être le long de l'axe longitudinal du repère $R_C(t)$ se décompose en une vitesse longitudinale et une vitesse latérale en raison de l'angle $(\alpha_\infty - \alpha(t))$.

Dans le repère de la roue $R_C(t)$ les vitesses longitudinales et latérales s'expriment

$$\|V_{long}(t)\| = \|V(t)\| \times \cos(\alpha_\infty - \alpha(t)) \qquad (6)$$

et

$$\|V_{lat}(t)\| = \|V(t)\| \times \sin(\alpha_\infty - \alpha(t)). \qquad (7)$$

Dans le repère du fauteuil $R_F(t)$, on obtient alors

$$\overrightarrow{V_{long}}(t) = \begin{pmatrix} \|V(t)\| \times \cos(\alpha_\infty - \alpha(t)) \times \cos(\alpha(t)) \\ \|V(t)\| \times \cos(\alpha_\infty - \alpha(t)) \times \sin(\alpha(t)) \\ 0 \end{pmatrix} (8)$$

et

$$\overrightarrow{V_{lat}}(t) = \begin{pmatrix} -\|V(t)\| \times \sin(\alpha_\infty - \alpha(t)) \times \sin(\alpha(t)) \\ \|V(t)\| \times \sin(\alpha_\infty - \alpha(t)) \times \cos(\alpha(t)) \\ 0 \end{pmatrix}. (9)$$

3) Cinématique du fauteuil issue de la vitesse des roues.

On peut déterminer la cinématique réelle du fauteuil avec les vitesses longitudinales de chaque roue folle.

$$\overrightarrow{V_F}(t)(/\vec{x}) = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} \overrightarrow{V_{long_i}}(/\vec{x}) \qquad (10)$$

$$\overrightarrow{\Omega_F}(t)(/\vec{z}) = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n} \left\|\overrightarrow{V_{long_i}}\right\| \times \left\|\overrightarrow{A_iF}\right\| \times \cos\left(\beta_i - \frac{\pi}{2}\right) \qquad (11)$$

Où, $\beta = \left(\overrightarrow{A_iF}, \overrightarrow{V_{long_i}}\right)$.

On peut également noter que la vitesse longitudinale de la roue (Figure 3 (b)) va créer un mouvement de rotation grâce au déport *d*, qui va orienter la roue dans la bonne direction. Une étude cinématique n'est pas suffisante à ce niveau puisqu'il faut prendre en compte les efforts qui s'appliquent à la roue. Cependant, comme explicité dans l'introduction, nous ne souhaitons pas prendre en compte le contact avec le sol à cause de la complexité à identifier la friction en temps réel. Nous avons donc pris le parti de faire une étude cinématique du comportement. Dans l'objectif d'étudier ce mouvement, nous avons réalisé des mesures expérimentales qui nous ont permis d'obtenir une fonction de transfert suffisamment réaliste pour l'utiliser dans une loi de commande.

III. ÉTUDE DU COMPORTEMENT DES ROUES FOLLES LORS DE CHANGEMENTS DE DIRECTIONS

Afin de réaliser une loi de commande qui prenne en compte le comportement des roues folles, plus particulièrement leur mouvement d'orientation, il est nécessaire d'avoir un modèle de ce comportement. Dans un premier temps, nous avons vérifié que le comportement des roues est répétable puis nous l'avons modélisé sous la forme d'une fonction de transfert. Nous avons réalisé cette étude sur le mouvement d'avance-recul.

A. Moyens de mesure

Pour étudier le comportement des roues folles lors du changement de direction avance-recul, nous avons équipé le modèle *Permobil M400* (voir Figure 4) des capteurs suivants :

- *Mesure de l'orientation des roues folles :* Deux encodeurs incrémentaux avec 1000 pulsations par tour, pour une résolution de 0.36°, ont été montés sur l'axe de rotation des roues folles.
- *Mesure de la vitesse de rotation des moteurs* : Deux encodeurs incrémentaux avec 12 pulsations par tour ont été montés sur l'axe des moteurs. Avec un rapport de réduction de 24.5 :1, nous obtenons une résolution de 1.23°.

Nous avons également utilisé un laser de suivi pour mesurer la trajectoire du fauteuil. Le modèle utilisé, *Radian (API Automated Precision Inc)*, offre une résolution de 0.08µm, ce qui est beaucoup plus élevé que la précision requise que nous avons fixé au cm.

L'acquisition des données a été réalisée grâce à une *Raspberry Pi*, synchronisée avec le laser à une fréquence de 100Hz. Une carte de contrôle *Tiva (Texas Instruments)* connectée au bus CAN du fauteuil nous a permis de le contrôler.

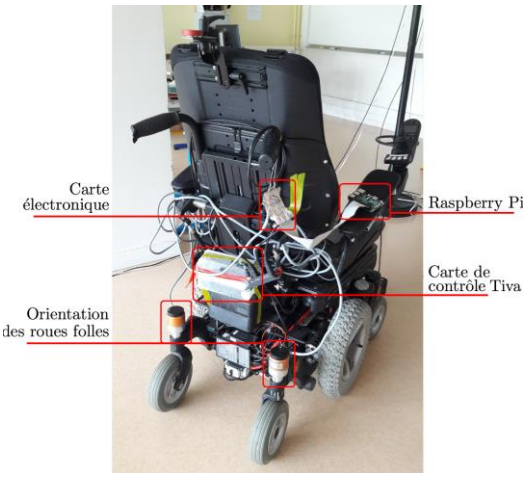


Figure 4 - *Permobil M400* instrumenté pour l'expérience.

B. *Protocole expérimental*

Dans la conception de cette expérience, nous avons choisi de faire varier les paramètres d'étude suivants :

- *L'orientation initiale des roues folles* (α_0) : [0°, 30°, 60°, 90°] comme illustré sur la Figure 5.
- *La vitesse de recul du fauteuil roulant* (V) *en régime établi* : [0.2m/s, 0.4m/s, 0.6m/s].
- *La masse de l'utilisateur* (M_R, masse relative ajoutée à celle du fauteuil) : [0Kg, 50Kg].

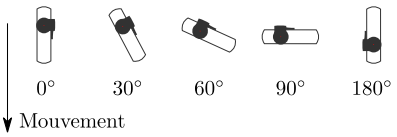


Figure 5 - Les différentes orientations initiales des roues folles utilisées lors de l'expérience.

Pour chaque configuration (α_0, V, M_R), nous avons réalisé cinq mesures. L'orientation initiale des roues folles a été faite de manière à ce que 0° corresponde au mouvement d'avance et 180° au mouvement de recul.
Nous avons utilisé la présence des quatre roues folles pour simuler les deux autres types de fauteuil existants : traction et propulsion. En effet, pour simuler un type ou l'autre, nous avons orienté les roues folles qui ne devaient pas être présentes dans la direction du mouvement de recul (180°).

Nous avons collecté des mesures pour les 24 configurations (α_0, V, M_R) pour chaque type de fauteuil, ce qui donne 72 cas de figure.

C. *Répétabilité du comportement*

Avant de modéliser le comportement des roues folles, il est important de s'assurer que celui-ci est répétable. Pour chaque configuration, 5 jeux de données ont été collectés. Nous avons donc croisé les données de chaque jeu pour vérifier que leur corrélation était bonne.

Sur la Figure 6, nous pouvons constater que la corrélation pour les trois orientations initiales (30°, 60° et 90°) est très proche de 1. Le comportement est donc répétable pour ces trois cas-là. Cependant, nous observons de grandes disparités dans le comportement lorsque les roues étaient initialement orientées à 0°. En effet, nous sommes sur une singularité puisque la roue doit faire un demi-tour. Le comportement n'est pas déterministe puisqu'une direction n'est pas meilleure que l'autre. Nous observerions le même comportement pour le changement de direction rotation vers la gauche/rotation vers la droite dans le cas où le fauteuil est en régime établi dans un sens.

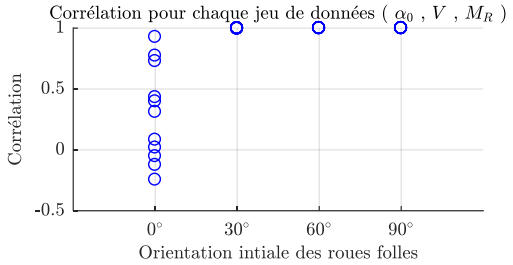
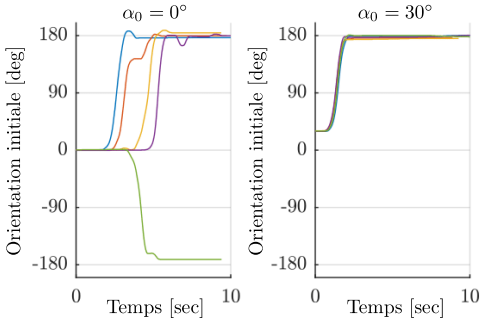
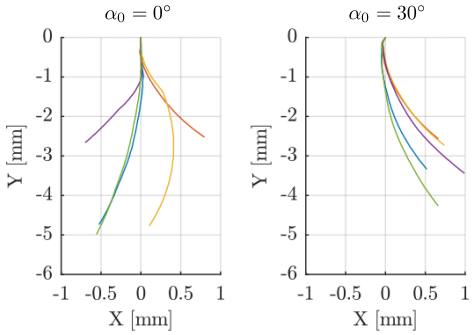


Figure 6 - Répétabilité du comportement en fonction de l'orientation initiale des roues.



(a) Evolution de l'orientation des roues folles.



(b) Trajectoire du fauteuil.

Figure 7 - Evolution de l'orientation des roues folles et les trajectoires associées lors d'un mouvement de recul, à une vitesse de 0.4 m/s et une masse relative de 0Kg, pour différentes orientations initiales des roues folles (α_0).

La Figure 7 (a) illustre bien cette non-répétabilité pour le cas 0° puisque, lors d'un essai sur les cinq, la roue a tourné dans le sens opposé pour atteindre l'orientation $-180°$, qui est identique à l'orientation 180°. Par ailleurs, le comportement est répétable pour le cas où les roues étaient initialement à 30°.
Puisque le comportement est répétable, il est possible de le modéliser. Nous avons pris le parti de la modéliser par une

fonction de transfert pour l'utiliser dans une loi de commande par la suite.

D. Identification de la fonction de transfert

Nous modélisons le comportement des roues folles sous la forme d'une fonction de transfert. Cette fonction permet de connaître la réponse du système à une consigne. Ici, la réponse est l'orientation des roues folles lors du mouvement. La consigne, quant à elle, est l'orientation que présentent les roues en régime établi, pour une cinématique donnée.
Pour le cas du recul, la consigne est donc de ±180°.

Pour la modélisation du comportement, nous avons décidé d'étudier les fonctions de transfert de 1er, 2ème et 3ème ordre définies par

$$\begin{cases} H_{1^{er}}(s) = \dfrac{K}{1+\tau_1 s} e^{-T_0 s} \\ H_{2^{ème}}(s) = \dfrac{K}{(1+\tau_1 s)(1+\tau_2 s)} e^{-T_0 s} \\ H_{3^{ème}}(s) = \dfrac{K}{(1+\tau_1 s)(1+\tau_2 s)(1+\tau_3 s)} e^{-T_0 s} \end{cases}$$

Où,

- K : gain statique [-]
- T_0 : retard [s]
- τ_1, τ_2 et τ_3 : constantes de temps [s].

Ici, le gain statique K est égal à 1 puisque l'orientation souhaitée sera atteinte en régime établi. Cependant, le retard T_0 ainsi que les constantes de temps τ_1, $\tau_2$et $\tau_3$sont à identifier. Pour l'identification de ces paramètres, un algorithme à régions de confiance [19] associé à l'erreur quadratique a été utilisé.

Tableau 1 - Corrélation entre les fonctions de transfert et les données.

Fonction de transfert	Corrélation [%]
1er ordre	93.680 ± 1.1698
2ème ordre	95.362 ± 1.1288
3ème ordre	95.957 ± 1.1523

L'identification des fonctions de transfert donne de très bon résultats (Corrélation > 93%) comme présenté dans le Tableau 1. Les fonctions de transfert pour les trois ordres donnent des résultats similaires. Ainsi, l'ajout de constantes de temps n'est pas nécessaire puisque l'amélioration de la précision n'est pas suffisamment importante pour justifier de complexifier le système.
Nous modélisons donc le comportement des roues folles par une fonction de transfert du 1er ordre.

IV. UTILISATION DE LA FONCTION DE TRANSFERT DANS LE CALCUL DE LA CINEMATIQUE DU FAUTEUIL

En utilisant la fonction de transfert du comportement des roues folles, nous sommes capables de déterminer la réelle cinématique du fauteuil lors d'un changement de direction.

Nous réalisons cette étude pour un mouvement de recul à 1m/s avec les roues folles avant initialement orientées de 10°, et les roues folles arrière initialement orientées de -10°.

Une vitesse de 1m/s correspond à des paramètres $\tau = 0.5$ s et $T_0 = 0.5$ s.

En utilisant les expressions (10) et (11), nous obtenons les vitesses représentées sur la Figure 8. Nous notons que lors de l'auto-orientation des roues folles, un mouvement de rotation survient. Le fauteuil tourne dans un sens, puis dans l'autre. Ce changement survient au moment où les roues passent par l'angle pour lequel on a un mouvement de rotation pure. À ce moment-là, on a effectivement une vitesse linéaire nulle. Ce comportement très désagréable de rotation dans un seul puis dans l'autre est ressenti lors de la conduite, et il conviendrait de l'atténuer au maximum dans le développement d'une loi de commande.

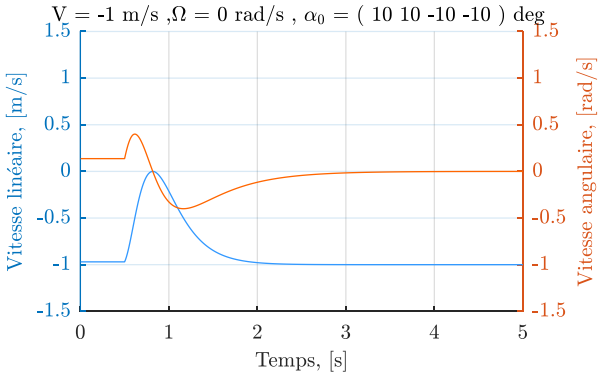


Figure 8 - Vitesses linéaire et angulaire du fauteuil pour une consigne de recul à 1 m/s avec les roues initialement orientées à ±10°.

Lorsque le régime est établi, nous avons bien une vitesse linéaire de -1m/s et une vitesse angulaire nulle.

La trajectoire issue de la cinématique du fauteuil lors du mouvement de recul présente une déviation de la trajectoire visée comme représenté sur la Figure 9. On observe le même type de trajectoire dans [8] et sur la Figure 7 (b).

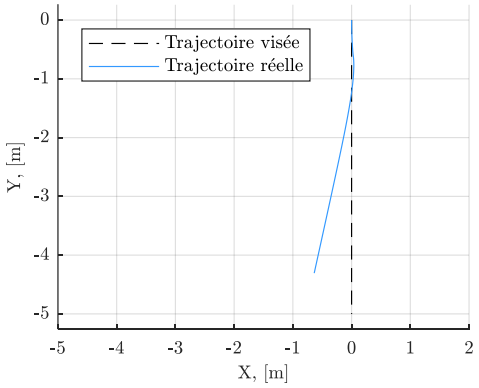


Figure 9 - Trajectoires visée et réelle du fauteuil, calculées depuis la cinématique visée et la cinématique réelle.

V. DISCUSSION

Cette étude a permis de réaliser un modèle du comportement cinématique du fauteuil roulant et des roues folles lors de changements de direction. Elle a permis de modéliser le comportement des roues folles par une fonction de transfert du 1er ordre. Celle-ci va être utilisée pour le développement d'une loi de commande pour l'assistance des manœuvres. L'objectif de cette loi de commande sera de minimiser le temps d'auto-orientation des roues ainsi que l'à-coup ressenti lors de la manœuvre. Il s'agira donc de faire un compromis entre ces deux objectifs. En effet, plus la vitesse est élevée, plus les roues folles s'orientent rapidement, mais plus l'à-coup est élevé.

Lors de cette étude, nous avons utilisé uniquement deux encodeurs pour mesurer l'orientation des roues folles, en faisant le postulat que le comportement des deux autres roues folles était similaire et donc ne nécessitant pas d'instrumentation. À l'avenir, une étude avec quatre encodeurs sera effectuée pour développer le point particulier du 0°. En effet, dans ce cas, c'est la première roue qui commence à s'auto-orienter qui entraîne les autres. Nous avons aussi noté que le comportement des roues folles lors du recul n'était pas modélisable lorsqu'elles étaient initialement orientées à 0°. La loi de commande devra donc forcer l'orientation des roues folles avant d'initier le mouvement de recul. Pour décider du sens dans lequel forcer cette orientation, nous nous appuierons sur l'étude de l'environnement utilisée dans [7].

VI. CONCLUSION

L'objectif de cet article était d'étudier la cinématique du fauteuil roulant électrique, lors de changements de direction, et de la modéliser. Les équations mathématiques régissant le comportement cinématique du fauteuil en fonction de la vitesse de rotation des deux roues motrices et de l'orientation des roues folles ont été établies. Ensuite, une étude sur le comportement des roues folles a permis de montrer qu'il pouvait être modélisé par une simple fonction de transfert du 1er ordre. Enfin, nous avons pu calculer la cinématique réelle du fauteuil roulant au regard de l'orientation des roues folles, afin de maîtriser parfaitement sa trajectoire.

Dans les prochains travaux, nous allons développer une loi de commande qui visera à minimiser l'à-coup ressenti lors de changements de direction. Cette loi de commande travaillera en collaboration avec l'algorithme d'évitement d'obstacles de [7] pour assister les manœuvres comme la sortie d'ascenseur par exemple. Nous envisageons également d'implémenter ce modèle dans un simulateur de conduite de fauteuil roulant électrique [20], qui prend en compte les effets des roues folles.

REMERCIEMENTS

Ce travail est financé dans le cadre du projet INTERREG VA FMA ADAPT « Assistive Devices for empowering disAbled People through robotic Technologies » http://adapt-project.com/index.php. Le Programme FMA est un programme de Coopération Territoriale Européenne qui vise à financer des projets de coopération ambitieux dans la région frontalière entre la France et l'Angleterre. Le Programme est financé par le Fonds Européen de Développement Régional (FEDER). Nous tenons à remercier Éric Bazin (INSA) et François Pasteau (Ergovie) pour le support fourni dans la réalisation des cartes électroniques. Nos remerciements vont également à Sylvain Rigaud (INSA) pour la fabrication des pièces mécaniques.

RÉFÉRENCES

[1] R. A. Cooper, *Wheelchair Selection and Configuration*. 1998.

[2] R. C. Simpson, E. F. LoPresti, and R. A. Cooper, "How many people would benefit from a smart wheelchair?," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 45, no. 1, pp. 53–72, Dec. 2008.

[3] R. C. Simpson, "Smart Wheelchairs: A Literature review," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 42, no. 4, pp. 423–436, 2005.

[4] D. Ding and R. A. Cooper, "Electric Powered Wheelchair," *IEEE Control Syst.*, vol. 25, no. 2, pp. 22–34, 2005.

[5] G. Campion and W. Chung, "Wheeled Robots," in *Springer Handbook of Robotics*, 2008, pp. 391–410.

[6] P. Morin and C. Samson, "Motion Control of Wheeled Mobile Robots," in *Springer Handbook of Robotics*, 2008, pp. 799–826.

[7] L. Devigne, V. Karakkat Narayanan, F. Pasteau, and M. Babel, "Low complex sensor-based shared control for power wheelchair navigation," in *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2016.

[8] D. Ding, R. A. Cooper, S. Guo, and T. A. Corfman, "Analysis of driving backward in an electric-powered wheelchair," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 12, no. 6, pp. 934–943, 2004.

[9] S. Guo, R. A. Cooper, T. Corfman, D. Ding, and G. Grindle, "Influence of Wheelchair Front Caster Wheel on Reverse Directional Stability," *Assist. Technol.*, vol. 15, no. 2, pp. 98–104, Dec. 2003.

[10] F. Chenier, P. Bigras, and R. Aissaoui, "An orientation estimator for the wheelchair's caster wheels," *IEEE Trans. Control Syst. Technol.*, vol. 19, no. 6, pp. 1317–1326, 2011.

[11] F. Chénier, P. Bigras, and R. Aissaoui, "A new dynamic model of the manual wheelchair for straight and curvilinear propulsion," in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2011, vol. 18, no. 10, pp. 1031–1043.

[12] L. Xi, "Force Sensorless Power Assist Control for Wheelchair on Flat Road Using Recursive Least Square with Multiple Forgetting," in *IEEE International Workshop on Sensing, Actuation and Motion Control, SAMCON*, 2016.

[13] R. P. Gaal, N. Rebholtz, H. Ralf, and P. F. Pfaelzer, "Wheelchair rider injuries : Causes and consequences for wheelchair design and selection," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 34, pp. 58–71, 1997.

[14] B. W. Johnson and J. H. Aylor, "Dynamic Modeling of an Electric Wheelchair," *IEEE Trans. Ind. Appl.*, vol. IA-21, no. 5, pp. 1284–1293, Sep. 1985.

[15] H. B. Pacejka and E. Bakker, "THE MAGIC FORMULA TYRE MODEL," *Veh. Syst. Dyn.*, vol. 21, no. sup001, pp. 1–18, Jan. 1992.

[16] D. A. Lee, D. G. Jung, K. S. Woo, L. K. Kim, H. Mok, and S. Han, "Orientation compensation for initially misaligned caster wheels," in *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2013, vol. 11, no. 5, pp. 1071–1074.

[17] T. J. Collins and J. J. Kauzlarich, "Directional instability of rear caster wheelchairs," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 25, no. 3, pp. 1–18, 1988.

[18] J. J. Kauzlarich, T. Bruning, and J. G. Thacker, "Wheelchair caster shimmy and turning resistance," *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 21, no. 2, pp. 15–29, 1984.

[19] R. H. Byrd, M. E. Hribar, and J. J. Nocedal Siam Optim, "An interior point algorithm for large-scale nonlinear programming," *SIAM J. Optim.*, vol. 9, no. 4, pp. 877–900, 1999.

[20] L. Devigne, M. Babel, F. Nouviale, V. Narayanan, F. Pasteau, and P. Gallien, "Design of an immersive simulator for assisted power wheelchair driving," *IEEE ICORR.*, vol. 17, 2017.

Assistance à la conduite de fauteuil roulant électrique (FRE) sur un trottoir : une preuve de concept

Louise Devigne[1,3], François Pasteau[2], Nicolas Le Borgne[3],
Marie Babel[3], Tom Carlson[4] and Philippe Gallien[1]

***Abstract*— L'utilisation d'un FRE permet de conserver une autonomie de déplacement et de ce fait de maintenir des activités quotidiennes. Une telle aide technique joue un rôle majeur dans la qualité de vie des personnes en situation de handicap moteur. Cependant, conduire un FRE est une tâche complexe. L'une des difficultés majeures rencontrées est la présence d'obstacles négatifs dans l'environnement tels que les marches d'un escalier ou le bord d'un trottoir. En effet, les chutes sont l'une des principales causes d'accidents liées à la conduite d'un FRE. Ainsi, afin de fournir une aide à la navigation efficace, un système d'assistance à la conduite de FRE devrait non seulement empêcher l'utilisateur de se heurter à l'environnement, mais aussi de tomber d'un trottoir. Afin de répondre à ces attentes, nous proposons une solution d'aide à la conduite semi-autonome sous la forme de suivi de trottoir. Nous présentons des simulations ainsi qu'une expérience réalisée avec notre solution embarquée sur un FRE. Dans les deux cas, notre méthode permet une correction de la trajectoire du FRE lorsque l'utilisateur s'approche d'un bord de trottoir. Les résultats obtenus fournissent ainsi une preuve de concept de notre méthode.**

I. Introduction

Certaines personnes en situation de handicap moteur peuvent bénéficier de l'utilisation d'une FRE pour avoir plus de mobilité et être plus indépendants. Cependant l'utilisation d'appareils motorisés n'est pas sans risques et des accidents peuvent se produire. Dans une étude portant sur la prévalence d'accidents en fauteuil roulant incluant 95 participants, 54.7% ont rapporté avoir eu au moins 1 accident dans les 3 dernières années [1].

Dans ce contexte, de nombreuses équipes de recherche sont impliquées dans le développement de solutions d'assistance à la conduite de FRE. En effet, une aide à la conduite peut être apportée sous la forme d'une assistance autonome [2] [3] [4] ou semi-autonome [5] [6] à la navigation en FRE consistant en un évitement d'obstacles. Cependant, les systèmes jusqu'ici développés sont restreints à une utilisation en intérieur car ils n'apportent pas d'assistance lorsque des différences d'élevation du sol sont rencontrées.

Pourtant, des études récentes mettent en lumière les bénéfices de l'utilisation d'appareils motorisés dans le cadre d'activités en extérieur [7] [8]. En effet, ces études montrent que l'utilisation de ce type d'aide à la mobilité peut améliorer l'estime de soi et le sentiment d'indépendance de l'utilisateur car cela lui permet d'accéder plus facilement aux activités en extérieur et de maintenir des activités quotidiennes favorisant le lien social. Ainsi, des solutions d'aide à la navigation en FRE en extérieur doivent également être développées. En effet, parmi les 3 catégories d'accidents ayant eu lieu lors de la conduite d'un FRE identifiées dans [1], 87.7% étaient des chutes. De plus, une étude sous la forme d'interviews d'usagers, soignants et prescripteurs met l'accent sur l'impact des obstacles environnementaux sur la sécurité lors la conduite en extérieur notamment sur les difficultés rencontrées avec les bordures de trottoirs [9].

Alors qu'un travail conséquent des équipes de recherche a été investi dans le domaine de la robotique sur la détection d'obstacles dans l'environnement et les moyens d'éviter les collisions avec ceux-ci, il y a eu beaucoup moins de travaux sur la détection d'obstacles négatifs pour améliorer la navigation en extérieur. Les quelques méthodes proposées [10] [11] sont typiquement basées sur une détection par stéréo vision ou par des capteurs coûteux comme les télémètres lasers. De plus, ces solutions représentent généralement la présence d'obstacles dans une grille d'occupation et reposent sur la définition de cartes locales de l'environnement.

Dans le domaine de la recherche portant sur la navigation en FRE, seulement quelques travaux ont porté sur la détection des obstacles négatifs. Les solutions présentées dans [12] et [13] stoppent le FRE lorsqu'un dénivelé est détecté. Une détection des bords des obstacles via une mesure par stéréo vision est proposée dans [14] mais cette méthode a des limitations importantes telles que l'absence de détection de certains bords de trottoirs ainsi que des fausses détections. Certes, des travaux sur la détection d'obstacles négatifs avec un FRE robotisé ont été menés. Cependant, aucune loi de commande n'a été proposée pour assister l'utilisateur pendant la conduite de FRE dans un environnement comportant des obstacles négatifs.

Dans cet article, nous présentons une solution bas coût en contrôle partagé de suivi de trottoir qui repose sur le même principe que l'approche présentée dans [15]. Cette méthode a été appliquée à l'assistance à la navigation en intérieur et a déjà été testée et validée par des usagers lors d'essais cliniques réalisés au Centre MPR Saint Hélier à Rennes. Ici, nous adaptons ce principe à la navigation dans un environnement comportant des dénivelés. La loi de commande repose sur une méthode d'asservissement basée capteurs avec un faible coût de calcul. Par conséquent, la méthode proposée ne repose pas sur la définition d'une carte locale de l'environnement autour du fauteuil et est capable

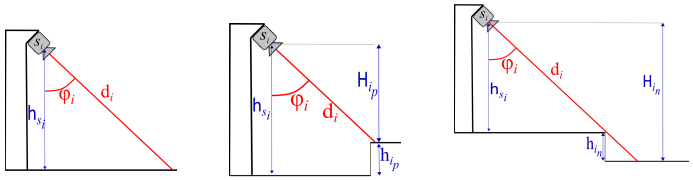
[1] Centre MPR Pôle Saint Hélier, Rennes, France.
[2] Ergovie, Rennes, France.
[3] Univ Rennes, INSA, CNRS, Inria, Irisa-UMR6074, F-35000 Rennes, France.
[4] Aspire Centre of Rehabilitation and Assistive Technology, University College London, UK.

de corriger la trajectoire du FRE à l'approche d'un bord de trottoir.

L'article est organisé comme suit. La Section II présente la méthode de détection des obstacles négatifs. La Section III présente la méthode de correction de trajectoire. Les simulations de la méthode proposée son présentées dans la Section IV. Enfin, une expérience menée avec un FRE de série effectuée au sein du laboratoire PAMELA de l'UCL à Londres est presentée et commentée dans la Section V.

II. Détection des obstacles

Pour détecter les obstacles négatifs autour du FRE, nous utilisons des capteurs de distance montés sur le FRE orientés vers le sol. Ici, l'idée est de fournir une preuve de concept de la méthode, la distance au sol mesurée par chaque capteur est donc utilisée pour calculer la distance dans le plan horizontal entre le capteur et le bord du trottoir détecté, nous ramenant donc dans la même configuration que dans [15].



(a) Pas d'obstacle détecté

(b) Détection d'un obstacle positif

(c) Détection d'un obstacle négatif

Fig. 1: Détection des bords de trottoir.

Comme présenté en Fig. 1, soient

- d_i la distance mesurée par le capteur s_i,
- h_{s_i} la hauteur du capteur s_i par rapport au sol,
- φ_i l'orientation du capteur par rapport à la verticale,
- h_{i_n} la hauteur de l'obstacle négatif,
- h_{i_p} la hauteur de l'obstacle positif,
- $H_{i_n} = h_{s_i} + h_{i_n}$ la hauteur du capteur s_i par rapport au niveau de l'obstacle négatif,
- $H_{i_p} = h_{s_i} - h_{i_p}$ la hauteur du capteur s_i par rapport au niveau de l'obstacle positif.

On distingue 3 cas pour la détection:

1) si on définit h_{i_p} comme la hauteur minimum de l'obstacle positif détecté, alors un obstacle positif est détecté quand

$$d_i < d_{i_p} = \frac{h_{s_i} - h_{i_p}}{\cos(\varphi_i)} = \frac{H_{i_p}}{\cos(\varphi_i)},$$

alors la distance du capteur à l'obstacle est définie comme

$$x_i = d_i \sin(\varphi_i).$$

2) si on définit h_{i_n} comme la hauteur minimum de l'obstacle négatif détecté, alors un obstacle négatif est détecté quand

$$d_i > d_{i_n} = \frac{h_{s_i} + h_{i_n}}{\cos(\varphi_i)} = \frac{H_{i_n}}{\cos(\varphi_i)},$$

alors la distance du capteur à l'obstacle est définie comme

$$x_i = h_{s_i} \cos(\varphi_i).$$

3) tant que le distance d_i mesurée par le capteur s_i est telle que $d_{i_p} \leq d_i \leq d_{i_n}$, on peut considérer qu'aucun obstacle n'est détecté. Alors, la distance du capteur à l'obstacle est définie par $x_i = x_m$ avec x_m la distance maximum qu'un capteur peut mesurer.

III. Solution d'assistance à la navigation

Dans un précédent article, nous avons présenté une approche d'assistance à la conduite de FRE semi-autonome sous la forme d'un évitement d'obstacles par une adaptation progressive de la trajectoire du FRE [15]. Jusqu'ici, nous avons restreint l'application de cette méthode la navigation en intérieur car celle-ci ne reposait que sur la détection d'obstacles positifs. Ici, bien que la méthode repose sur le même principe, nous précisons les calculs des contraintes sur les vitesses linéaire et angulaire du FRE déduites des mesures des capteurs de distance. En particulier, nous précisons les calculs d'estimation de l'orientation de l'obstacle détecté. Cette information supplémentaire permet d'effectuer une correction de la trajectoire plus confortable pour l'utilisateur à l'approche d'un obstacle.

A. Modèle

Comme présenté sur la Fig. 2, on définit les notations suivantes, soient

- $\mathbf{u} = \begin{bmatrix} u & \omega \end{bmatrix}^T$ la vitesse du FRE robotisé avec u et ω respectivement la vitesse linéaire et la vitesse angulaire,
- $\mathbf{v}_{s_i} = \begin{bmatrix} u_{s_i} & \omega_{s_i} \end{bmatrix}^T$ la vitesse du capteur s_i avec u_{s_i} et ω_{s_i} respectivement la vitesse linéaire et la vitesse angulaire du capteur s_i,
- x_i la distance du capteur s_i à l'obstacle,
- θ_i l'orientation du capteur s_i par rapport à l'axe Z_r du FRE robotisé,
- x_i^* la distance autorisée minimum du capteur s_i à l'obstacle,
- $e_{s_i} = x_i - x_i^*$ l'erreur entre x_i et x_i^*,
- α_i l'angle formé par l'axe X_i du capteur s_i et la perpendiculaire à l'obstacle détecté.

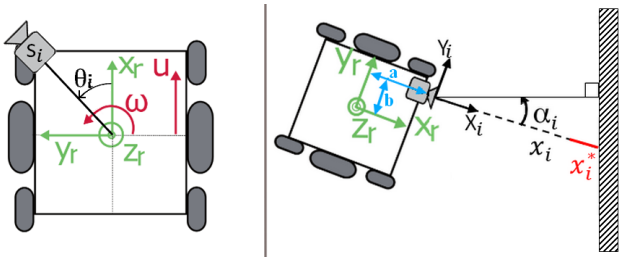


Fig. 2: Définition du repère du FRE robotisé.

La translation entre le repère du capteur s_i et le repère du FRE est donnée par ${}^{s_i}\mathbf{t}_r = \begin{bmatrix} a & b & 0 \end{bmatrix}^T$ avec a et b définis sur la Fig. 2. La matrice de rotation du repère du capteur s_i par rapport au repère du FRE robotisé ${}^{s_i}\mathbf{R}_r$ est donnée par

$$ {}^{s_i}\mathbf{R}_r = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & \sin\theta_i & 0 \\ -\sin\theta_i & \cos\theta_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1) $$

Avec ${}^{s_i}\mathbf{R}_r$ et ${}^{s_i}\mathbf{t}_r$, la matrice de transformation est donnée par

$$ {}^{s_i}\mathbf{W}_r = \begin{bmatrix} {}^{s_i}\mathbf{R}_r & [{}^{s_i}\mathbf{t}_r]_\times {}^{s_i}\mathbf{R}_r \\ \mathbf{0}_{3\times 3} & {}^{s_i}\mathbf{R}_r \end{bmatrix}. \quad (2) $$

avec $[\ ]_\times$ l'expression de la matrice antisymétrique. La vitesse du capteur s_i dans le repère capteur $\mathbf{v}_{s_i}$ est obtenue à partir de la vitesse du fauteuil $\mathbf{u}$ dans le repère fauteuil à partir de

$$ \mathbf{v}_{s_i} = {}^{s_i}\mathbf{T}_r \mathbf{u}, \quad (3) $$

avec

$$ {}^{s_i}\mathbf{T}_r = {}^{s_i}\mathbf{W}_r {}^{r}\mathbf{J}_r, \quad (4) $$

où ${}^{r}\mathbf{J}_r$ est la jacobienne du fauteuil exprimée dans le repère du fauteuil :

$$ {}^{r}\mathbf{J}_r = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T. \quad (5) $$

Cela mène à

$$ {}^{s_i}\mathbf{T}_r = \begin{bmatrix} T_{v_0} & T_{v_1} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ T_{w_0} & T_{w_1} & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T \quad (6) $$

avec

$$ \begin{cases} T_{v_0} = \cos(\theta_i) \\ T_{v_1} = \sin(\theta_i) \\ T_{w_0} = -b\cos(\theta_i) + a\sin(\theta_i) \\ T_{w_1} = a\cos(\theta_i) + b\sin(\theta_i). \end{cases} \quad (7) $$

B. Asservissement basé capteur

Comme présenté dans [15], on peut définir une matrice d'interaction $\mathbf{L}_{x_i}$ pour chaque capteur s_i telle que

$$ \dot{x_i} = \mathbf{L}_{x_i} \mathbf{v}_{s_i}. \quad (8) $$

La matrice d'interaction $\mathbf{L}_{x_i}$ qui est introduite et définie dans [16] et [17], est telle que

$$ \mathbf{L}_{x_i} = \begin{bmatrix} -1 & tan(\alpha_i) & 0 & 0 & 0 & x_i \tan(\alpha_i) \end{bmatrix}, \quad (9) $$

avec α_i l'angle formé par l'axe X_i du capteur s_i et la perpendiculaire à l'obstacle détecté (Fig. 2).

À partir de la seule distance mesurée par le capteur s_i, il n'est pas possible de déterminer l'orientation de l'obstacle détecté. Alors, en considérant que l'obstacle détecté par le capteur s_i est perpendiculaire à l'axe X_i du capteur s_i, on approxime $\alpha_i \simeq 0$ pour le calcul de la matrice d'interaction $\mathbf{L}_{x_i}$. Cela mène à

$$ \mathbf{L}_{x_i} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (10) $$

Afin de corriger la trajectoire du fauteuil, on contraint la distance x_i mesurée par le capteur s_i avec une valeur minimum λe_{s_i} avec $\lambda > 0$. On obtient alors

$$ \mathbf{L}_{x_i} {}^{s_i}\mathbf{T}_r \mathbf{u} \geq -\lambda e_{s_i}. \quad (11) $$

En utilisant les équations (4) et (10), on obtient

$$ \mathbf{L}_{x_i} {}^{s_i}\mathbf{T}_r \mathbf{u} = -\begin{bmatrix} T_{v_0} & T_{w_0} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \omega \end{bmatrix}, \quad (12) $$

Alors, l'inégalité (11) peut être ré-écrite comme suit

$$ \mathbf{A}_i \mathbf{u} \geq B_i \quad (13) $$

avec $\mathbf{A}_i = \mathbf{L}_{x_i} {}^{s_i}\mathbf{T}_r = \begin{bmatrix} -T_{v_0} & -T_{w_0} \end{bmatrix}$ et $B_i = -\lambda e_{s_i}$. On définit alors un demi-plan dans le domaine des vitesses du fauteuil (u, ω) représenté en vert sur la Fig. 3.

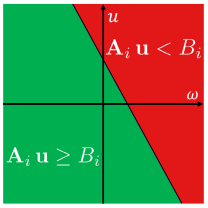


Fig. 3: Demi-plan calculé dans le plan (u, ω) à partir de la contrainte déduite de la distance mesurée par le capteur s_i.

C. Cas particulier des capteurs montés aux coins du fauteuil

La configuration géométrique aux coins du fauteuil permet d'utiliser les informations de distance mesurées par les capteurs voisins du capteur s_i afin d'estimer l'orientation α_i de l'obstacle détecté. Cette estimation n'est cependant pas prise en compte dans le calcul de la matrice d'interaction $\mathbf{L}_{x_i}$ mais est plutôt utilisée pour modifier virtuellement l'orientation du capteur s_i pour que son axe X_i soit perpendiculaire à l'obstacle.

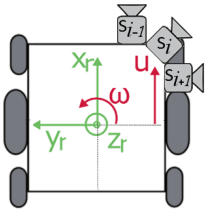


Fig. 4: Configuration des capteurs au coin du fauteuil.

Alors, on place 3 capteurs à chaque coin du fauteuil avec la configuration présentée sur la Fig. 4. On peut calculer l'orientation de l'obstacle détecté par le capteur de coin s_i en calculant les distances mesurées par les 3 capteurs s_{i-1}, s_i et s_{i+1} (Fig. 4). On obtient l'estimation $\hat{\alpha_i}$ de α_i avec une moyenne pondérée par l'inverse des distances mesurées :

$$ \hat{\alpha_i} = \frac{1}{\sum_{j=i-1}^{i+1} \frac{1}{x_j}} \sum_{j=i-1}^{i+1} \frac{\theta_j - \theta_i}{x_j}. \quad (14) $$

Grâce à cette information supplémentaire, on peut définir une nouvelle matrice $\mathbf{A}'_i$ qui prend en compte $\hat{\alpha_i}$ telle que

$$ \mathbf{A}'_i = \begin{bmatrix} -T'_{v_0} & -T'_{w_0} \end{bmatrix} \quad (15) $$

avec

$$\begin{cases} T'_{v_0} = T_{v_0}\cos(\hat{\alpha}_i) + T_{v_1}\sin(\hat{\alpha}_i) \\ T'_{w_0} = T_{w_0}\cos(\hat{\alpha}_i) + T_{w_1}\sin(\hat{\alpha}_i). \end{cases} \quad (16)$$

Alors, on estime α_i pour chaque capteur de coin s_i en utilisant les mesures de distance des 3 capteurs formant les modules de détection montés à chaque coin du fauteuil.

Cela permet de ré-écrire le problème de la manière suivante

$$\begin{cases} \mathbf{A}'_i\,\mathbf{u} \geq B_i, \text{ si } s_i \text{ es un capteur d'angle} \\ \mathbf{A}_i\,\mathbf{u} \geq B_i, \text{ sinon,} \end{cases} \quad (17)$$

avec

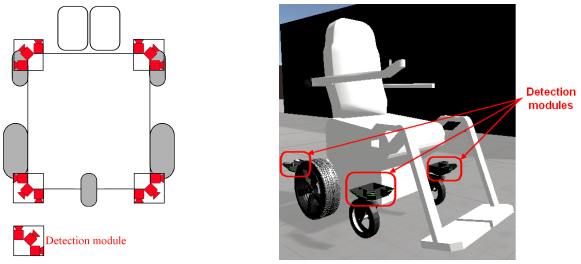
- $\mathbf{A}_i = \begin{bmatrix} -T_{v_0} & -T_{w_0} \end{bmatrix}$ définissant le demi-plan correspondant à la contrainte déduite du capteur s_i dans le plan (u, ω),
- $\mathbf{A}'_i = \begin{bmatrix} -T'_{v_0} & -T'_{w_0} \end{bmatrix}$ définissant un demi-plan adapté pour les capteurs de coin en utilisant l'estimation $\hat{\alpha}_i$ de l'orientation α_i de l'obstacle détecté,
- B_i = -λe_{s_i}.

IV. Simulations

Dans cette section, nous présentons les résultats d'une mise en situation effectuée sur le simulateur de conduite de FRE que nous avons présenté dans [18].

A. Configuration de la simulation

Dans le cadre des travaux présentés ici, le simulateur a été utilisé comme plateforme de développement et tests pour la solution d'assistance à la navigation sur trottoir.



(a) Configuration des capteurs. (b) FRE virtuel.

Fig. 5: Configuration du FRE virtuel pour la simulation.

Le FRE virtuel (Fig. 5b) est ici équipé d'un total de 12 capteurs de distance répartis en 4 modules de détection placés aux coins du FRE virtuel (Fig. 5a). Comme représenté en Fig. 6, l'environnement virtuel consiste en un trottoir en forme de "L" de 15 cm de hauteur, 1.2 m de largeur et 5 m de longueur avec un tournant à droite. Les paramètres de vitesse du FRE ont été fixés à une vitesse linéaire maximum de $0.5\,m.s^{-1}$ et une vitesse angulaire maximum de $0.5\,rad.s^{-1}$.

B. Résultats de la simulation

La position initiale du FRE virtuel est représentée en Fig. 6. Afin de montrer les propriétés de la solution d'aide à la navigation proposée, les commandes en vitesse linéaire et angulaire sont imposées constantes et fixées aux valeurs maximum soit une commande en vitesse linéaire de $0.5\,m.s^{-1}$ et

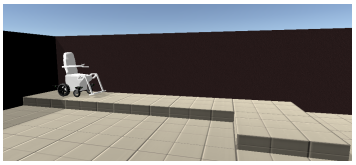
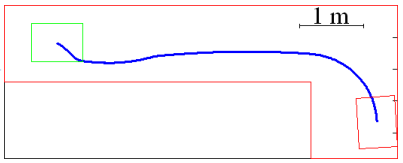
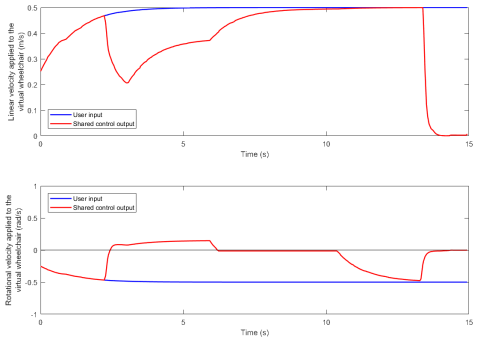


Fig. 6: Environnement virtuel pour la simulation.

une commande en vitesse angulaire de $0.5\,rad.s^{-1}$. Le FRE reçoit donc comme consigne de se diriger en avant et vers la droite.



(a) Trajectoire du fauteuil virtuel en simulation



(b) Vitesses linéaires et angulaires appliquées au fauteuil virtuel

Fig. 7: Résultats de la simulation: (a) Trajectoire du fauteuil virtuel dans l'environnement virtuel. Les rectangles représentent le fauteuil en position initiale (en vert) et en position finale (en rouge). (b) Vitesses linéaires et angulaires imposées au fauteuil virtuel (en bleu), vitesses appliquées par le système d'assistance à la navigation (en rouge).

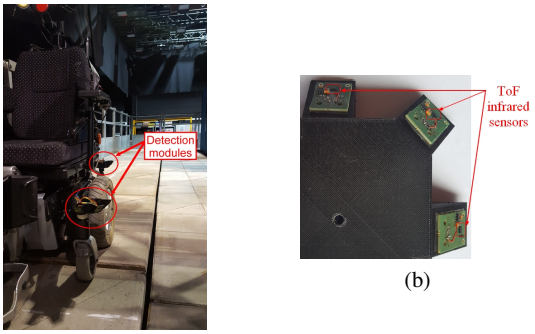
Au départ, aucun obstacle négatif n'est détecté donc le fauteuil se dirige vers le bord du trottoir, les commandes envoyées au fauteuil virtuel sont les commandes imposées, elles ne sont alors pas modifiées par le système d'assistance à la conduite. Ensuite, quand le bord du trottoir est détecté, la vitesse linéaire décroît progressivement et la vitesse angulaire est modifiée afin d'éviter la chute. Lorsque le fauteuil virtuel est parallèle au bord du trottoir, seule la contrainte sur la vitesse angulaire est maintenue, la vitesse linéaire augmente car il n'y a plus de danger dans cette direction. La vitesse angulaire est maintenue à zéro tant qu'un bord de trottoir est détecté sur la droite du fauteuil. Ensuite, lorsque le fauteuil arrive sur le tournant à 90° vers la droite, la contrainte sur la vitesse angulaire est relâchée. Le fauteuil se stoppera enfin lorsqu'un bord de trottoir sera détecté devant le fauteuil et sur sa gauche, contraignant au maximum la vitesse linéaire ainsi que la vitesse angulaire. En effet, dans cette configuration, si un bord de trottoir est détecté sur la gauche alors que le fauteuil a pour consigne de tourner à droite, la vitesse

angulaire est contrainte car l'arrière du fauteuil est trop proche du bord du trottoir.

V. Expérience

A. Prototype

Nous avons testé la solution d'assistance à la navigation sur un fauteuil roulant électrique Typhoon II d'Invacare. L'algorithme est exécuté sur un ordinateur embarqué Beagle-Bone Black (AM335x 1GHz ARM Cortex-A8 processor) utilisant ROS sous Linux. Pour cette expérience, les vitesses linéaire et angulaire du fauteuil étaient fixées aux valeurs maximum de $0.25m/s$ et $0.625rad/s$ respectivement.



(a) (b)

Fig. 8: (a) Fauteuil roulant électrique équipé de prototypes de modules de détection. (b) Prototype de module de détection (vu du dessous). Chaque module de détection est formé de 3 capteurs infrarouges ToF inclinés de $45°$ par rapport à la verticale.

Pour la détection, nous avons utilisé les capteurs infrarouge Time-of-Flight (ToF) VL53L0X de STMicroelectronics. Contrairement aux capteurs infrarouges conventionnels, ces capteurs sont peu coûteux et mesurent la distance quelle que soit la réflectance de la cible. L'ordinateur embarqué Beagle-Bone Black utilise un bus I2C pour le contrôle des capteurs et le transfert de données.

B. Environnement de l'expérience

La solution d'assistance à la navigation proposée ici a été testée au laboratoire PAMELA de l'UCL (Pedestrian Accessibility Mobility and Environment Laboratory), qui est une plateforme constituée de 36 modules qui peuvent être agencés pour simuler des environnements urbains. Pour cette expérience, nous avons organisé les modules de façon à avoir un trottoir de 15 cm de hauteur, 1.2 m de largeur et 8 m de longueur (Fig. 9).

C. Résultats de l'expérience

Un exemple de résultat obtenu lors d'un essai sur la plateforme du laboratoire PAMELA est présenté sur la Fig. 10. Pendant ces essais, contrairement à la simulation, les commandes n'étaient pas imposées au fauteuil puisqu'un utilisateur était installé dans le fauteuil.

Dans le cas de l'essai dont les résultats sont présentés sur la Fig. 10, l'utilisateur donne tout d'abord une commande

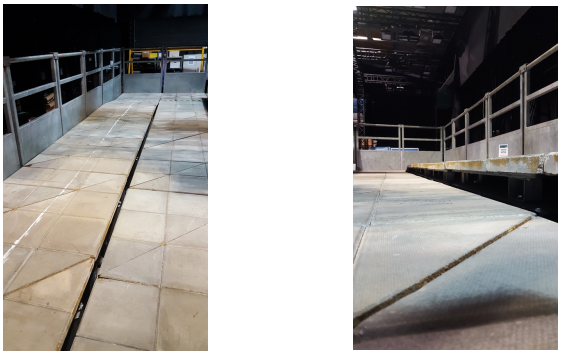


Fig. 9: Environnement pour les tests de la solution sur la plateforme PAMELA.

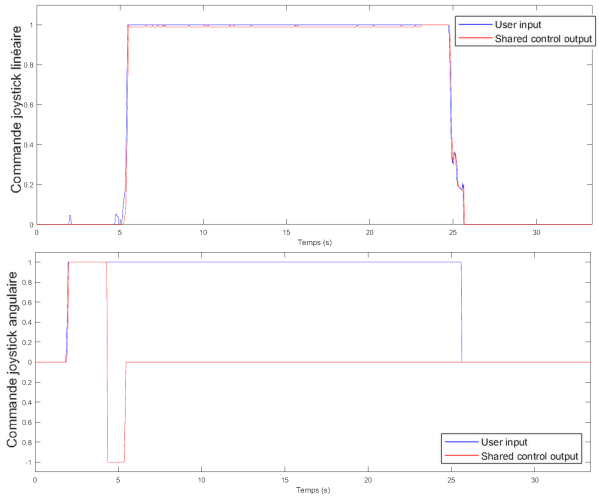


Fig. 10: Résultats de l'expérience : commandes joystick de l'utilisateur (bleu) et calculées par le système d'assistance à la navigation (rouge).

joystick en rotation vers le bord du trottoir sans appliquer de commande linéaire. Tant que le bord du trottoir n'est pas détecté, la commande joystick de l'utilisateur est directement appliquée au fauteuil. Puis lorsque le bord du trottoir est détecté, la commande joystick est modifiée par le système à l'opposé pour repositionner le fauteuil dans la bonne orientation par rapport au bord du trottoir (i.e. parallèle au bord du trottoir) puis est remise à zéro. Après cela, l'utilisateur maintient une commande joystick angulaire vers le trottoir et applique en même temps une commande linéaire vers l'avant. La commande calculée par l'algorithme d'assistance à la conduite puis envoyée au fauteuil est donc la suivante : la rotation n'est pas permise et est donc maintenue à zero mais aucun obstacle n'est détecté devant le fauteuil donc celui-ci peut suivre le trottoir, la commande linéaire appliquée par l'utilisateur est donc directement appliquée au fauteuil. Le fauteuil suit ensuite le bord du trottoir en restant parallèle à celui-ci.

D. Discussion

Cette première expérience qui a été menée dans la laboratoire PAMELA nous a permis d'équiper notre système sur un fauteuil de série. Cette méthode a pour l'instant des

limitations telles que l'absence d'assistance sur un dénivelé progressif (i.e. une rampe) et le caractère "tout ou rien" de la détection. Cela cause un comportement peu confortable pour l'utilisateur et reste l'inconvénient majeur car la correction des vitesses du fauteuil n'est pas suffisament progressive. Malgré cela, la correction est tout de même effective, ce qui apporte une preuve de concept de notre méthode. Ce constat nous permet d'envisager de continuer nos travaux afin de fournir une correction de trajectoire plus souple. Pour ce faire, nos futurs travaux porteront notamment sur le calcul d'une matrice d'interaction dédiée pour chaque capteur prenant en compte l'orientation du sol.

VI. Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté une solution d'aide à la conduite de FRE sous la forme d'un suivi de trottoir. Alors que la loi de commande repose sur le même principe que la solution d'aide à la navigation en FRE sous la forme d'évitement de collisions présentée dans [19], le caractère innovant de notre approche repose sur la méthode de détection des dénivelés autour du FRE pendant la navigation. La commande de l'utilisateur est fusionnée avec les contraintes déduites de la distance entre chaque capteur et l'obstacle négatif détecté. Un contrôle partagé avec l'utilisateur est alors introduit progressivement à l'approche du bord d'un trottoir. Le comportement du système en simulation ainsi qu'embarqué sur un FRE de série donne une preuve de concept de notre méthode tout en en montrant les faiblesses que nous adresserons dans de futurs travaux notamment en calculant une matrice d'interaction dédiée pour chaque capteur prenant en compte l'orientation du sol afin de détecter avec plus de précisions les différences d'élévation du sol et apporter une aide à la navigation sur les rampes. En faisant cela, nous espérons élargir les possiblités d'assistance de notre méthode afin de passer d'une solution restreinte à la navigation sur trottoir à une méthode d'assistance à la navigation dans un environnement extérieur. La méthode présentée dans cet article est peu coûteuse en ressources de calcul et indépendante du type de capteur de mesure de distance utilisé. De plus, ces travaux montrent la généricité de notre solution d'aide à la navigation.

Remerciements

Nos remerciements vont à Chinemelu Ezeh, Nikos Papadosifos et Tatsuto Suzuki pour leur aide dans la préparation de la plateforme du laboratoire PAMELA pour l'expérience. Un grand merci également à Éric Bazin du laboratoire IETR à INSA Rennes qui a été d'une grande aide pour le développement. Ces travaux ont été soutenus par l'Inria dans le cadre de l'équipe associée ISI4NAVE ainsi que l'Institut des Neurosciences Cliniques de Rennes (INCR). Ce travail est financé dans le cadre du projet INTERREG VA FMA ADAPT Assistive Devices for empowering disAbled People through robotic Technologies http://adapt-project.com/index.php. Le Programme FMA est un programme de Coopération Territoriale Européenne qui vise à financer des projets de coopération ambitieux dans la région frontalière entre la France et l'Angleterre. Le Programme est financé par le Fonds Européen de Développement Régional (FEDER).

References

[1] W.-Y. Chen, Y. Jang, J.-D. Wang, W.-N. Huang, C.-C. Chang, H.-F. Mao, and Y.-H. Wang, "Wheelchair-related accidents: relationship with wheelchair-using behavior in active community wheelchair users," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 92, no. 6, pp. 892–898, 2011.

[2] M. Burhanpurkar, M. Labb, C. Guan, F. Michaud, and J. Kelly, "Cheap or robust? the practical realization of self-driving wheelchair technology," in *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, July 2017, pp. 1079–1086.

[3] E. Baklouti, N. B. Amor, and M. Jallouli, "Autonomous wheelchair navigation with real time obstacle detection using 3d sensor," *automatika*, vol. 57, no. 3, pp. 761–773, 2016.

[4] A. Kokosy, T. Floquet, G. Howells, H. Hu, M. Pepper, and C. Donz, "SYSIASS An Intelligent Powered Wheelchair," in *Proc. of International Conference on Systems and Computer Science*, 2012.

[5] O. Horn, "Smart wheelchairs: Past and current trends," in *2012 1st International Conference on Systems and Computer Science (ICSCS)*, Aug 2012, pp. 1–6.

[6] C. Ezeh, P. Trautman, L. Devigne, V. Bureau, M. Babel, and T. Carlson, "Probabilistic vs linear blending approaches to shared control for wheelchair driving," in *IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, ICORR'17*, 2017.

[7] C. Löfqvist, C. Pettersson, S. Iwarsson, and A. Brandt, "Mobility and mobility-related participation outcomes of powered wheelchair and scooter interventions after 4-months and 1-year use," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 7, no. 3, pp. 211–218, 2012.

[8] K. Samuelsson and E. Wressle, "Powered wheelchairs and scooters for outdoor mobility: a pilot study on costs and benefits," *Disability and Rehabilitation: AT*, vol. 9, no. 4, pp. 330–334, 2014.

[9] B. Alexandra Korotchenko and P. Alex Mihailidis PhD, "Power mobility with collision avoidance for older adults: User, caregiver, and prescriber perspectives," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 50, no. 9, p. 1287, 2013.

[10] J. Larson and M. Trivedi, "Lidar based off-road negative obstacle detection and analysis," in *Intelligent Transportation Systems (ITSC), 2011 International IEEE Conference on*. IEEE, 2011, pp. 192–197.

[11] A. Murarka, M. Sridharan, and B. Kuipers, "Detecting obstacles and drop-offs using stereo and motion cues for safe local motion," in *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2008, pp. 702–708.

[12] R. Simpson, E. LoPresti, S. Hayashi, I. Nourbakhsh, and D. Miller, "The smart wheelchair component system," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 41, no. 3B, p. 429, 2004.

[13] H. W. Ka, R. Simpson, and Y. Chung, "Intelligent single switch wheelchair navigation," *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, vol. 7, no. 6, pp. 501–506, 2012.

[14] J. M. Coughlan and H. Shen, "Terrain analysis for blind wheelchair users: Computer vision algorithms for finding curbs and other negative obstacles." in *CVHI*, 2007.

[15] L. Devigne, V. K. Narayanan, F. Pasteau, and M. Babel, "Low complex sensor-based shared control for power wheelchair navigation," in *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2016 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2016, pp. 5434–5439.

[16] B. Espiau, F. Chaumette, and P. Rives, "A new approach to visual servoing in robotics," *ieee Transactions on Robotics and Automation*, vol. 8, no. 3, pp. 313–326, 1992.

[17] J. R. Azinheira and P. Rives, "Image-based visual servoing for vanishing features and ground lines tracking: Application to a uav automatic landing," *International Journal of Optomechatronics*, vol. 2, no. 3, pp. 275–295, 2008.

[18] L. Devigne, M. Babel, F. Nouviale, V. Narayanan, F. Pasteau, and P. Gallien, "Design of an immersive simulator for assisted power wheelchair driving," in *IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, ICORR'17*, 2017.

[19] M. Babel, F. Pasteau, S. Guégan, P. Gallien, B. Nicolas, B. Fraudet, S. Achille-Fauveau, and D. Guillard, "HandiViz project: clinical validation of a driving assistance for electrical wheelchair," in *IEEE Workshop On Advanced Robotics And Its Social Impacts (ARSO)*, Lyon, France, Jul. 2015.

Indicateurs de performance en apprentissage de conduite de fauteuil roulant électrique

Yann Morère, Guy Bourhis, Hicham Zatla†, Amine Hadj-Abdelkader†,
Georges Guilmois‡, Kévin Cosnuau‡,Emmanuelle Blangy‡, Émilie Rumilly‡

LCOMS, Université de Lorraine 7, rue Marconi. 57070 Metz-Technopole, France.
(yann.morere,guy.bourhis)@univ-lorraine.frTéléphone : +33 (0)3 87 54 70 87, Fax : +33 (0)3 87 54 73 01
†*Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT), Université de Tlemcen 13000, Algérie.*
‡*Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants, IRR de Nancy, 54630 Flavigny sur Moselle*
georges.guilmois@ugecamne.fr Téléphone : +33 (0)3 83 26 81 09, Fax : +33 (0)3 83 26 81 19

***Résumé*— Le fauteuil roulant électrique (FRE) s'est imposé comme une aide technique à la mobilité indispensable pour des personnes atteintes de déficiences motrices sévères. Une évaluation des capacités de conduite est importante afin d'identifier leurs difficultés quotidiennes. Cependant, certaines limites sont associées à l'évaluation en situation réelle. L'utilisation d'un simulateur offre une flexibilité pour évaluer en toute sécurité les performances de conduite d'un individu dans des environnements variés. Il permet de mesurer de nombreuses variables impliquées dans le processus de conduite, qui peuvent ensuite être utilisées pour calculer des indicateurs de performance. Les principaux objectifs de cette étude sont d'évaluer les capacités de conduite extérieure des utilisateurs de FRE et définir de nouveaux critères objectifs pour évaluer leurs performances de conduite. L'étude s'est déroulée au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants de Flavigny sur Moselle et a impliqué un groupe de 12 enfants et jeunes adultes atteints de paralysie cérébrale. Les essais ont été menées à l'aide de ViEW (Virtual Electric Wheelchair), un simulateur de FRE conçu dans notre laboratoire. Les indicateurs de performance calculés à partir des données de simulation ont donné des résultats positifs et peuvent être un outil de décision précieux pour les ergothérapeutes.**

***Mots clés*— Fauteuil roulant électrique, simulateur 3D, réalité virtuelle, évaluation, apprentissage.**

I. Introduction

Le fauteuil roulant électrique (FRE) est devenu une technologie d'aide à la mobilité essentielle pour les personnes ayant une déficience motrice, peu importe la pathologie (paralysie cérébrale, sclérose en plaques, myopathie, etc.). Comme tout moyen de locomotion, le FRE peut être dangereux pour les autres personnes et le conducteur lui-même s'il n'est pas correctement maîtrisé. Son utilisation optimale et la sécurité de l'utilisateur impliquent d'évaluer les capacités fonctionnelles de ce dernier au moment de la prescription du FRE, ou, pour les jeunes enfants, lors de l'apprentissage de la conduite. Ces tests de conduite sont à la fois nécessaires et indispensables. Cependant les handicaps affectant la composante motrice de la conduite, soulèvent des problèmes de sécurité lors des expériences en situation réelle. L'extraction de paramètres quantitatifs est réalisable mais nécessite des modifications du FRE. Le coût et la complexité de ce type d'adaptation ont été des facteurs déterminants pour le développement de simulateurs de FRE.

Après un rapide état de l'art sur les simulateurs de FRE, nous présenterons le simulateur ViEW utilisé dans cette étude. Nous décrivons ensuite le test de conduite en environnement extérieur, réalisé à la fois en simulation et en situation réelle. Cette étude a impliqué un groupe de 12 participants : enfants et jeunes adultes atteint de paralysie cérébrale.

Nos objectifs sont d'évaluer les capacités de conduite en extérieur et de définir de nouveaux indicateurs objectifs de performances de conduite calculés à partir des données recueillies lors des séances d'entraînement en simulation. Ainsi l'utilisation combinée d'un simulateur et d'indicateurs de performances pourrait constituer un outil de prise de décision efficace pour les thérapeutes en réadaptation et les ergothérapeutes qui évaluent l'utilisation des FRE pour leurs patients.

II. Simulateurs d'aide à la mobilité

A. Simulateurs et applications

Les premiers simulateurs ont été développés au début des années 1990 [1], [2], [3]. Même si un nombre important de projets sont présents dans la littérature, la plupart de ces simulateurs ne sont pas utilisés dans un contexte de réadaptation. Alors que les applications pour les simulateurs de fauteuils roulants sont variées, la plus courante est la formation des conducteurs [4], [5], [6], [7], [8].

Plus généralement, le simulateur de FRE est considéré comme un outil permettant de concevoir et tester des nouvelles fonctionnalités d'assistance [9], [10], [11] et de sélectionner les caractéristiques ou paramètres à appliquer au fauteuil pour répondre aux besoins spécifiques de chacun [12].

B. Indicateurs de performances

Un système de mesures simples fournissant diverses indications sur la performance de conduite à travers les données acquises est l'un des principaux avantages de l'utilisation d'un simulateur. La nature de ces indicateurs peut être très differente : durée de la tâche de conduite, nombre de mouvements sur le joystick [13], analyse spectrale de ces mouvements [14], vitesse moyenne, écart moyen par rapport à une référence [15] ou par rapport à une trajectoire optimale [14], la longueur d'une trajectoire ou le nombre de collisions [16]. [17] ont validé 4 critères de performance (temps, vitesse, nombre de collisions, erreur quadratique moyenne à partir d'une trajectoire de référence) pour évaluer les compétences de conduite en FRE. Dans une étude réalisée en 2013 [8],

les auteurs ont utilisé le temps d'achèvement des tâches pour prouver que l'entraînement à l'aide d'un simulateur est un moyen efficace pour les utilisateurs d'apprendre à utiliser un vrai FRE. Une étude a examiné plusieurs critères de performance [18] en utilisant le nombre de mouvements sur le joystick, le temps de parcours et la variabilité directionnelle moyenne pour différencier les compétences de conduite en FRE. Dans un travail précédent [19], nous avons utilisé le temps de parcours, la moyenne et l'écart type des trajectoires, l'analyse fréquentielle des données d'angle du joystick pour évaluer l'apport d'un joystick à retour de force dans la conduite du FRE par des enfants avec des incapacités motrices. Les indicateurs de performance peuvent être complétés par une évaluation subjective composée de questionnaires ou d'échelles d'évaluation fonctionnelle [20].

C. Simulateur ViEW

Les simulateurs existants n'offrant pas un accès simple aux données de simulation pour une analyse plus approfondie, nous avons choisi de développer notre propre outil : ViEW (Virtual Electric Wheelchair). Au besoin, ce simulateur pourra être adapté au contexte spécifique de centres de réadaptation (organes de commande, exercices, fonctionnalités, environnement, etc.). Notre simulateur a plusieurs objectifs : entraînement de conduite sécuritaire, évaluation des compétences de conduite lors de prescription de FRE, aide au paramétrage des réglages du fauteuil et test de nouvelles fonctionnalités. Afin de faciliter la diffusion dans les centres de réadaptation, nous avons concentré notre développement sur la partie logicielle. Par conséquent, le système est composé d'un ordinateur, de son écran et du dispositif de commande. Ce dernier a été conçu sur la base d'un vrai joystick de FRE que nous avons modifié en remplaçant les dispositifs électroniques d'origine par les nôtres afin de maîtriser la connexion à notre simulateur. Pour simuler au mieux le comportement d'un vrai fauteuil roulant, nous avons modélisé trois architectures différentes de motorisation : propulsion, traction et motorisation central. Nous avons utilisé un modèle physique du fauteuil pour prendre en compte la gravité, l'inertie, l'accélération et les frottements qui régissent les déplacements dans la réalité. Comme dans le cas de vrais FRE, le déplacement est généré par des couples appliqués aux roues motrices et définit par le joystick (cf. [19]). Nous avons également amélioré l'immersion de l'utilisateur en affichant un prolongement animé de son bras dans l'environnement virtuel. L'importance d'ajouter une représentation visuelle du corps (ou d'une partie du corps de l'utilisateur) dans la scène virtuelle est qu'elle induit la présence de l'utilisateur [21].

D. Transférabilité au monde réel

Travailler en simulation soulève une question importante : les expériences menées avec les outils virtuels sont-elles équivalentes à celles réalisées en réalité ? L'objectif est de pouvoir transposer les résultats de la simulation à des situations réelles dans le contexte de la formation des conducteurs. Les environnements virtuels utilisés dans la simulation de FRE doivent être les plus fidèles possibles au monde réel, afin que les utilisateurs se perçoivent comme interagissant en temps réel avec l'environnement et son contenu. Cependant, cela conduit à la question du compromis entre le coût et la complexité du système [18], [22], [23] : choix de la plate-forme mécanique et types d'information renvoyée par exemple. Plusieurs études suggèrent que cela est possible [24], [25]. Il a été montré, par exemple, par [16] qu'un programme de physiothérapie utilisant un simulateur a réduit l'impact de l'hémineglligence sur la mobilité de l'utilisateur.

III. Méthodes

A. Contexte de l'étude

L'étude s'est déroulée au Centre de Médecine Physique et de Réadaptation pour Enfants de Flavigny sur Moselle et a été motivée par le besoin pratique des ergothérapeutes : définir une méthode pour évaluer en toute sécurité les compétences de conduite extérieure de leurs patients. L'évaluation servirait de «permis de conduire» de FRE. Sur ce site très étendu, les patients doivent conduire leur FRE tout au long de la journée entre différents bâtiments (école, résidence, centre de réhadaptation, cafétéria, etc.). Cet environnement extérieur réel n'est pas adapté aux fauteuils roulants : ils partagent la route avec les voitures et les sentiers avec les piétons ce qui peut entraîner des problèmes de sécurité. Dans ce contexte, nous avons réalisé une expérience pour évaluer l'impact de la formation en conduite sur simulateur sur les compétences de conduite réelle des patients (compréhension et respect des règles, attention, vigilance et planification des trajectoires). La simulation devient alors le support d'apprentissage permettant aux sujets de s'entraîner sans risque.

B. Population sélectionnée

12 participants (enfants et jeunes adultes) ont été sélectionnés pour participer à l'étude. Le sélection des sujets est basée sur les critères suivants : âge (de 8 à 24 ans), sexe (masculin et féminin), pathologie (paralysie cérébrale CP), GMFCS [26] (Gross Motor Function Classification System : système de classification qui représente les capacités et les limitations des sujets en termes de fonction motrice) et MACS [27] (Système de classification des capacités manuelles décrivant comment les enfants atteints de paralysie cérébrale manipulent leurs objets en activités quotidiennes). Pour les deux systèmes de classification, il existe 5 niveaux définis allant de 1 (limitations faibles) à 5 (limitations sévères). La valeur maximale pour l'inclusion dans notre étude a été fixée à 4 pour MACS et GMFCS. Les sujets présentant des limitations sévères et des déficits moteurs ont été exclus de l'étude parce qu'ils ne pouvaient pas utiliser correctement le joystick. Le tableau I décrit les caractéristiques de la population sélectionnée. Nous avons ensuite divisé les participants en deux groupes : 4 sujets qui n'avaient jamais utilisé un FRE (groupe A), et 8 sujets ayant déjà des compétences dans le conduite en intérieur (groupe B). L'étude et les tests réalisés ont été validés par le comité d'éthique de l'Institut régional de réadaptation de Nancy (IRR).

C. Environnement virtuel et scénarios

Un environnement virtuel a été spécialement conçu pour les besoins de cette étude (cf. Figure 1).

Le parcours global choisi pour la formation et l'évaluation en simulation a été calqué sur les trajets les plus utilisés reliant les différents bâtiments du centre. Il est divisé en 3 sections reflétant des itinéraires d'un bâtiment à un autre. La simulation a été divisée en 7 niveaux de difficulté croissante (N0-N6) :

TABLE I
CARACTÉRISTIQUES DE LA POPULATION ÉTUDIÉE (CP : CEREBRAL PALSY (PARALYSIE CÉRÉBRALE), MACS : MANUAL ABILITY CLASSIFICATION SYSTEM, GMFCS : GROSS MOTOR FUNCTION CLASSIFICATION SYSTEM, NA : NON APPLICABLE)

Patient	Age	Sexe	Pathologie	Type	GFMCS	MACS	Groupe Grille d'évaluation	Groupe Indicateurs de performance
0	8	M	CP	diplégie	3	3	A	NA
1	8	M	CP	diplégie	2	1	A	1
2	13	M	CP	quadriplégie	4	3	B	1
3	17	M	CP	quadriplégie	4	4	B	1
4	19	M	CP	quadriplégie	4	2	B	1
5	24	F	CP	quadriplégie	4	4	B	1
6	19	M	CP	quadriplégie	4	3	B	1
7	18	M	CP	quadriplégie	4	4	B	1
8	7	F	CP	diplégie	4	2	A	2
9	9	M	CP	diplégie	4	1	A	2
10	14	F	CP	quadriplégie	4	3	B	2
11	17	F	CP	quadriplégie	4	3	B	2



FIGURE 1. Environnement virtuel extérieur du centre

— N0 : environnement vide (pas de voitures, pas d'obstacles en mouvement, etc.) avec marquage au sol pour indiquer la direction à suivres) ;
— N1 : N0 sans marquage routier ;
— N2 : N1 + voitures stationnées dans les stationnements et le long des trottoirs ;
— N3 : N2 + piétons marchant sur le parcours ;
— N4 : N3 + autres utilisateurs de FRE opérant sur le même parcours ;
— N5 : N4 + voitures circulant dans le milieu environnant ;
— N6 : N5 + une voiture recule sur la chaussée et un camion est stationné devant une entrée.

Ces niveaux de difficulté ont été définis pour aider les sujets en phase d'apprentissage à pratiquer des exercices spécifiques.

D. Grille d'évaluation pour le comportement de conduite en extérieur

Nous avons défini de nouveaux critères adaptés aux compétences requises. Ils reflètent l'évaluation de comportements spécifiques de conduite en extérieur (observation du code de la route) et tiennent compte du contexte environnemental. Ils sont regroupés dans une grille d'évaluation afin de créer un «permis de conduire». Son obtention implique la validation de 10 critères clés (traversée, arrêt, sensibilisation aux éléments physiques de l'environnement etc.). Les 5 premiers critères sont indispensables pour valider l'évaluation de conduite. Chaque critère est marqué de 0 à 2 et représente trois niveaux d'acquisition de compétences : 0 non acquis, 1 en cours d'acquisition et 2 acquis. Pour le groupe B (utilisateurs expérimentés dans la conduite intérieure), une évaluation initiale de la conduite réelle utilisant ces critères a été effectuée pour montrer les différences avant et après les séances d'entraînement avec le simulateur. Seule l'évaluation finale a été réalisée pour le groupe A. Le protocole de l'étude est résumé à la figure 2.

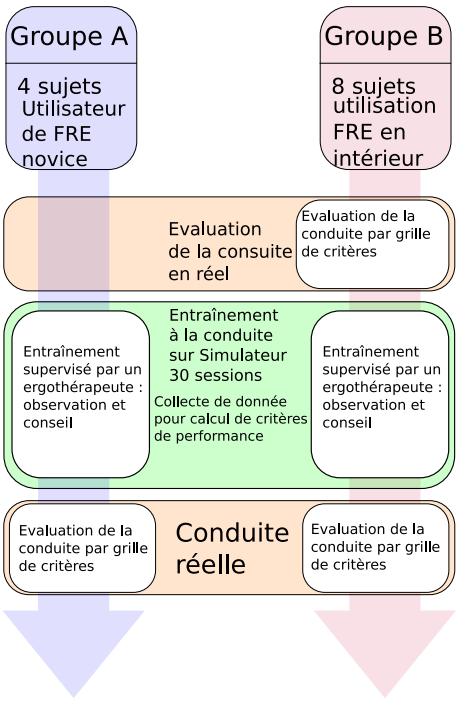


FIGURE 2. Protocole d'étude

E. Indicateurs de performance en conduite de FRE

A partir des données brutes collectées lors de la simulation (positions du fauteuil roulant et action sur le joystick), nous avons défini de nouveaux indicateurs quantitatifs pour déterminer la qualité de la conduite. Toutes les données ont été traitées à l'aide de Matlab. Parmi les indicateurs présents dans la littérature, nous avons sélectionné deux indicateurs paraissant pertinents :

— «Jerk» (troisième dérivée de la position, ou dérivée de l'accélération) ;
— amplitude moyenne des mouvements du joystick.

Le jerk est calculé comme la dérivée troisième de la position du FRE et représente un indicateur de confort [28]. Un confort maximum est corrélé aux faibles valeurs de jerk. En conséquence, nous avons émis l'hypothèse que les faibles valeurs de jerk reflètent des compétences plus élevées de conduite. L'amplitude moyenne sur le joystick reflète la capacité du sujet à manipuler efficacement le joystick. Des valeurs faibles conduisent à des vitesses globales plus faibles et inversement. Dans un sens plus général, ce critère reflète si le sujet est confiant et à l'aise lors de la conduite. Ces indicateurs nous ont permi d'évaluer les performances de conduite décrites dans la section des résultats.

F. Protocole d'entraînement

Le protocole d'entraînement en simulation a été intégré dans l'emploi du temps de rééducation des enfants (cf. figure 3. À raison de 2 séances par semaine, les patients ont suivi un maximum de 30 séances de 30 minutes en 6 mois. Les sujets ont reçu les instructions suivantes :

— compléter le parcours complet à chaque niveau ;
— respecter les critères d'évaluation fournis dans la section précédente ;
— passer au niveau suivant uniquement lorsque le niveau actuel a été complété sans erreurs/collisions.



FIGURE 3. Séance d'apprentissage avec le simulateur

Un ergothérapeute était présent pour surveiller les participants, suivre leur progression et donner des conseils, au besoin.

G. Analyses statistiques

Toutes les analyses statistiques ont été effectuées en utilisant Matlab. Nous avons commencé par appliquer le test d'hypothèse paramétrique Shapiro-Wilk de la normalité composite. Cependant, la distribution non-normale de nos données nous a empêché de mesurer l'écart-type. Ceci nous a conduit à utiliser le test non paramétrique de Wilcoxon pour explorer les différences entre nos groupes de participants (ou ensembles de données).

IV. RÉSULTATS

A. Grille d'évaluation

Parmi les quatre participants du groupe A (utilisateurs débutants), un des patients a abandonné le protocole après seulement trois séances en raison de sa déficience cognitive (sujet 0). Un deuxième participant est resté au premier niveau de formation tout au long de 30 séances. Les deux autres sujets ont réussi à terminer le cycle d'entraînement en 29 séances. Tous les participants du groupe B ont achevé le cycle de formation (nombre de sessions de 22 à 30). Cinq sujets ont atteint le niveau de difficulté final, tandis que les deux autres n'ont pas pu atteindre le niveau 2. Tous les participants du groupe B ont augmenté leurs scores après avoir terminé les séances d'entraînement : le gain moyen est de 27%, avec un minimum de 7% et un maximum de 48%. La même tendance peut être observée pour les compétences (1 à 5), essentielles à la conduite extérieure autonome des FRE. Parmi les 12 participants, cinq ont réussi l'évaluation finale pour l'obtention du «permis de conduire».

B. Performance de conduite

Dans cette section, nous analysons les données collectées à partir des entraînements en simulation impliquant 11 utilisateurs sur le premier niveau de difficulté (N0). Selon le niveau des compétences des participants, le nombre de sessions requises pour atteindre le niveau N1 varie.

1) Comparaison visuelle: Les critères envisagés pour réaliser les groupes A et B, étaient fondés sur leur utilisation ou non d'un FRE. Nous avons ajouté deux nouveaux sous-groupes, groupe 1 et groupe 2, définis en fonction des compétences de l'utilisateur. Nous avons supposé que de bonnes compétences de conduite produisaient une trajectoire douce et précise le long d'un chemin imposé dans l'environnement virtuel. La figure 4 et la figure 5 montrent respectivement les

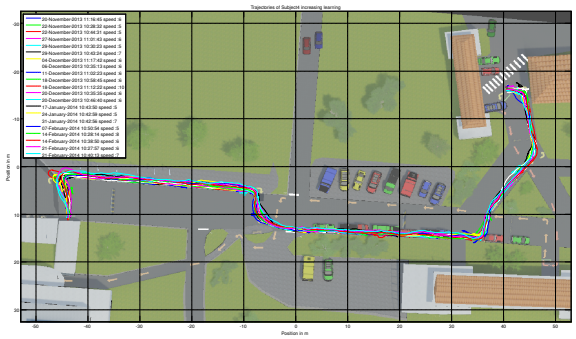


FIGURE 4. Parcours réalisé par un sujet inexpérimenté (Sujet 4)

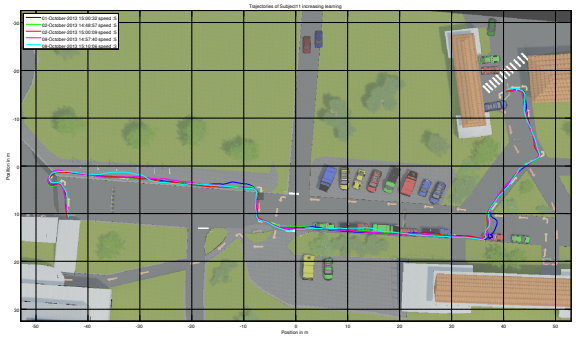


FIGURE 5. Parcours réalisé par un sujet expérimenté (Sujet 11)

trajectoires suivies par le sujet 4 du groupe 1 (inexpérimentés), et 11 du groupe 2 (expérimentés). L'ensemble des chemins réalisés par le sujet 11 est plus lisse et plus précis que ceux réalisés par le sujet 4. Ainsi les représentations visuelles des parcours réalisés a permis de définir le groupe 1, composé des utilisateurs 1 à 7, et le groupe 2, des utilisateurs 8 à 11 (voir tableau I. Cette interprétation visuelle indiquant le niveau de compétences de conduite doit être corroborée en validant les deux indicateurs choisis précédemment.

2) Indice de confort : Jerk: Le tableau II présente la valeur de jerk moyen pour l'ensemble des parcours de chaque utilisateur. Le groupe 2 présente des valeurs de jerk plus faibles que le groupe 1. Notre analyse statistique a corroboré ces résultats. Comme les deux ensembles de valeurs de jerk (groupe 1 et groupe 2) représentent de petits échantillons de données, nous avons utilisé le test non paramétrique de Wilcoxon. Les trois probabilités critiques calculées (p-value) sont inférieures à $\alpha = 0.05\%$: 0.242 pour la section 1, 0.0061 pour la section 2 et 0.0121 pour la section 3. Cela nous a permis de valider l'hypothèse que le groupe 2 est composé de bons conducteurs : l'utilisateur produit moins de secousses pendant la conduite. Ceci conduit au fait que les courbes du groupe 2 sont plus lisses que celles du groupe 1 (voir Figure 4 et Figure 5).

C. Amplitude moyenne du joystick

Les données d'angle et d'amplitude imposées au joystick par l'utilisateur peuvent être représentées temporellement (cf. figure 6 et 7). Ces figures montrent clairement, pour un même trajet, des actions très différentes sur le joystick par le sujet 4 et 11. Le sujet 4 réalise des actions saccadées, ce qui entraîne des changements constants dans l'amplitude du signal. Ce comportement conduit à des trajectoires non optimales. Le sujet 11 réalise des actions lisses sur le joystick et applique

TABLE II
JERK MOYEN POUR L'ENSEMBLE DES SUJETS SUR LES 3 SECTIONS

Sujet	Section 1 Moyenne	Ecart Type	Section 2 Moyenne	Ecart Type	Section 3 Moyenne	Ecart Type
1	0.48	0.26	0.38	0.22	0.65	0.19
2	0.39	0.11	0.33	0.08	0.66	0.08
3	0.42	0.25	0.38	0.52	0.75	0.50
4	0.46	0.23	0.38	0.20	0.69	0.23
5	0.26	0.13	0.32	0.20	0.47	0.10
6	0.40	0.12	0.31	0.15	0.58	0.12
7	0.35	0.15	0.36	0.19	0.63	0.23
8	0.21	0.08	0.16	0.07	0.40	0.06
9	0.32	0.07	0.21	0.09	0.52	0.09
10	0.33	0.24	0.22	0.07	0.36	0.18
11	0.21	0.08	0.14	0.05	0.40	0.09
Moyenne Groupe 1	0.40	X	0.35	X	0.63	X
Moyenne Groupe 2	0.27	X	0.18	X	0.42	X
$p(0.05)$	0.0242	X	0.0061	X	0.0121	X

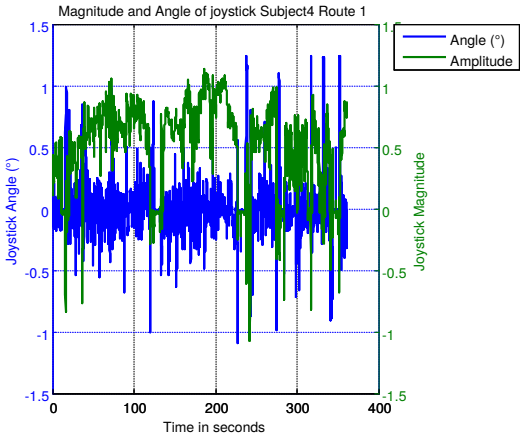


FIGURE 6. Amplitude et angle du joystick (Sujet 4, Parcours 1)

une amplitude maximale pour obtenir une vitesse maximale et réaliser des trajectoires lissées.

Afin de synthétiser les données des onze patients, nous avons calculé l'amplitude moyenne imposée au joystick. Ces résultats sont présentés dans le tableau III et montrent que les valeurs du groupe 2 sont supérieures à celles du groupe 1. Le groupe ayant les compétences les plus élevées n'a pas peur d'utiliser la vitesse maximale dans chaque plage de vitesse. Comme les deux distributions de données comprenant les deux ensembles de valeurs d'amplitude (groupes 1 et groupe 2) représentent de petits échantillons de données, nous avons utilisé le test non paramétrique de Wilcoxon. Les trois probabilités critiques calculées (p-value) sont inférieures à $\alpha = 0.05\% : p = 0.0061$ pour les 3 sections. Ceci permet de

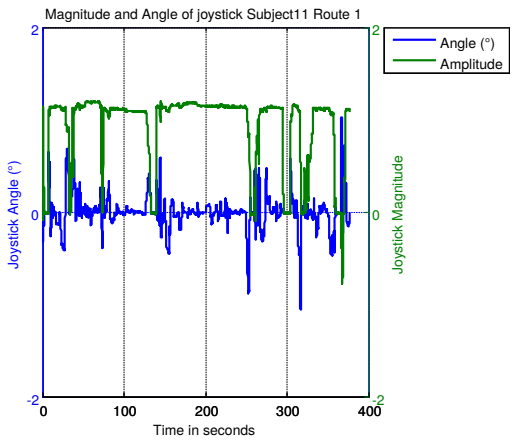


FIGURE 7. Amplitude et angle du joystick (Sujet 11, Parcours 1)

TABLE III
MOYENNE DE L'AMPLITUDE DU JOYSTICK POUR L'ENSEMBLE DES SUJETS SUR LES 3 PARCOURS

Sujet	Section 1 Moyenne	Ecart Type	Section 2 Moyenne	Ecart Type	Section 3 Moyenne	Ecart Type
1	0.71	0.54	0.73	0.53	0.69	0.56
2	0.74	0.49	0.68	0.48	0.77	0.60
3	0.74	0.57	0.84	0.38	0.78	0.61
4	0.62	0.48	0.64	0.54	0.70	0.56
5	0.77	0.53	0.71	0.55	0.82	0.58
6	0.65	0.50	0.67	0.50	0.78	0.60
7	0.78	0.55	0.72	0.54	0.72	0.52
8	0.94	0.51	0.97	0.42	0.97	0.45
9	0.91	0.50	0.94	0.43	0.89	0.49
10	0.92	0.49	0.95	0.41	1.00	0.43
11	0.87	0.42	0.86	0.40	0.83	0.50
Moyenne Groupe 1	0.71	X	0.71	X	0.75	X
Moyenne Groupe 2	0.91	X	0.93	X	0.92	X
$p(0.05)$	0.0061	X	0.0061	X	0.0061	X

valider le fait que le groupe 2 composé de bons conducteurs impose des valeurs de commande en amplitude sur le joystick plus importantes. Ces résultats corroborent l'hypothèse selon laquelle l'indicateur d'amplitude reflète les compétences de conduite de l'utilisateur. Des valeurs élevées d'amplitude indiquent des valeurs de vitesse plus élevées. Au contraire, des valeurs plus basses de cet indicateur peuvent indiquer un contrôle inégal ou une vitesse lente.

V. DISCUSSION

La grille d'évaluation présentée dans cet article observe le comportement de conduite mais ne prend pas en compte la manière dont les actions sont réalisées et l'activité de conduite sur le joystick. Ainsi, l'analyse des trajectoires et des mouvements du joystick donne des indications sur la qualité du conduite des utilisateurs de manière complémentaire. Ici, nous avons défini deux nouveaux critères qui pourraient être fusionnés avec les critères utilisés précédement [19] pour arriver à une meilleure estimation des compétences de conduite des utilisateurs. Un bon conducteur serait caractérisé par une amplitude élevée imposée au joystick et des valeurs de jerk plus faibles. La prise en compte de la performance individuelle du conducteur nous a donné une compréhension plus approfondie. Les bons conducteurs, par exemple, ont tendance à maintenir des indicateurs de performance constants tout au long de leurs différents tests, tandis que les indicateurs de performance des utilisateurs du groupe 1 montraient de fortes fluctuations au cours du temps. Nos résultats ont montré que seuls certains sujets du groupe 1 ont réussi à atteindre les niveaux de difficulté les plus élevés. Les sujets 1, 3 et 5 (sous-groupe 1) sont restés au niveau novice initial, alors que les sujets 2, 4, 6 et 7 (sous-groupe 2) ont pu progresser à plusieurs niveaux plus élevés. Cependant, nous n'avons pas pu identifier de distinctions claires entre les deux sous-groupes en utilisant les indicateurs établis. Par conséquent, nos résultats ne peuvent être généralisés pour s'appliquer, par exemple, à d'autres pathologies. Cependant ils montrent qu'il existe un bon potentiel dans l'utilisation de ces critères pour caractériser les compétences de conduite. Mais en raison d'un nombre de sujets relativement réduit, une validation nécessiterait l'étude d'une plus grande population.

VI. CONCLUSION

Cet article présente une étude sur l'apprentissage de la conduite de FRE en simulation impliquant des sujets atteint de paralysie cérébrale. Elle met en évidence les avantages de l'utilisation d'un simulateur pour la formation des conducteurs

de FRE. Notre approche méthodologique d'évaluation est double : nous avons utilisé une grille d'évaluation pour valider les compétences de conduite en extérieur et utilisé des indicateurs de performance pour évaluer la qualité de maîtrise des utilisateurs de FRE. La nature complémentaire des données utilisant les deux approches nous a permis de comprendre plus précisément la nature du comportement de conduite et le processus d'apprentissage spécifique à la conduite des FRE.

RÉFÉRENCES

[1] A. T. Lefkowicz and W. W. Wierwille, "Validation of a PC-based perspective view wheelchair simulator," in *RESNA Procedings*, pp. 415–417, 1992.

[2] J. Swan, D. Stredney, W. Carlson, and B. Blostein, "The Determination of Wheelchair User Proficiency And Environmental Accessibility Through Virtual Simulation," Center On Disabilities, 1994.

[3] D. P. Inman, P. J, L. K, and C. V, "Teaching Orthopedically Impaired Children To Drive Motorized Wheelchairs In virtual Reality," in *Center on Disabilities*, Center on Disabilities, 1994.

[4] I. Adelola, S. Cox, and A. Rahman, "Virtual environment for powered wheelchair learner drivers : case studies," *Technology and Disability*, no. 21, pp. 97–106, 2009.

[5] A. Hasdai, A. S. Jessel, and P. L. Weiss, "Use of a computer simulator for training children with disabilities in the operation of a powered wheelchair," *The American Journal of Occupational Therapy. : Official Publication of the American Occupational Therapy Association*, vol. 52, pp. 215–220, Mar. 1998.

[6] A. Harrison, G. Derwent, A. Enticknap, F. D. Rose, and E. A. Attree, "The role of virtual reality technology in the assessment and training of inexperienced powered wheelchair users," *Disability and Rehabilitation*, vol. 24, pp. 599–606, Aug. 2002.

[7] P. S. Archambault, S. Tremblay, S. Cachecho, F. Routhier, and P. Boissy, "Driving performance in a power wheelchair simulator," *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, vol. 7, pp. 226–233, May 2012.

[8] M. A. Linden, C. Whyatt, C. Craig, and C. Kerr, "Efficacy of a powered wheelchair simulator for school aged children : A randomized controlled trial.," *Rehabilitation Psychology*, vol. 58, pp. 405–411, Nov. 2013.

[9] R. A. M. Braga, M. Petry, A. P. Moreira, and L. P. Reis, "INLWHEELS - A Development Platform for Intelligent Wheelchairs for Disabled People," pp. 115–121, May 2008.

[10] Y. Morère, M. A. Hadj Abdelkader, K. Cosnuau, G. Guilmois, and G. Bourhis, "Haptic control for powered wheelchair driving assistance," *IRBM*, vol. 36, pp. 293–304, Oct. 2015.

[11] A. Silva, Y. Morere, E. Naves, A. de Sa, and A. Soares, "Virtual electric wheelchair controlled by electromyographic signals," in *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP*, pp. 1–5, Feb. 2013.

[12] S. Dir, O. Habert, and A. Pruski, "Using Virtual Reality to Dynamically Setting an Electrical Wheelchair," *AIP Conference Proceedings*, vol. 1019, no. 1, pp. 156–161, 2008.

[13] P. S. Archambault, S. Tremblay, S. Cachecho, F. Routhier, and P. Boissy, "Driving performance in a power wheelchair simulator," *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, vol. 7, pp. 226–233, May 2012.

[14] H. Niniss and T. Inoue, "Assessment of driving skills using Virtual Reality : Comparative survey on experts and unskilled users of electric wheelchairs," *Technology and Disability*, vol. 18, pp. 217–226, Jan. 2006.

[15] D. M. Spaeth, H. Mahajan, A. Karmarkar, D. Collins, R. A. Cooper, and M. L. Boninger, "Development of a Wheelchair Virtual Driving Environment : Trials With Subjects With Traumatic Brain Injury," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 89, no. 5, pp. 996–1003, 2008.

[16] J. S. Webster, P. T. McFarland, L. J. Rapport, B. Morrill, L. A. Roades, and P. S. Abadee, "Computer-assisted training for improving wheelchair mobility in unilateral neglect patients," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 82, pp. 769–775, June 2001.

[17] D. C. Kamaraj, B. E. Dicianno, M. Schmid, T. Boyanoski, and R. A. Cooper, "Quantifying power wheelchair driving ability," in *Conference Proceedings, RESNA*, p. 1, 2014.

[18] G. U. Sorrento, P. S. Archambault, F. Routhier, D. Dessureault, and P. Boissy, "Assessment of Joystick control during the performance of powered wheelchair driving tasks," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 8, no. 1, p. 31, 2011.

[19] Y. Morere, G. Bourhis, K. Cosnuau, G. Guilmois, E. Blangy, and E. Rumilly, "ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis," in *Virtual Rehabilitation Proceedings (ICVR), 2015 International Conference on*, pp. 100–105, June 2015.

[20] P. W. A. Hasdai, A.S. Jessel, "Use of computer simulator for training children with disabilities in the operation of a powered wheelchair," *The American Journal of Occupational Therapy*, vol. 52, no. 3, pp. 215–220, 1998.

[21] M. Slater and M. Usoh, "Representations Systems, Perceptual Position, and Presence in Immersive Virtual Environments," *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 2, pp. 221–233, Jan. 1993.

[22] M. Herrlich, R. Meyer, R. Malaka, H. Heck, H. Yang, R. Malaka, J. Hoshino, and J. Han, "Development of a Virtual Electric Wheelchair – Simulation and Assessment of Physical Fidelity Using the Unreal Engine 3," in *Entertainment Computing - ICEC 2010*, vol. 6243, pp. 286–293, Springer Berlin / Heidelberg, 2010.

[23] T. Ito, M. Shino, T. Inoue, and M. Kamata, "Development of a Powered Wheelchair Driving Simulator for Research and Development Use," *Journal of Mechanical Systems for Transportation and Logistics*, vol. 2, no. 2, pp. 90–101, 2009.

[24] M. K. Holden, "Virtual Environments for Motor Rehabilitation : Review," *CyberPsychology & Behavior*, vol. 8, pp. 187–211, June 2005.

[25] C. V. Erren-Wolters, H. v. Dijk, A. C. d. Kort, M. IJzerman, and J. M. J. J, "Virtual reality for mobility devices : training applications and clinical results : a review," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 30, pp. 91–96, 2007.

[26] P. L. Rosenbaum, S. D. Walter, S. E. Hanna, R. J. Palisano, D. J. Russell, P. Raina, E. Wood, D. J. Bartlett, and B. E. Galuppi, "Prognosis for Gross Motor Function in Cerebral Palsy : Creation of Motor Development Curves," *JAMA*, vol. 288, p. 1357, Sept. 2002.

[27] C. P. Alliance, "Manual Ability Classification System (MACS) | Cerebral Palsy Alliance," Mar. 2017.

[28] T. Carlson and Y. Demiris, "Collaborative Control for a Robotic Wheelchair : Evaluation of Performance, Attention, and Workload," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, vol. 42, pp. 876–888, June 2012.

Télémétrie laser multifaisceaux pour le fauteuil électrique semi-autonome

Clément Favey, José Villanueva, Liam Jordan, Roger Leroux, Aziz Zogaghi, René Farcy
Laboratoire Aimé Cotton
Université Paris Sud, CNRS, ENS Paris Saclay,
Université Paris Saclay
91405 Orsay, France
rene.farcy@u-psud.fr

***Résumé*—La majorité des personnes en situation de polyhandicap n'ont pas accès au fauteuil roulant électrique, pour des raisons de sécurité. En effet ces fauteuils pesant de l'ordre de 150 kg sont potentiellement très dangereux en cas d'erreurs de pilotage : chute dans les escaliers, écrasement de personnes etc. Nous proposons une solution de sécurisation de ces fauteuils grâce à une télémétrie laser robuste, multifaisceaux, efficace aussi bien en cas de fort soleil, que de surfaces foncées brillantes (goudron mouillé). Nous allons analyser dans quelle mesure notre capteur actuel peut répondre aux besoins primordiaux de sécurité et analyser les améliorations à faire.**

Mots Clés : Polyhandicap, infirmité motrice cérébrale, télémétrie laser, fauteuil électrique, semi autonome, sécurité, anticollision.

I. Introduction

L'infirmité Motrice Cérébrale (IMC) touche plus de 1800 enfants chaque année [1]. Cette pathologie, principalement causée par des lésions cérébrales chez le nourrisson avant sa naissance, provoque des retards et des infirmités dans son développement moteur et intellectuel. Ces enfants polyhandicapés sont pris en charge dans des Instituts d'Education Motrice (IEM) ou des Instituts d'Education Sensorielle (IES). En visitant ces centres nous nous sommes aperçus que la très grande majorité de ces enfants n'avaient pas accès au fauteuil électrique. En effet les désordres d'ordre moteur, de perception, d'attention sont fréquents [2] [3]. Un fauteuil électrique pesant de l'ordre de 150 kg, peut devenir rapidement très dangereux pour l'utilisateur et les autres, en cas de défaillance de pilotage (perte de contrôle du fauteuil, chute latérale sur une bordure de trottoir, chute dans un escalier, écrasement d'une personne etc.). Les équipes thérapeutiques sont par conséquent très exigeantes dans leur délivrance d'autorisation d'utilisation du fauteuil électrique, pour des raisons évidentes de sécurité et de préservation de la personne. Ceci a pour conséquence d'exclure de l'accès à la conduite autonome, la majorité de la population de ces centres.

Notre objectif est donc de développer un système de sécurisation nomade pour fauteuil électrique, faisant face aux dangers primordiaux précédemment cités : chute dans les escaliers, chute sur une bordure de trottoir, écrasement d'un objet au sol, collision avec un mur etc. Pour cela, nous avons conçu au sein du laboratoire, un capteur à triangulation laser multifaisceaux robuste à la lumière du soleil et stable sur les surfaces foncées brillantes (type goudron mouillé), qui sont les contextes généralement mal gérés par la télémétrie laser miniaturisée. Notre dispositif est adapté à la plage de mesure potentiellement utile dans cette situation (entre 80 cm et 3 m). Nous faisons ici une première mise en œuvre de ce capteur, afin d'évaluer sa capacité à assurer les fonctions essentielles de sécurité.

Dans un premier temps, nous décrirons sommairement le capteur et son positionnement par rapport au fauteuil. Puis, nous analyserons la précision des mesures effectuées et calculerons les rapports signaux sur bruit dans les différents contextes d'utilisation. Aussi, nous réaliserons des tests d'arrêt du fauteuil dans une panoplie de situations concrètes, potentiellement dangereuses. Enfin, nous caractériserons les fonctions correctement remplies par le capteur et celles déficientes, puis conclurons avec une discussion autour de la faisabilité de cette méthode.

Tout d'abord, nous ferons un bref rappel de l'état de l'art des différents travaux réalisés dans une approche similaire à la nôtre.

II. Principe des capteurs

A. Capteurs existants

L'étude des travaux précédents a identifié 4 types de capteurs couramment utilisés :

- Ultrasons : la mesure du temps entre l'émission et le retour de l'onde ultrasonique permet de mesurer la distance entre le fauteuil et l'obstacle [4].
- Infrarouge : la distance est calculée par une triangulation le faisceau émis par une LED infrarouge et son image sur une photodiode de surface (PSD). Le capteur le plus fréquemment utilisé en robotique est de la famille Sharp [5]
- Traitement d'image : reconnaissance de la distance des objets par stéréovision sur le modèle de l'œil humain [6].
- Contacteurs : Les contacteurs électroniques placés à la périphérie du fauteuil stoppent immédiatement le fauteuil en cas de mise sous pression. [7].

Bien que ces techniques restent fonctionnelles dans une grande variété de cas, elles présentent les inconvénients suivants : les ultrasons sont particulièrement efficaces dans la détection

d'obstacles irréguliers ou rugueux, cependant ils ne permettent plus de détecter les surfaces lisses sous une incidence supérieure à 40°. De plus, la moindre granularité au sol est perçue comme un obstacle, ce qui engendre de nombreux faux positifs dans la recherche d'objets couchés au sol. Les capteurs infrarouges Sharp, pour leur part, ne fonctionnent pas en extérieur ensoleillé. Le traitement d'image ne permet toujours pas la mise en place d'un système de détection robuste, particulièrement en cas de faible luminosité. Les contacteurs, ne fonctionnant qu'au contact de l'obstacle, ils n'éliminent pas le danger à cause de l'inertie du fauteuil, même à petite vitesse, du au poids conséquent du fauteuil, combiné à celui de l'utilisateur. Au demeurant, il est très difficile d'anticiper les dénivelés avec un contacteur mécanique, sauf à créer une « canne longue » balayant devant le fauteuil, ce qui n'est pas envisageable.

B. Principe du capteur développé

Initialement développé dans le cadre de nos recherches sur l'aide aux déplacements des personnes déficientes visuelles (non-voyants, malvoyant). Ce capteur télémétrique à triangulation bénéficiait d'un seul laser à l'origine, et présentait les capacités suivantes : insensibilité de la mesure au fort soleil (plus de 80000 lux), à la pluie, capacité à détecter les obstacles foncés fins et brillants etc. [8].

Ici, nous utilisons une variante multifaisceaux de ce capteur, adaptée à la mise en sécurité du fauteuil semi autonome.

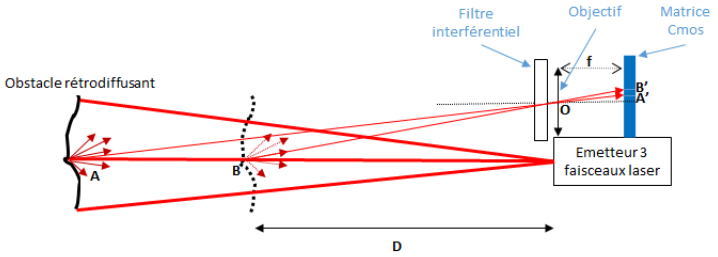


Figure 1- Schéma de principe du capteur télémétrique à 3 faisceaux coplanaires

La figure 1 représente la variante à 3 faisceaux coplanaires développée. Le faisceau central crée un point lumineux sur l'obstacle éloigné au point A. Son image sur la matrice CMOS se fait en A'. En accord avec l'optique géométrique, si l'objet se rapproche, le point d'impact du faisceau se trouvant en B, l'image se forme alors en B'. La position de l'image du point laser sur la matrice CMOS permet de remonter à la position de l'objet. En effet, en plaçant la matrice CMOS dans le plan focal de l'objectif, connaissant la distance séparant la matrice des diodes laser, la position du spot lumineux réfléchi sur la matrice et en utilisant les formules de trigonométrie, il est possible de déterminer la distance séparant l'obstacle de l'émetteur. Il en est de même pour les deux autres faisceaux qui s'imagent sur des zones différentes de la matrice. Le filtre interférentiel permet de cibler la longueur d'onde propre aux lasers émis, afin de préserver le système de signaux parasites diurnes.

Ce capteur trifaisceaux est alors placé au niveau de l'accoudoir du fauteuil, à une hauteur fixe connue, non incommodante pour l'utilisateur.

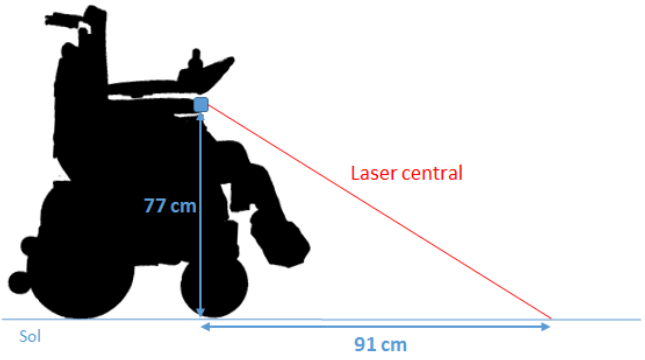


Figure 2 - Vue de côté de la disposition des faisceaux laser

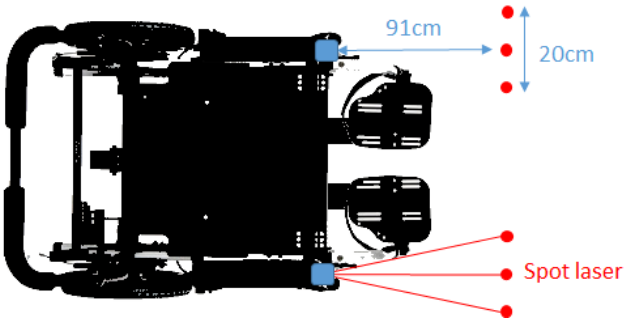


Figure 3- Vue du dessus de la disposition des faisceaux laser

Les figures 2 et 3 montrent la disposition des points lasers émis par les deux capteurs tri faisceaux, placés sur chaque accoudoir. Une série de 3 faisceaux pointe à 91 cm devant chaque roue (avec un angle d'incidence de 40°), le faisceau central est aligné avec la roue, un faisceau 10 cm à l'extérieur du faisceau central et un faisceau 10 cm à l'intérieur. La fréquence de rafraîchissement de la mesure de chaque faisceau est de 30Hz. L'objectif des 6 faisceaux est d'anticiper le passage de chaque roue.

C. Contexte d'utilisation du capteur

Nous sommes dans une situation d'utilisation du fauteuil à faible vitesse. En effet un fauteuil dispose de 5 vitesses différentes, allant de 2 km/h au maximum pour la première vitesse, 4 km/h pour la seconde et 10 km/h pour la cinquième. Dans notre intention de sécurisation de l'emploi du fauteuil électrique, pour des personnes non autorisées, compte tenu de leurs difficultés à piloter, nous nous concentrons dans un premier temps sur la première vitesse. L'emploi de la seconde vitesse est un objectif accessible, une fois la première sécurisée, cependant pour les vitesses supérieures l'anticipation de 90 cm est trop faible au regard de la distance de freinage du fauteuil (figure 4).



Figure 4- Evolution de la distance de freinage en fonction de la vitesse du fauteuil

Les distances de freinage sur sol non glissant sont pour la première vitesse, lorsque le joystick est poussé à fond, de 34 cm et de 66 cm pour la seconde vitesse. Une anticipation de 90 cm pour le dénivelé (type trottoir ou escalier) est amplement suffisante pour la première vitesse et discutable pour la seconde vitesse. Nous resterons donc pour l'instant dans le cadre d'une vitesse maximale de 2 km/h.

La disposition des faisceaux anticipant la trajectoire des roues laissent une zone centrale de 40 cm découverte au centre du fauteuil. Si un creux au sol survient au cours du trajet, situé dans cette zone, les roues doivent en principe passer de part et d'autre du creux, s'il s'agit d'un poteau il entrera en collision avec la zone centrale du fauteuil sans être détecté. Pour une anticipation d'un poteau à environ 1 m au centre nous n'ajouterons pas pour l'instant un autre capteur trifaisceaux pour compléter le fauteuil sur toute la largeur, dans la mesure où la présence d'un simple capteur à ultrasons peut répondre à ce cahier des charges. Ce type de problème est cependant en dehors du contexte de cet article se concentrant uniquement sur les obstacles ou dénivelés susceptibles de rencontrer les roues.

La hauteur standard d'une marche est de 17 cm. Afin de s'assurer une marge de sécurité, nous allons travailler avec un seuil de détection d'une demi-marche seulement. Nous cherchons donc à ce que le fauteuil s'arrête face à un obstacle montant ou descendant de 8,5 cm.

Avant de déterminer les seuils de détection en question, il est important de prendre en compte le fait que le capteur soit solidaire de la partie assise du fauteuil. En effet, au cours de ses déplacements, l'utilisateur est amené à bouger sur son fauteuil, de lui-même ou tout simplement en subissant les vibrations liées aux granularités de la route. Ces balancements se répercutent sur le capteur, par le biais des suspensions du fauteuil, venant bruiter les mesures du capteur.

C'est pourquoi les mesures, à chaque reprise, ont été réalisées dans une situation où le fauteuil est immobile et une où il est volontairement secoué. De cette façon on évalue l'impact potentiel du bruit et on détermine les seuils sans déclencher de faux positifs.

III. DETERMINATION DES SEUILS DES CAPTEURS

Les mesures ont été réalisées sur 3 cas différents : un sol plat, une demi-marche descendante et une demi-marche montante. Pour chacune de ces mesures, on étudiera les cas où l'utilisateur est immobile dans le fauteuil, de celui où il effectue des mouvements de balanciers, avant-arrière, afin de simuler les conditions de déplacement réelles. Nous présentons ici les résultats obtenus sur un seul faisceau, dans la mesure où les résultats sont similaires sur les trois faisceaux. La vitesse du fauteuil pour les mesures est de 2 km/h et la période d'échantillonnage sur chaque faisceau est de 33 ms.

Il est à noter que sur les graphiques exposés, l'axe des abscisses représente simplement le numéro de la mesure, quant à l'axe des ordonnées, il représente la position en pixels de l'image de du point laser sur le capteur. Ainsi les valeurs ne correspondent pas à la distance directement, mais la logique reste identique, chaque pixel correspond à une distance unique. Le passage de la position du pixel à la distance de l'obstacle n'étant pas linéaire, il apparait plus significatif de représenter les résultats sous cette forme, dans un souci de clarté. Il est possible d'approximer qu'une variation d'une unité (un pixel), équivaut à une variation de l'ordre 8 mm.

A. Relevés des courbes sur sol plat, conducteur en position stable dans le fauteuil

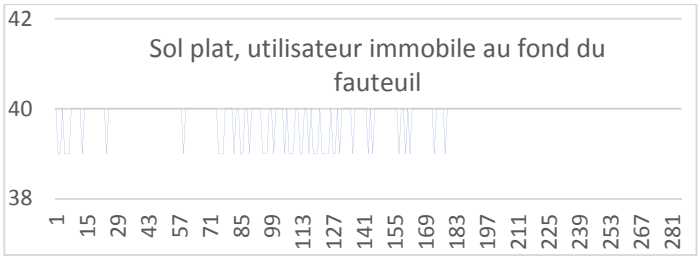


Figure 5- Mesure sur un sol plat, utilisateur immobile

Nous observons sur la figure 5, que les mesures sont très stables, oscillants entre 2 valeurs, présentant un écart-type de 0,26.

Voyons l'évolution de la même situation, lorsque le fauteuil subit le balancier de l'utilisateur.

B. Relevés des courbes sur sol plat, conducteur faisant des mouvement d'avant en arrière sur le fauteuil

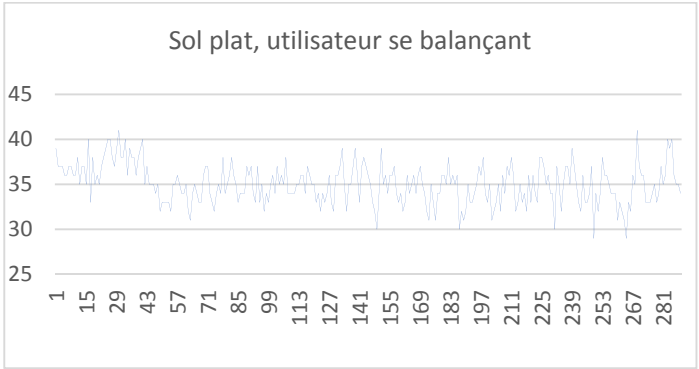


Figure 6- Mesure sur un sol plat, utilisateur se balançant

Les mouvements vers l'avant du conducteur ont pour effet de raccourcir les distances et de produire des oscillations, avec une moyenne de 35, quand elle était à 39,5 avec le fauteuil fixe. Ces instabilités portent l'écart type des mesures à près de 2,2.

C. Relevés des courbes sur demi marche montante et descendante

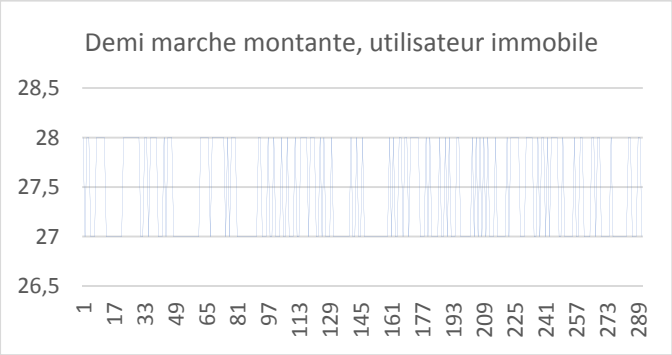


Figure 7- Mesure sur demi-marche montante, utilisateur immobile

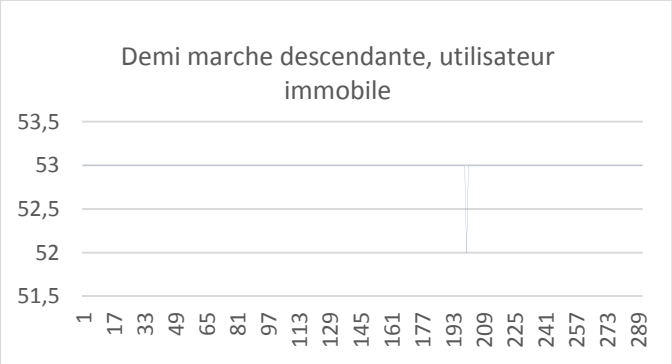


Figure 8- Mesure sur demi-marche descendante, utilisateur immobile

On voit sur les figures 7 et 8, que lorsque l'utilisateur est immobile les valeurs relevées sont d'une extrême stabilité, qui est accrue lorsque l'obstacle est plus éloigné. Les écarts types respectifs sont de 0,5 et 0.007.

Cependant, un phénomène intéressant et essentiel se produit lorsque les mêmes relevés sont effectués sous mouvement de balancements.

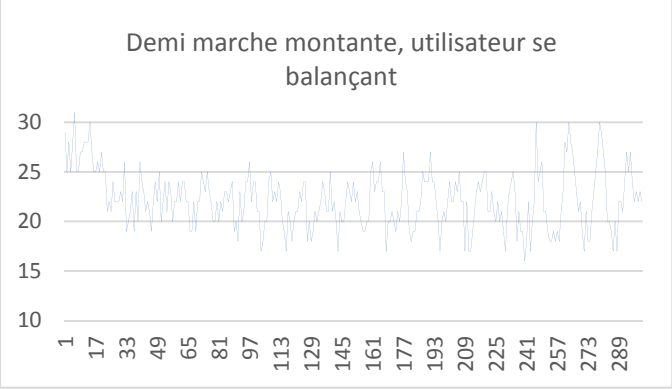


Figure 9- Mesure sur demi-marche montante, utilisateur se balançant

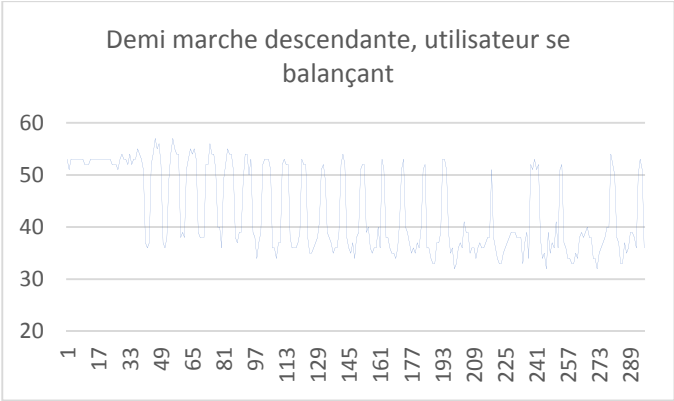


Figure 10- Mesure sur demi-marche descendante, utilisateur se balançant

Si L'écart-type des mesures sur marche montante (2.26) évolue dans la même logique que celle sur sol plat, il en est tout autre dans le cas des mesures sur marche descendante. En effet, ici l'écart type avoisine les 7.7, et s'explique par le fait que l'on est dans ce cas en bord de marche et tantôt sur le sol, tantôt sur la marche.

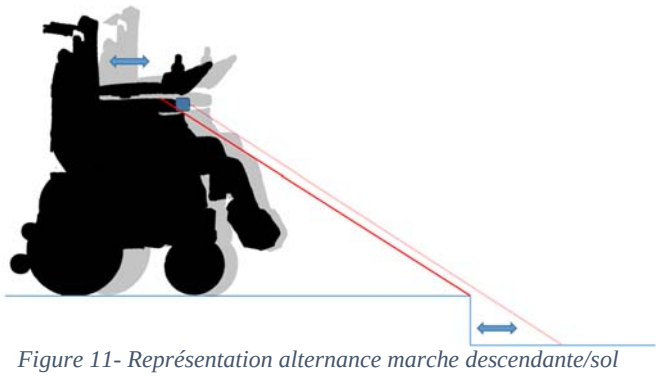


Figure 11- Représentation alternance marche descendante/sol

Les mesures ont de nouveau été effectuées par la suite, en prenant soin de ne pas se retrouver à cheval entre le sol et la marche. Ainsi nous retombons sur un écart-type de 2.2, dans la continuité de ce qui avait été trouvé pour le sol et la demi-marche montante.

D. Détermination des seuils

L'écart de moyenne entre le sol plat et la demi-marche descendante ainsi que celui entre le sol plat et la demi-marche montante est de 13 unités en moyenne. Tant que l'on reste sur le même niveau, les mouvements de la personne peuvent engendrer un écart-type de 2,2 en moyenne. On a donc un rapport entre l'écart des moyennes et l'écart type de 6, ce qui est relativement confortable pour établir un seuil au quart de marche montante ou descendante.

Nous n'avons volontairement jamais retranscrit nos données en mesures métriques, car pour des raisons de sécurité, les systèmes devront être calibrés en situation réelle une fois montés en tenant compte du poids de la personne de la raideur des suspensions du siège etc. et il est informatiquement beaucoup plus simple et moins risqué d'exploiter les données brutes des capteurs.

IV. Tests en situation reelle

A. Action sur les commandes du fauteuil

Le fauteuil est un Quickie Salsa M^2 de la marque Sunrise Medical, nous nous interfaçons sur les commandes du fauteuil via le module R-net Curtiss Wright, présent sur le fauteuil. Nous avons réalisé une carte électronique supplémentaire, qui, à partir des données des capteurs, est capable d'intervenir sur les commandes. Le principe est d'empêcher le fauteuil d'aller en avant en cas de dénivelé mais d'autoriser les commandes latérales afin que la personne puisse se dégager de cette situation.

Avant d'agir plus finement sur les commandes nous avons avec la version rudimentaire fait une série d'essais sur l'approche d'escaliers montants et descendants abordés sur différents angles afin de voir les cas traités et ceux déficients.

B. Première série de tests

Nous avons débuté avec les escaliers montants (par sécurité). Au cours de l'avancée du fauteuil vers l'escalier, les faisceaux lasers progressent jusqu'à la première marche, puis les spots lumineux montent sur la contremarche. A chaque reprise, un peu avant que les points lasers ne passent le milieu de la contremarche, notre système détecte que l'obstacle est supérieur à la hauteur fixée dans les seuils, et arrête le fauteuil immédiatement. Ces tests ont été réalisés à nombre reprises, sans jamais échouer.

De la même manière, nous avons réitéré ces expérimentations dans le cas d'escaliers descendants. A nouveau, le système arrête sans faute le fauteuil une fois le seuil passé. Il est à noter que dans ce cas-ci, le passage du seuil se fait d'un seul coup, puisque les lasers passent du sol à la marche inférieure, contrairement au cas de l'escalier montant, où le seuil est atteint progressivement, avec les points lumineux qui montent sur la contremarche, au rythme auquel le fauteuil avance.

Dans les deux cas, les tests ont été renouvelés non plus de face, mais en se dirigeant de biais vers l'escalier. De façon à ce qu'un seul de trois points lasers coplanaires ne soit au-dessus (dans les cas montant) ou en-dessous (dans le cas descendant) des seuils. A l'instar des tentatives fructueuses précédentes, le fauteuil s'arrête de nouveau, y compris lorsque l'on se dirige de biais vers le dénivelé (positif comme négatif).

Ce qui nous permet de penser que la sécurisation du fauteuil est acquise dans le cas où le fauteuil se dirige de manière frontale, de face comme de biais vers une situation dangereuse.

Cependant, en continuant nos expérimentations, nous avons pu mettre en évidence une série de cas problématiques en l'état actuel du système.

C. La poupée au sol

Une des principales raisons de l'arrêt du fauteuil devant un dénivelé positif, est l'empêchement d'écrasement d'enfant tombé au sol, qui est une situation courante selon les différents ergothérapeutes des centres spécialisés que nous avons rencontrés.
Pour ce faire, nous avons disposé au sol une poupée gonflable faisant office d'enfant au sol. Nous observons ici les premières limites de notre système, puisque si la détection d'obstacle se produit sans encombre au niveau du buste de la poupée (partie la plus large), il en tout autre pour les bras et les jambes. En effet, dans ce cas nous subissons les effets d'inertie du fauteuil, même à faible vitesse. Une fois ces derniers détectés par le système, le fauteuil s'arrête, néanmoins comme tout système en mouvement, l'arrêt n'est jamais immédiat. Les quelques centimètres parcourus par le fauteuil au cours de son arrêt, suffisent à ce que les faisceaux lasers ayant détectés les bras ou les jambes passent l'obstacle et se retrouve à nouveau sur le sol plat. Dans ces conditions, rien n'interdit le fauteuil d'avancer, et écrase la poupée sans s'arrêter.

V. Discussion

Une solution envisagée afin de palier au problème susmentionné, serait de garder en mémoire tous les obstacles détectés et leurs emplacements. Ceci contribuerait également à sécuriser les manœuvres de dégagements, une fois le fauteuil arrêté. Cette mise en mémoire se ferait grâce à l'odométrie du fauteuil, (technique permettant d'estimer les déplacements d'un véhicule en mouvement, en mesurant la vitesse et le sens de rotation des roues), qui garderait la présence d'un dénivelé même s'il n'est plus en vue des faisceaux laser.
En effet, plusieurs situations concrètes sont susceptibles de présenter des problèmes sans odométrie, notamment le cas du passage sur une grille au sol. Cette dernière ne représente pas de soucis pour être franchie physiquement si la largeur des trous est inférieure à 10 cm, cependant elle en pose pour le capteur, qui perçoit une succession de trous et de plats. Dans les faits, le système initie une phase de freinage lorsqu'un trou est détecté, avec l'inertie, le fauteuil continue d'avancer (rappelons qu'il faut 35 cm pour s'arrêter à 2 km/h). Si le sol redevient plat après moins de 10 cm (mesuré par odométrie), le freinage sera interrompu. La vitesse alors réduite du fauteuil sera maintenue ce qui permettra de franchir la grille. Le cas de la grille n'a pas encore été validé expérimentalement.

De plus, Il faut également multiplier les expériences sur des trottoirs de différentes incurvations et différents niveaux, rechercher l'écartement optimal des faisceaux afin de mieux protéger l'utilisateur lors de commandes latérales brusques.
Pour les opérations de dégagement, nous imposons une petite vitesse de marche arrière, même en cas de rotation, afin d'éviter aux roues de se rapprocher de la bordure d'un trottoir

lors des manœuvres de correction. Il faudra donc prochainement intégrer une protection de la marche arrière.

Il est à noter qu'en cas de faux positif (obstacle non existant ponctuellement détecté), nous choisissons la solution sécuritaire, à savoir un arrêt ou un ralentissement du fauteuil. Comme nous avons la maîtrise de la conception des capteurs, notre travail se situe en amont pour éliminer ce type d'artefact, travail qui se fait depuis plusieurs années pour améliorer ces capteurs.

Nous devons encore faire une longue phase de fiabilisation avant de passer à une seconde étape de validation consistant à piloter le fauteuil en aveugle.

VI. CONCLUSION

Pour conclure, nous avons mis au point un système de détection d'obstacles et de dénivelés positifs comme négatifs, robuste en intérieur comme en plein soleil, et sur tout type de surface, y compris les cas complexes comme les surfaces foncées brillantes (type goudron mouillé etc.). Après avoir réalisé notre système, nous avons effectué une série de mesure nous permettant d'établir des seuils, hors desquels il était possible de reconnaitre un dénivelé montant ou descendant. Après une série de tests en conditions réelles, nous avons pu constater la pertinence et la robustesse de notre système, dans le cadre de notre cahier des charges établi. Cependant il reste quelques situations encore problématiques, notamment lié à l'inertie du fauteuil dans le cas de la détection d'obstacle fins ou ponctuels. Ces manquements seront traités prochainement en intégrant un système d'odométrie et de mémoire à notre système.

VII. REFERENCES

[1] "Infirmité motrice cérébrale : le guide pratique", Edité par l'APF, Association des Paralysés de France, 208 pages, 2011.

[2] D. Truscelli, M. Le Metayer, V. Leroy-Malherbe, "Infirmité motrice cérébrale", EMC – AKOS (Traité de Médecine), vol. 8, 2006, pp. 1–17.

[3] P. Rosenbaum, N. Paneth, A. Leviton, M. Goldstein, M. Bax, "A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006", Dev Med Child Neurol, vol. 49 (Suppl. 109), 2007, pp. 8–14.

[4] T. Dutta, G.R. Fernie, "Utilization of Ultrasound Sensors for Anti- Collision Systems of Powered Wheelchairs", IEEE Transactions of Rehabilitation Engineering, vol. 13, n° 1, March 2005.

[5] G. Benet, F. Blanes, J.E. Simó, P. Pérez, "Using infrared sensors for distance measurement in mobile robots", Robotics and autonomous systems, vol. 40, n° 4, 2002, pp 255-266.

[6] A. Chandak,K. Gosavi,S. Giri, S. Agrawal, P. Kulkarni, "Path planning for mobile robot navigation using image processing", International Journal of Scientific & Engineering Research, vol. 4, n° 6, 2013, pp. 1490-1495.

[7] S. Ishida, H. Miyamoto. "Collision-detecting device for omnidirectional electric wheelchair", ISRN Robotics 2013, pp. 1-8.

[8] J. Villanueva, "Contribution à la télémétrie optique active pour l'aide aux déplacements des non-voyants", Univ. Paris Sud XI, 2011, pp.65-84

Influences of aircraft seat adaptations on wheelchair user perceptions when transferring into and out of the seat: *A pilot study*

V. Spartacus[a], C. Gillet[a], S. Paganelli[a], D. H. Gagnon[b,c], P. Pudlo[a]

[a] Laboratoire d'Automatique, de Mécanique, et de l'Informatique industrielles et Humaines, UMR CNRS 8201, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, Valenciennes, France

[b] Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation of Greater Montreal, Montreal Rehabilitation Institute, 6300 Avenue Darlington, Montreal, Canada

[c] School of Rehabilitation, University of Montreal, Montreal, Canada

Abstract

Aircraft seat accessibility for wheelchair users is very complicated. The distance between two seats is very small which creates accommodation deficiencies. Improving air travel experience, and more specifically egress and ingress of aircraft seat could be associated with development of some adaptations. An experimental study was made to propose three removal adaptations on aircraft seat and to collect perceptions of wheelchair users. According to the results the adaptation the most appreciate was when surfaces of the boarding chair and of the aircraft seat were fixed at the same level. The results of this study give perspectives for further researches on the impact of some adaptations which could be provided on aircraft seat. Results might also be used to design products and service to improve sitting transfer.

Key words: Ergonomic, aircraft seat, adaptation, accessibility, wheelchair user perceptions

Introduction

The World Health Organization [1] reported that about 15% of the world's population is estimated to live with some form of disability. People with disability have adequate resources to travel several times per year, especially for the purpose of family visits, vacations and medical care [2].

According to 2005 Open Doors Organization [3], 31% of adults with disabilities traveled by air. They approximately take 2 flights every two years and they would take 2 more flights per year if their needs as a disabled person were considered by airlines [3]. Among adults with disabilities who have traveled by air, 72% said they encountered major obstacles with airlines [4]. The most reported complaints were the physical obstacles and cramped seating areas [3].
Aware of difficulties encountered by disabled person the tourism literature is increasing turning its attention to tourist with disabilities [5, 6, 7, 8, 9]. Some studies identified problems and the difficulties encountered by all profile of disabled people. They show that travelers with physical disabilities encounter barriers during their air travel. The facilities are not physically accessible, especially the on board aircraft. Concerning the aircraft design, distance between two seats is very small which creates accommodation deficiencies. A pitch, smaller than 71 cm, makes the space between seats very small. Then the accessibility for wheelchair users is very complicated [9].

Furthermore, standard wheelchairs are too wide for airplane aisles. Thus wheelchair users transfer on a boarding chair to be taken to their allocated aircraft seat. The boarding chair is reported to be very uncomfortable and to limit movements, especially in wheelchair

users with sensorimotor impairments at the lower extremities and trunk [5]. Furthermore, the transfers between the boarding chair and the aircraft seat is challenging due to a small seat pitch [9]. In fact, among many things, many wheelchair users have reported an increased risk of skin integrity alteration during the transfer, which could alter their health-related quality of life [5].

The aim of this pilot study is to investigate adaptations aiming to improve aircraft seat access for wheelchair users.

Methods

A simulated custom build aircraft cabin with real cabin seats was constructed for this experiment [10]. In brief, two rows of three economic aircraft seat are positioned, one in front of the other separated by a pitch of 80 cm [11]. Four experienced manual wheelchair users with a chronic spinal cord injury who use a manual wheelchair were recruited (table 1). The questionnaire was appraised by a local ethic committee for approval. The recruited participants give their full consent before starting the experiments.

Table 1. Characteristic of recruited participants

	Sex	Age	Trunk size	Weight	Pathology
1	Male	52	88	75	Paraplegic T12
2	Male	34	82	80	Paraplegic T6
3	Male	32	99	90	Quadriplegic C7
4	Male	30	80	73	Paraplegic T2 on the right side and T4 on the left side

When transferring between the boarding chair and aircraft seat, three adaptations were proposed: 1) surfaces of the boarding chair and aircraft seat adjusted (Fig.1.A), 2) backrest vertical seat inclination (Fig.1.B) and 3) a transfer handle was made available (Fig.1.C).

The surface of the boarding chair and of the aircraft seat adjusted means that both surfaces were fixed at the same level. The boarding chair adjustment requested to modify the mechanical system of the chair. Instead of modifying the boarding chair, the row of the aircraft seat was elevated from 4cm. With this head up to 4cm, surfaces of the boarding chair and of the aircraft seat are at the level.

The backrest of the seat in the front row was inclined vertically to obtain an angle of 90° with the base of the seat. The backseat adjustment enables to increase the space between both seats. The original spacing between both backrest seats is 78.5 cm (Fig.1.B). After adjustment, spacing between both backrest seats is 84 cm (Fig.1.B).

The transfer handle is placed overhead and in the middle of the target seat. The target seat is the seat where participants are transferring. The transfer handle is fixed to a gantry and can be displaced on a sliding rail overhead the three seats of the row. The transfer handle is positioned in average at 142,8 cm from the ground (Fig.1.C).

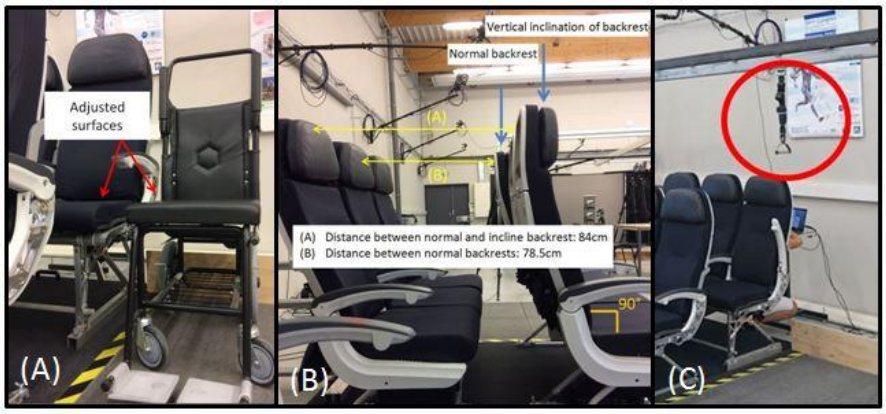


Fig. 1: Adaptations on the aircraft seat and on the boarding chair

For each adaptation, participants performed a total of 8 transfers from the right side of the aisle and 8 transfers from the left side, using self-selected movement strategies. These transfers were performed only into and out of the aisle seat, as people will embark or disembark the aircraft.

The tested configurations were divided in two parts. For the first part, surfaces of boarding chair and of aircraft seat were not in the same level. For the second part, surfaces of boarding chair and of aircraft seat were in the same level. In each part, three parameters where studied: access to the seat (left and right), backrest adjustment (with or without), transfer handle (with or without). Various configurations were tested with changes on previous three parameters. A reference configuration was tested with backrest seat without adjustment, without transfer handle and without seat surface adjustment. A random selection of each configuration and parts before each experimentation was realized in order to avoid the order effect. The list of configurations is given by the table 2.

Table 2. Configurations on accessibility test

PART 1					
1	Aisle seat	Normal seat surface	Normal backrest seat	Right side	Without transfer handle
2	Aisle seat	Normal seat surface	Normal backrest seat	Right side	With transfer handle
3	Aisle seat	Normal seat surface	Normal backrest seat	Left side	Without transfer handle
4	Aisle seat	Normal seat surface	Normal backrest seat	Left side	With transfer handle
5	Aisle seat	Normal seat surface	Backrest seat adjusted	Right side	Without transfer handle
6	Aisle seat	Normal seat surface	Backrest seat adjusted	Right side	With transfer handle
7	Aisle seat	Normal seat surface	Backrest seat adjusted	Left side	Without transfer handle
8	Aisle seat	Normal seat surface	Backrest seat adjusted	Left side	With transfer handle
PART 2					
9	Aisle seat	Adjusted seat surface	Normal backrest seat	Right side	Without transfer handle
10	Aisle seat	Adjusted seat surface	Normal backrest seat	Right side	With transfer handle
11	Aisle seat	Adjusted seat surface	Normal backrest seat	Left side	Without transfer handle
12	Aisle seat	Adjusted seat surface	Normal backrest seat	Left side	With transfer handle
13	Aisle seat	Adjusted seat surface	Backrest seat adjusted	Right side	Without transfer handle
14	Aisle seat	Adjusted seat surface	Backrest seat adjusted	Right side	With transfer handle
15	Aisle seat	Adjusted seat surface	Backrest seat adjusted	Left side	Without transfer handle
16	Aisle seat	Adjusted seat surface	Backrest seat adjusted	Left side	With transfer handle

All transfers were filmed using 4 synchronized digital cameras and, later, videos were analyzed to describe movement strategies during transfers.

After each configuration, all participants completed a numerical survey. Questions were presented on a digital tablet and perceptions of participants were collected with a visual analog scale (table 3).

Table 3. Question ask during the experiment

1	How do you estimate the difficulty before transferring on the seat?
2	How do you feel the difficulty for transferring on the seat?
3	The experience has been painful?
4	The adaptation has been useful?
5	Using the adaptation facilitated the transfer?
6	The use of the adaptation was easy?

At the end of the experiment when all configurations were tested, participants were subject to a semi-directive interview. This interview collected the global perception on the aircraft seat access, the difficulties encountered and on the adaptations. During the interview each participant had to fill a questionnaire which asked specific question about the adaptations.

Results

1) Analysis of questionnaire during experiments

In configuration with backrest seat adjusted, transfer was mentioned to be not easy for the whole participants (table 4). When transfer handle is added to the reference configuration, only one subject mentioned that this adaptation was useful and facilitated the transfer (table 5). When surface of both seats were adjusted, all participant mentioned that this adaptation was useful and facilitated the transfer (table 6).

Table 4. Configuration: backrest adjusted, without transfer handle, without adjusted seat

	Useful?	**Transfer facilitated?**
Subject 1	no	no
Subject 2	no	no
Subject 3	no	no
Subject 4	no	no

Table 5. Configuration: backrest non adjusted, with transfer handle, without adjusted seat

	Useful?	**Transfer facilitated?**
Subject 1	no	no
Subject 2	yes	yes
Subject 3	no	no
Subject 4	no	no

Table 6. Configuration: backrest non adjusted, without transfer handle, with adjusted seat

	Useful?	**Transfer facilitated?**
Subject 1	yes	yes
Subject 2	yes	yes
Subject 3	yes	yes
Subject 4	yes	yes

2) Video analysis

When the seat surfaces were adjusted to the same height, all users made, regarding the number, less pelvis displacement than for the original configuration (table 7). Also with this modification the quadriplegic subject did not use his transfer board. Using the backrest vertical inclination of the front seat does not influence the number of pelvis displacements. When the transfer handle was used, the transfer required a single long pelvis displacement to land on the target seat. However, this adaptation could not be used by participant with tetraplegia.

Table 7. Number of pelvis displacement from the different configurations

	Number of pelvis displacements			
Configuration	**Subject 1**	**Subject 2**	**Subject 3**	**Subject 4**
Reference	2	2	4	2
backrest adjusted, without transfer handle, without adjusted seat surfaces	2	2	4	2
backrest non adjusted, *with transfer handle*, without adjusted seat surfaces	1	1		1
backrest non adjusted, without transfer handle, *with adjusted seat surfaces*	1	1	2	1

3) Semi-directive interview analysis

The subject one mentioned that every transfer was easy. This subject used different strategies even for a single configuration. In daily life he is used to make different transfers in order to be capable of getting out of every difficult situation. If the subject used the transfer handle he rather uses it on the right side because he is right handed. The seated surfaces adjusted are useful.

The second subject apprehended to use the transfer handle because it reminds him the hospital. However, after having used the transfer handle, the subject found that this adaptation is the best among the others. The seated surfaces adjusted helped the transfer when the transfer handle cannot be used. With the transfer handle having different surface seat height is no longer a problem because the transfer handle highly helped him get up.

The third subject did not feel any difference with the backrest adjusted. However, seated surface adjusted were very helpful. The subject didn't even use his transfer board. This subject cannot use the transfer handle because of his disability.

The fourth subject also apprehended to use the transfer handle. Also because this adaptation reminds him the hospital. If the transfer handle will be proposed to him, he won't use it. With the transfer strategies daily used, the subject knows his limits. However with the transfer handle his limits are unknown.

4) Analysis of questionnaire after experiments

Summarizing all data from the questionnaire, we found that adjusted backrest seat was mentioned not useful by all participants. The transfer handle was useful for two participants. However the quadriplegic subject could not use the adaptation. Subject all agreed that adjusted seat were useful and that they facilitated the transfer (table 8).

Table 8. Analysis of adaptations and configurations

	Most useful adaptation?	**Adaptation that facilitate the most the transfer?**	**Most useful configuration?**	**Configuration that facilitate the most the transfer?**
Subject 1	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface
Subject 2	Transfer handle	Transfer handle	Adjusted seat surface + Transfer handle	Adjusted seat surface + Transfer handle
Subject 3	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface
Subject 4	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface	Adjusted seat surface

Conclusion and Discussion

Previous studies [5, 9] have listed the difficulties felt by wheelchair users, inside the aircraft. However, these studies did not focus on what participants would prefer for improving their comfort or their accessibility. The aim of this study was to investigate the influence of some adaptations regarding the accessibility of wheelchair users on aircraft seat. Three adaptations were proposed: 1) surfaces of the boarding chair and aircraft seat were fixed at the same level (adjusted seat surfaces), 2) backrest vertical seat inclination and 3) a transfer handle was made available.

Adjusting the height of the boarding and aircraft seats at the same level represents a useful adaptation to facilitate transfers between these seats while embarking or disembarking the aircraft. This adaptation was considered the most useful and which facilitate the most the transfer. This finding is in adequacy with Quigley [8] who found that the design of seat base were very important for participants getting in or out of their seat easily.

The transfer handle contributes to facilitate the continuous displacement but cannot be adopted by all users. This adaptation contributes to greatly reduce pelvis displacements but is not appreciated by all users, not by a lack of utility but for what it represents. This adaptation could be proposed with a design which would not evoke hospital memories. Vertical inclination was not reported as an advantageous adaptation.

Acknowledgements

This research was supported financially by Zodiac Seats France and Direction Générale de l'Aviation Civile (project n° 2016930805).

References

[1] World Health Organization, 2011. World report on disability. Geneva, Switzerland.
[2] Burnett, J. J., and Baker, H. B., 2001. Assessing the Travel-related Behaviors of the Mobility-Disabled Consumer. Journal of Travel Research, 40 (1), 4-11.
[3] Open Doors Organization, 2005. Research Among Adults With Disabilities: Travel and Hospitality. Chicago: Open Doors Organization.
[4] Open Doors Organization, 2015. Disability travel in the United States: recent research and findings. Chicago: Open Doors Organization.
[5] Poria, Y., Reichel, A., Brandt, Y., 2010. The flight experiences of people with disabilities: an exploratory study. Journal of Travel Research, 49(2), 216-227.
[6] Chang, Y.C., Chen, C.F., 2011. Meeting the needs of disabled air passangers : Factors that facilitate help from airlines and airports. Tourism Management 33, 529-536.
[7] Chang, Y.C., Chen, C.F., 2012. Overseas travel choice for persons with reduced mobility. Journal of Air Transport Management 20, 43-45.
[8] Grant R.C., 2013. The State of PRM Accessibility in Single Aisle Commercial Aircraft. SAE International. 2013-01-2309

[9] Quigley, C., Southall, D., Freer, M., Moody, A., Porter, M., 2001. Anthropometric study to update minimum aircraft seating standards. Review of AN64

[10] Molenaar, C., Gabrielli, F. and Pudlo, P., 2015. The influence of spatial barriers on the ingress/egress movement toward an aircraft seat for persons with reduced mobility : a preliminary study. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18(1) : 2002-2003.

[11] Gabrielli, F., Molenaar, C., Blandeau, M. and Pudlo, P., 2016. Impact of Spatial Hindrance on Sit-to-Stand and Exit Strategies of Low Mobility Passengers. AMSE IFRATH Publication - Modelling C; 77, no. 2 : 120–29.

Solution de Mobilité avec verticalisation : Gyrolift

Tafsut Tagnithammou
Gyrolift SAS / LISV
78180 Montigny le Bretonneux, Versailles, France
Tafsut.tagnithammou@gyrolift.fr

Thamila Fali
Gyrolift SAS
78180 Montigny le Bretonneux, Versailles, France
Thamila.fali@gyrolift.fr

Lambert Trénoras
Gyrolift SAS
78180 Montigny le Bretonneux, Versailles, France
Lambert.trenoras@gyrolift.fr

Eric Monacelli
LISV, Univ. Versailles Saint-Quentin-En-Yvelines,
Université Paris-Saclay
78000, Versailles, France
eric.monacelli@uvsq.fr

***Abstract*— Cet article présente une nouvelle solution de mobilité robotique *Gyrolift* permettant à son utilisateur de se déplacer aussi bien assis que debout. Grâce à son système de verticalisation, les utilisateurs peuvent rester en sécurité et interagir avec l'environnement, atteindre des objets qu'ils ne pouvaient pas atteindre avec d'autres solutions de mobilité existantes. Le *Gyrolift* comporte d'autres fonctionnalités : une correction automatique du centre de gravité, un contrôle motorisé de la direction et des béquilles de sécurisation motorisées. Ces fonctionnalités permettent à la personne de rester debout malgré les différentes perturbations et ses propres déficiences. Un prototype préindustriel a été présenté lors du CES 2018 de Las Vegas.**

Keywords : Robotique ; Gyropode ; Assistance ; Fauteuil Roulant ; Mobilité.

I. INTRODUCTION

L'amélioration de la mobilité des personnes atteintes de déficiences entraînant une mobilité réduite est un véritable challenge technologique. Différentes solutions de mobilité personnelle ont été développés afin d'améliorer la qualité de vie de ces personnes, d'améliorer leur autonomie ou encore leur permettre d'atteindre une position debout (i.e. verticalisation). Un arrêt vasculaire cérébral, une attaque ou blessure de la moelle épinière [1], peut causer des problèmes de mobilité. Ces personnes ont besoin d'une approche différente pour appréhender leur mobilité de façon innovante afin de favoriser un retour dans l'emploi ou un usage en loisir. Le fauteuil roulant est généralement la solution la plus utilisée, à la fois simple et efficace, pour obtenir une forme d'indépendance et d'autonomie. Cependant au-delà d'une image marquée, ces véhicules (surtout pour leur version électrique) présentent plusieurs contraintes en matière de mobilité. Ils ne permettent pas un déplacement en zones étroites ni le franchissement de certains obstacles ou sur toutes les surfaces.

La fonction de verticalisation intégrée sur des fauteuils roulants existe. Elle présente un double avantage pour les utilisateurs qui peuvent se redresser tout en préservant une propulsion. Le module *Gyrolift* est basée sur les solutions dîtes de glisses urbaines. Développées autour des technologies gyropodiques, ces solutions offrent aujourd'hui une nouvelle forme de mobilité pour tous. La démarche est alors d'intégrer cette nouvelle offre pour répondre aux besoins des personnes en situation de handicap.

L'article s'organise en plusieurs parties pour présenter la solution *Gyrolift* : le chapitre 2 présente les différentes solutions de mobilité autour d'un état de l'art principalement au niveau de l'offre industrielle. Le chapitre 3 permet de décrire plus en détails les fonctionnalités de notre solution avec une présentation centrée sur le contrôle du centre de gravité et de la direction, ainsi que sur la solution de sécurisation. Enfin, l'usage du module robotique *Gyrolift* pour une adaptation sur les principaux gyropodes du marché est ensuite décrit.

II. ETAT DE L'ART

Le *Gyrolift* n'a pas de concurrent direct proprement dit, car aujourd'hui, aucune solution sur le marché ne permet à une personne à mobilité réduite de se déplacer aussi bien assis que debout sur une base gyropodique. Toutefois, il existe différentes solutions qui cherchent à répondre à certains besoins : pénibilité dans l'emploi, accessibilité et réinsertion professionnelle.

A. Dispositifs médicaux pour personnes en situation de handicap

Trois sociétés représentent 80% du marché [2] (**Invacare**, **Dupont Medical**, **Meyra**) qui est également servi par une grande quantité d'autres fournisseurs : **OttoBock**, **Sunrise**

Medical, **Vermeiren**, **Rupiani**, **Permobil**, **Vassilli**, **France Rehab**, etc.



Figure 1 : Fauteuil électrique

Une déficience engendrant une mobilité réduite peut venir de différentes causes. Ces causes, issues d'un large panel de pathologies, nécessitent une approche individuelle afin d'améliorer la mobilité ou l'autonomie de mouvement des patients. Cependant, actuellement 69.8 % [3] des personnes présentant une paraplégie dues à une lésion de la moelle épinière utilisent un fauteuil roulant comme principal moyen de locomotion. Le choix de l'aide technique est aussi une question d'acceptation. Une aide technique est aussi choisie en fonction du gain qu'elle va apporter à son utilisateur que l'image qu'elle va renvoyer [4]. Il peut être préférable d'avoir l'aide technique la plus transparente suivant l'environnement dans lequel évolue la personne. Cependant, un déplacement en extérieur nécessite aussi des fonctionnalités de franchissement. Différentes solutions industrielles existent, aussi bien que des solutions robotiques ou exosquelettiques. Le gyropode peut être une solution adaptée et répondant à ce nouveau besoin. Le coût de ces solutions est de plusieurs milliers d'euros. Ces fauteuils roulants intègre des degrés de mobilité différents d'un fauteuil roulant classique comme l'allongement.

B. Fauteuil roulant verticalisateur



Figure 2 : Fauteuil roulant électrique verticalisateur

Les fauteuils robotisés offrent une indépendance et autonomie accrue [5]. La fonction verticalisateur répond à des besoins médicaux ainsi qu'à des besoins d'autonomie et d'accessibilité. Beaucoup de sociétés innovantes se positionnement sur cette niche dont en particulier la société **Lifestand**, face à ses principaux concurrents (**Invacare**, **Meyra**, **OttoBock Vassilli** et **France Rehab**). Même s'il existe des fauteuils roulants verticalisateurs (Fig. 2), ceux-ci ne permettent pas de se déplacer en position verticale. L'utilisateur doit être à l'arrêt pour se verticaliser. De plus, ces solutions sont souvent très lourdes et encombrantes avec un coût de plusieurs dizaines de milliers d'euros (de 20 à 30K€).



Figure 3 : Scooter pour PMR

C. Scooter pour PMR

Pour des raisons d'acceptation et d'image que l'aide technique va renvoyer de son utilisateur, de nombreuses personnes à mobilité réduite préfèrent utiliser des solutions telles que des canes ou des déambulateurs plutôt que des fauteuils roulants, trop connotés pour « des personnes en situation de handicap ». La technologie *Gyrolift* se place en concurrente de solutions telles que les scooters PMR[6](Fig. 3). C'est un dispositif qui peine à se lancer en France par rapport à cette image qu'il peut renvoyer. Le coût de ces solutions est entre 1 et 3 K€.

D. Base gyropodique



Figure 4 : Genny



Figure 5 : iBot



Figure 6 : MarioWay



Figure 7 : Nino-Robotics

Dans le domaine des fauteuils roulants électriques de nouvelles technologies sont apparues sur le marché commercial [7]. L'iBot (Fig. 5) est un fauteuil roulant électrique qui ne

permet pas à l'utilisateur de se retrouver en position debout mais il peut se surélever.

Trois sociétés offrent une solution basée sur les gyropodes de la société Segway :

- **Genny Mobility** (Lugano, Suisse) (Fig. 4) propose deux versions très abouties.
- **Mobilygo** (Saint Privat, France) offre deux versions plus rudimentaires.
- **MarioWay** (Italie) (Fig. 6) offre une verticalisation mais ne répondant pas aux critères ergothérapiques. Contrairement à cette solution qui généralise la fonction de verticalisation indépendamment du type d'utilisateur, la solution de verticalisation du *Gyrolift* est basée sur un modèle cinématique morphologiquement adaptée à l'utilisateur.

Basé sur cette technologie, le **Genny** est apparu récemment, fauteuil roulant électrique reposant sur un gyropode (Fig. 7).

Une nouvelle société, **Nino Robotics**, arrive avec une solution de fauteuil basée sur le produit Ninebot, gyropode fabriqué en Chine et vendu à un prix bien moins important que la solution Segway (3100€ vs 9900€).

Cependant, ces solutions, à l'inverse du *Gyrolift*, ne permettent pas à leurs utilisateurs de se retrouver en position verticalisée et de se déplacer ainsi. Pourtant la verticalisation à des avantages physiologiques et psychologiques. Ils sont aussi définis pour un seul modèle de gyropode alors que le *Gyrolift* assure une modularité des bases. La sécurisation est aussi manuelle sur ces solutions.

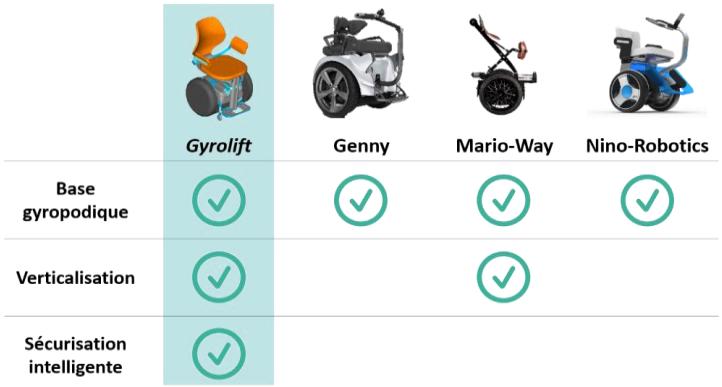


Figure 8 : Comparaison entre les solutions à base gyropodique

III. DESCRIPTION DES FONCTIONNALITES DU GYROLIFT

A. *Présentation du projet Gyrolift*

Le travail porte sur l'étude et la conception d'une solution robotique appelée *Gyrolift*, adaptation d'un gyropode, véhicule de transport auto-équilibré à deux roues [8]. L'adaptation du gyropode permet à son utilisateur une mobilité en position assise ou debout afin d'offrir une plus grande liberté, en intérieur comme en extérieur. L'adaptation du gyropode en « fauteuil roulant verticalisateur » impose d'étudier les contraintes d'équilibre, de transfert et de franchissement. C'est un défi que de se mettre et se maintenir en position debout, malgré la présence d'un certain nombre de perturbation et de ses propres déficiences. L'objectif est de combiner un modèle théorique avec un développement d'une solution expérimentale (en collaboration avec les thérapeutes et ergonomes) et confronter nos travaux aux usagers pour assurer la validité et l'acceptation de la solution.

B. *Verticalisation*



Figure 9 : Système de verticalisation

La verticalisation a des avantages physiologiques : elle favorise la réduction des escarres, la consolidation des os, la circulation sanguine [9]. De plus, une position verticalisée permet à son utilisateur d'avoir accès à des objets en hauteur et ainsi faciliter une autonomie et une réintégration aussi bien sociale que professionnelle. Elle permet aussi à son utilisateur d'être à la même hauteur qu'un interlocuteur lors d'une conversation.

Cette version du *Gyrolift* apporte des améliorations sur la verticalisation par rapport au premier prototype. La principale amélioration porte sur la cinématique de verticalisation et sur son encombrement. La première solution brevetée en 2014 permet la verticalisation morphologiquement adaptée de l'usager. Pour cette dernière version, nous avons déposé un second brevet intégrant d'autres fonctionnalités. Ces fonctionnalités du *Gyrolift* permettent de rendre à l'usager une autonomie et accroissent ses possibilités de retour dans l'emploi.

C. *Correction automatique du centre de gravité*

Sur le *Gyrolift*, il sera possible d'effectuer une correction automatique du centre de gravité [10] [11]. Le centre de gravité est évalué à l'aide de capteurs de force (Fig. 10). Une fois le centre de gravité positionné, il sera alors possible pour l'usager de bénéficier d'un mode « statique ». Ce mode permet d'asservir le dispositif et de rester en position statique pour effectuer une tâche quand le dispositif est en route. Ainsi, en activant cette fonction, le dispositif reste stable même si l'usager bouge pour effectuer une action qui entraine le déplacement de son centre de gravité.

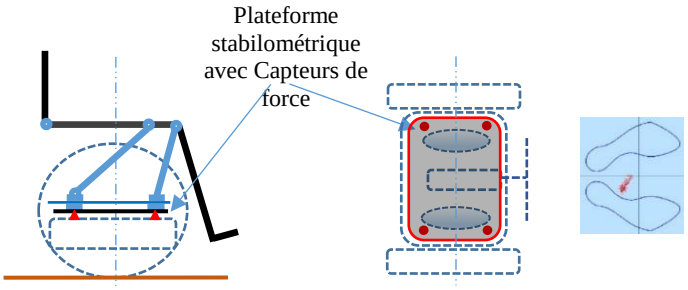


Figure 10 : Estimation du centre de gravité

Elle permet aussi d'amplifier un déplacement en déplaçant l'utilisateur en avant ou en arrière. Cette fonctionnalité permet aussi un confort accru lors de montées ou de descentes de fortes pentes. Cela permet aussi d'amplifier un freinage.

D. Contrôle motorisé de la direction

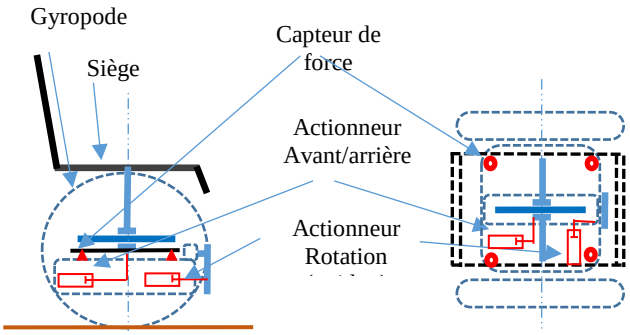


Figure 11 : Contrôle motorisé

Nous avons également breveté le moyen d'intégrer de nouvelles interfaces de contrôle via une direction motorisée (Fig.11). Cette fonction vient se fixer sur l'arbre de direction du gyropode et ainsi contrôler la direction du dispositif sans le guidon. Cette solution permettra de contrôler le dispositif via n'importe quelle interface de commande du *Gyrolift* comme : un contrôle postural, un joystick, un contrôle à distance ou un contrôle à la voix. Cette solution, couplée à la première revendication de correction automatique du centre de gravité, peut laisser envisager une utilisation du *Gyrolift* par des personnes avec une déficience plus lourde. Une personne en situation de handicap nécessitant un fauteuil roulant avec joystick par exemple ne serait plus bloquée pour utiliser le *Gyrolift*. Effectivement une personne qui ne peut pas reculer ou avancer avec son centre de gravité pourrait utiliser le joystick

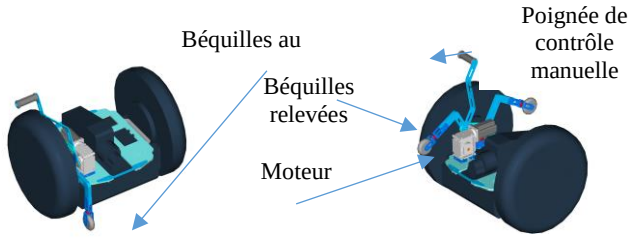


Figure 12 : Système de sécurité

afin de contrôler son *Gyrolift*. Elle permettra également un usage personnalisé et intuitif [12] [13] pour chaque groupe d'utilisateurs en milieu professionnel, en loisir et sportif.

E. Béquilles motorisées

Une solution de sécurisation a aussi été développée au cours de la thèse de doctorat portant sur le projet *Gyrolift* [8]. Cette solution consiste à détecter les perturbations que subit le dispositif ou l'usager pour le sécuriser suivant une procédure adéquate pouvant aller jusqu'au déploiement de béquilles de sécurisation pour ancrer le dispositif au sol. Ces béquilles (Fig.12) permettent aussi à une personne PMR d'effectuer son transfert sur le dispositif. Cet algorithme de détection de perturbation a été développé pour la robotique dans un premier temps, puis adapté au *Gyrolift*. Il peut agir automatiquement ou sur demande de l'usager.

Couplées aux algorithmes de sécurisation déjà définis, ces béquilles permettent à l'usager de se déplacer de manière sécurisée ainsi que d'effectuer son transfert sur le dispositif.

F. Adaptation à tous les gyropodes



Figure 13 : Segway i2



Figure 14 : Ninebot Elite



Figure 15 : Eswing ES1350



Figure 16 : module Gyrolift

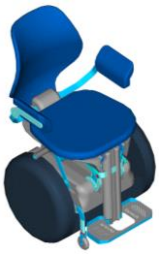


Figure 17 : Gyrolift monté sur Segway

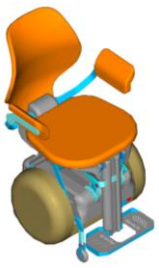


Figure 18 : Gyrolift monté sur Ninebot

Le *Gyrolift* est une solution de mobilité sur gyropode intégrant une verticalisation. Basé sur une conception universelle, il se compose d'un module robotique qui vient se fixer sur une base gyropodique pour ainsi l'aménager en fauteuil roulant électrique verticalisateur.

Il est adaptable sur les principaux gyropodes existants (Fig.13) (Fig.14) (Fig.15). Les différentes fonctionnalités et avantages des bases gyropodiques permettent un usage optimal.

Parmi les différentes bases gyropodiques, le Segway i2, le Ninebot Elite et le Eswing ES1350 offrent le même type de contrôle c'est-à-dire que le centre de gravité de la personne

permet de reculer ou d'avancer, et grâce au guidon une direction. En termes de choix du module robotique *Gyrolift,* c'est relatif à l'encombrement au dispositif, l'environnement d'utilisation du *Gyrolift.* La base du Ninebot Elite est moins encombrante, plus compacte adaptée pour les espaces confinés de travail. Contrairement au Segway i2 ou bien Eswing ES1350 qui sont plus adapté à des espaces ouverts avec des sols irréguliers.

IV. Conclusion

Dans l'article, nous avons présenté les différentes solutions de mobilité existantes et les différents besoins d'utilisateur. Afin de répondre aux différents besoins d'utilisateur nous avons présenté le *Gyrolift.*

Gyrolift est une solution qui répond aux critères de conception universelle, que ce soit dans l'application du dispositif que dans les catégories particulières de personnes qui l'utilise. A l'aide de ce dispositif novateur, une autonomie de l'utilisateur est assurée.

La mobilité fluide et le côté compact de l'appareil permet de se déplacer dans des espaces confinés et comme des « open space ». Sa verticalisation offre la possibilité à son utilisateur d'avoir accès à des objets (dossier en haut d'une armoire) sans nécessité d'aménagement du poste. Le *Gyrolift* ouvre donc des postes d'emploi à des personnes à mobilité réduite. Il permet de favoriser le maintien et la réinsertion dans l'emploi, le retour dans un vie sociale. Il répond aux besoins d'inclusion.

Le dispositif développé avec ses différentes fonctionnalités permet de répondre à l'ensemble des contraintes générées par la station debout, des perturbations externes et des déficiences de l'utilisateur.

V. Perspectives

A long terme, l'amélioration du protocole de sécurité apporterait une valeur ajoutée au *Gyrolift.* Afin d'optimiser l'assistance au conducteur une stratégie de collaboration serait envisagée.

Il s'agit de proposer une solution d'adaptation de l'interaction conducteur/*Gyrolift* sur la base des perceptions internes (liées à l'état de cette interaction et des perturbations) et externes (informations issues de l'environnement et des autres véhicules de l'espace de mobilité).

References

[1] V. Lemay, "Etude des déterminants de la mobilité en fauteuil roulant manuel et leur association avec la participation sociale d'usagers expérimentés ayant une lésion de la moelle épinière," Université Laval, 2011.

[2] N. Vignier, J. F. Ravaud, M. Winance, F. X. Lepoutre, and I. Ville, "Demographics of wheelchair users in France: Results of national community-based handicaps-incapacités-dépendance surveys," *J. Rehabil. Med.*, vol. 40, no. 3, pp. 231–239, 2008.

[3] M. Berkowitz, "Spinal cord injury : An analysis of medical and social costs," *Demos Med. Publ.*, 1998.

[4] S. Mcfee, "Choisir une aide technique *," Techniques, pp. 430–439, 2002.

[5] B. Guillon, S. Bouche, B. Bernuz, and D. Pradon, "Fauteuils roulants : description, utilisation, critères de choix," EMC - Kinésithérapie - Médecine Phys. - Réadaptation, vol. 5, no. 1, pp. 1–22, 2009.

[6] F. S. Clermont, "Conception d'un véhicule tout-terrain 6 × 6 pour les personnes à mobilité réduite," . January, 2004.

[7] A. Chemori, K. Brahim, and A. Chemori, "Nouvelle génération FreeMove : un fauteuil roulant automatisé de nouvelle génération," .June, 2014.

[8] L. Trénoras, "Analyse et interprétation des variations intentionnelles ou perturbatrices de la station debout sur gyropode.," université de Versailles Saint Quentin en Yvelines, 2014.

[9] A. S. Tafreshi, R. Riener, and V. Klamroth-Marganska, "Distinctive steady-state heart rate and blood pressure responses to passive robotic leg exercise during head-up tilt: A pilot study in neurological patients," Front. Physiol., vol. 8, no. JUN, pp. 0–11, 2017.

[10] A. Goswami, S. K. Yun, U. Nagarajan, S. H. Lee, K. Yin, and S. Kalyanakrishnan, "Direction-changing fall control of humanoid robots: Theory and experiments," Auton. Robots, vol. 36, no. 3, pp. 199–223, 2014.

[11] Z. Aftab, T. Robert, and P. B. Wieber, "Balance recovery prediction with multiple strategies for standing humans," PLoS One, vol. 11, no. 3, 2016.

[12] Y. Guedira, R. Farcy, É. Desailly, Y. Bellik, and É. Cinématique, "Évaluation Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant Electrique : une Étude Pilote Cinématique d'une Interface Tactile pour le Pilotage d'un Fauteuil Roulant," in *IHM 2017*, 2017.

[13] D. Nunes, P. Zhang, and S. Jorge, "A Survey on Human-in-the-Loop Applications Towards an Internet of All," IEEE Commun. Surv. Tutorials, vol. 17, no. 2, pp. 944–965, 2015.

Session 6 : Accessibilité

Président de Session : Dominique Archambault

Le numérique au service de l'adaptation : une expérimentation reproductible vers l'accessibilité d'une carte géographique

Shirley Alvarado
ESPE St Agne, (UT2), Toulouse
shirley.alvarado@ac-toulouse.fr

Philippe Truillet
IRIT/UPS, Toulouse
Philippe.truillet@irit.fr

Nadine Jessel
IRIT/UT2J, Toulouse
nadine.jessel@univ-tlse2.fr

Véronique Gaildrat
IRIT/UPS, Toulouse
Veronique.gaildrat@irit.fr

Résumé : La Mappa Mundi d'Albi est une carte du huitième siècle, enregistrée au registre mémoire du monde de l'Unesco en 2015. Elle est difficilement compréhensible visuellement et nécessite des explications et une contextualisation. Au regard de la législation sur l'accessibilité face aux œuvres culturelles et au regard des multiples perceptions qui peuvent être utilisées pour sa compréhension, nous avons mis en œuvre différents dispositifs, via le numérique afin de la rendre accessible au plus grand nombre.

Différents critères d'accessibilité et de perception de modalités sensorielles ont été étudiés. Une analyse a porté sur les dispositifs de carte tactile déjà existants. De là, des prototypes de cartes augmentées numériques ou tangibles ont été mis en place grâce à différents partenariats et ont reposé sur un objectif de reproductibilité.

Cette reproductibilité s'est voulue à faibles coûts et prenant en compte la culture maker des Fablabs avec le travail en collaboration ainsi que le codage à l'aide de la programmation par blocs

Mots clés : Mappa Mundi, accessibilité par le numérique, inclusion scolaire, Fablab, collaboration, carte augmentée.

I. INTRODUCTION ET PROBLEMATIQUE DE DEPART

« La Mappa Mundi » d'Albi (cf. figure 1), carte du VIIIème siècle conservée à la médiathèque Pierre Amalric d'Albi est inscrite au registre de la mémoire du monde par l'UNESCO depuis 2015. Cette carte est l'une des premières représentations du monde dans sa globalité non symbolique, ni abstraite. De par sa présence dans un lieu public et de son enregistrement à l'UNESCO, elle se doit d'être en conformité avec la loi d'accessibilité du 11 février 2005 « pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées[1] ». L'accessibilité implique une adaptation des pratiques des professionnels de la culture afin de répondre au plus grand nombre et de viser la diversité des publics (Culture et Handicap: guide pratique de l'accessibilité[2] p 45).

L'accessibilité aujourd'hui en lien avec l'inclusion s'organise autour d'une conception systémique de la société [1, 2]. La politique d'accessibilité ne concerne plus uniquement les personnes handicapées, mais veut aussi répondre à différentes « situations de handicap » où une personne se retrouve aussi gênée qu'une personne handicapée alors qu'elle n'est pas particulièrement atteinte d'une déficience. Le principal enjeu est alors la création d'environnements facilitants pour tous afin d'assurer l'autonomie et l'égalité des chances.



Figure 1 : *La Mappa Mundi d'Albi, carte du VIIIème siècle, 27 cm X 22,5 cm, feuillet 57v du manuscrit MS 29 conservé dans le fonds ancien de la médiathèque Pierre-Amalric d'Albi.*

Les technologies de l'information et de la communication (TIC) apportent depuis longtemps des aides techniques compensatrices. Mais les TIC doivent également être au service de la création de ressources numériques accessibles. De plus, il s'avère que les aides plurimodales d'accès aux

[1] https://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do?cidTexte=JORFTEXT000000809647

[2] Culture et handicap : guide pratique de l'accessibilité, ministère de la culture et de la communication, février 2007, [en ligne ; consulté le 15/02/2017 www.culturecommunication.gouv.fr/content/download/23604/199384/.../1/.../guide.pdf

savoirs créées pour les uns sont souvent utiles pour les autres, c'est ce que l'on appelle le « design for all » [3].

La Mappa Mundi d'Albi a pour caractéristique de ne pas être facilement appréhendable même pour un voyant.

En effet, la représentation du monde antique (forme, orientation) reste très éloignée de ce que nous avons l'habitude de percevoir actuellement. Notre réflexion d'accessibilité a été guidée par la prise en compte de dispositifs, méthodes et techniques sur les adaptations d'images et de cartes pour les personnes déficientes visuelles [4] mais également sur les modalités sensorielles de perception.

Les facultés du toucher et de l'ouïe ont donc été analysées grâce aux études entre autres de [5]. La thèse de [6] montre de plus l'importance de la simplification de l'image tactile qui doit représenter l'essentiel de l'image réelle afin de palier à la perception tactile qui est de résolution inférieure par rapport à la perception visuelle. De plus, les travaux de [7] ont montré pour leur part que les enfants aveugles avaient une meilleure reconnaissance des images quand elles étaient texturisées. Nous nous sommes également inspirés de l'audiodescription, procédé né aux États-Unis et qui a été implanté en France et en Europe par l'association Valentin Haüy[3] et qui permet d'appréhender les images fixes et animées.

Le retour audio des images tactiles est aujourd'hui facilité par le numérique. La première carte interactive avec sortie audio a été introduite par Parkes en 1988. Les cartes tactiles interactives reposent sur la représentation d'une carte en relief avec pour légende une sortie sonore. La carte audio tactile interactive se trouve être d'un accès plus rapide et appréciée par les utilisateurs [8] face aux cartes géographiques mises en relief accompagnées d'une légende en braille. De plus, elle s'adresse au public ne connaissant pas le braille. En 2017, les travaux de [9] ajoutent que les utilisateurs mémorisent mieux des informations avec des cartes interactives.

Nos travaux s'appuient donc sur ces constats : l'inclusion et l'égalité des chances pour tous se trouvent être réalisables par des adaptations et compensations liées à la collaboration mais également à travers la pluralité des modes d'accès aux savoirs. La connaissance du monde peut se faire à travers différents modes sensoriels et les cartes interactives à retour audio présentent des avantages d'accès et de mémorisation.

L'objectif de notre étude est de proposer et d'évaluer simplement plusieurs dispositifs **numériques** pouvant contribuer **au principe de l'accessibilité** face à une carte géographique incompréhensible visuellement, mais également de s'interroger sur ce qui peut être **générique** dans le processus de construction des différents objets virtuels ou réels permettant de présenter les informations contenues dans une carte géographique.

II. Axes pour l'accessibilité retenus

A. *La diversité des publics de la carte*

La finalité est d'apporter une technicité propre aux besoins particuliers de chacun et de prendre en compte les sens développés par chacun. La réalité doit connaitre une plus-value grâce au numérique. Cet enrichissement via les sens : l'ouïe, la vue, le toucher a pour objectif de donner du sens afin de rendre la carte compréhensible au plus grand nombre.

B. *L'intelligibilité de la carte*

Les dispositifs numériques construits doivent respecter au maximum la Mappa Mundi dans ses dimensions, sa représentation (couleurs, orientation) et son histoire. L'intelligibilité de la carte a été établie par la lecture des études actuelles de celle-ci.

C. *La reproductibilité des dispositifs*

L'objectif de l'accessibilité se trouve dans la faisabilité technique et la transférabilité des dispositifs pour d'autres cartes ou œuvres. Le matériel et la fabrication doivent être simples et peu coûteux. Un utilisateur (enseignant ou enseignant spécialisé) sensible au numérique mais non informaticien doit être en mesure de reproduire nos dispositifs pour ses besoins.

III. Les differentes augmentations de la Mappa Mundi via le numerique

A. *Une représentation sur un écran tactile d'ordinateur avec retour audio et visuel sur le nom des différents pays, villes et fleuves.*

La réalisation de ce dispositif a été possible grâce à la numérisation de la carte réalisée par la médiathèque Pierre Amalric, une programmation en JavaScript et en HTML et le logiciel gratuit Inkscape[4] qui a permis une reproductibilité au format SVG de la carte prédécoupée en zones distinctes. Pour l'enregistrement audio, une neutralité de la voix s'est vue nécessaire pour des modifications ultérieures par toutes personnes modifiant le projet. Nous nous sommes servis de la voix produite par la TTS de Google Traduction[5] pour nommer toutes les parties géographiques inscrites en latin sur la carte.

Action	Effet	Public	Sens	Logiciels
Clic sur une zone de la carte	Son de la zone sélectionnée + Affichage du texte de la piste audio + couleur de la zone	Voyant Mal voyant	Vue et ouïe	Inskape Audacity HTML Javascript
Superposition de la carte en relief puis double clic sur une zone de la carte		Aveugle	Toucher et ouïe	
Clic sur une zone de la carte		Sourd	Vue	

Tableau 1 : Ajouts à la carte tactile interactive audio

Afin de correspondre au public non voyant, le toucher tactile se réalise à l'aide d'un dessin en relief, grâce au thermo-gonflage, posé sur l'écran de l'ordinateur. Notre partenariat avec le Centre de Transcription et d'Edition en

[3] http://www.avh.asso.fr/fr/lassociation/nos-services/laudiovision [consulté le 15/02/2018]

[4] https://www.inkscape.org

[5] https://translate.google.com

Braille (CTEB) de Toulouse, nous a permis d'adapter le dessin SVG avec des signes distinctifs pour chaque représentation de la carte : les « eaux », « territoires » et « villes » de la carte selon leurs préconisations.
Cette première version de carte interactive a également été retravaillée (cf. **Tableau 1**) pour visualiser le texte de l'audio entendu. Cet ajout du texte a permis ainsi de rendre les zones de la carte accessibles et compréhensibles à tout public : voyants, malvoyants, sourds et muets.
La haute résolution avec l'accès au zoom de l'ordinateur permet de voir au mieux les détails et d'adapter la lecture aux malvoyants. Nous avons ensuite apporté un contraste de couleur aux zones lorsqu'elles sont sélectionnées afin de mieux les délimiter et les percevoir. Enfin, le bouton : « *Présentation et contextualisation* » a été ajouté pour enrichir cette carte interactive avec des informations d'ordre général. (cf. **Figure 2**)



Figure 2 : Capture d'écran de la carte interactive audio de la Mappa Mundi avec visualisation du texte de l'audio entendu et de la zone sélectionnée, ©Alvarado Shirley, 2017

B. Une représentation sur une carte en bois sensitive couplée à une application de description sur smartphone

La deuxième ressource est une carte en bois sensitive couplée à une application d'audiodescription sous Android conçue avec le logiciel Appinventor[6]. Ce deuxième dispositif a été réalisé grâce à la découpeuse/graveuse laser du CampusFab[7] de l'UT3. L'océan et les mers ont été texturisés grâce à une gravure horizontale de la machine. Les représentations de la carte sont abordées à différentes échelles : « *continents* », « *eaux, territoires et villes* ». La compréhension globale de la carte se veut ainsi facilitée. Le toucher est ici palpable, la discrimination est possible grâce à différentes textures choisies pour chaque élément de la carte. Le nom de chaque continent est écrit en braille sur une étiquette transparente (conçue par le CTEB) et en dessous du texte en braille se trouve le texte en noir. En deuxième niveau, au retrait de chaque continent, il est possible d'explorer en creux les parties géographiques identifiées de la Mappa Mundi (cf. **Figure 3**).



Figure 3 : Carte en bois sensitive couplée à une application d'audiodescription, ©Alvarado Shirley, 2017

L'application permet à l'utilisateur de pouvoir explorer la carte avec ses deux mains tout en écoutant l'audiodescription. La voix ici est enregistrée pour apporter une intonation aux propos. L'usager obtient les informations voulues à son rythme : il peut interrompre, faire une pause ou alors réécouter s'il le souhaite une seule partie de son exploration.

IV. TESTS D'ACCESSIBILITÉ

L'objectif des tests effectués sur les deux dispositifs concernait leur utilisabilité pour différents utilisateurs afin de rendre compréhensible les informations contenues sur cette carte. Le dispositif de la carte audio interactive de la Mappa Mundi a été testé par exploration tactile et la compréhension de l'utilisateur retournée à l'aide d'un questionnaire. Le retour des tests du deuxième dispositif a été réalisé à l'aide d'entretiens.

A. La carte interactive audio

Elle a été expérimentée auprès de 19 personnes dont deux personnes présentant une déficience visuelle (une « modérée » et l'autre « sévère »). Les personnes étaient placées devant la carte tactile avec la possibilité d'interaction et de zoom. Le questionnaire comporte 11 questions de repérage de zones géographiques : villes, fleuves, pays, îles et mers. Deux questions concernent des informations complémentaires de présentation et de contextualisation que les utilisateurs pouvaient obtenir en cliquant non pas sur la carte mais sur le texte correspondant.
Globalement les personnes interrogées ont repéré les zones géographiques : le nombre de bonnes réponses allant de 12 à 19 selon la question posée. La durée des tests est comprise entre 11 et 25 minutes avec une moyenne à 15 min correspondant au temps mis par les personnes malvoyantes.

Le résultat de la question sur le nombre de villes démontre leur faible visibilité. Si, sur les 11 questions, on enlève la question générale sur le nombre de villes identifiées sur la carte, 8 personnes ont trouvé toutes les bonnes réponses.

[6] http://appinventor.mit.edu/explore/ [consulté le 15/02/2018]
[7] https://fablab.univ-tlse3.fr

Concernant les informations de présentation et de contextualisation, elles n'ont pas été trouvées car la zone cliquable des informations de contextualisation n'a pas été identifiée.

Enfin, pour les deux personnes malvoyantes ayant participé au test, l'une a un nombre de réponses justes plus élevé que certaines personnes voyantes, l'autre a obtenu le plus mauvais nombre de bonnes réponses.

B. *La carte en bois sensitive et son application*

La carte en bois favorise une perception haptique que n'a pas la carte tactile interactive audio. Elle présente une lecture presque immédiate « aux premiers touchers » ou « aux premiers regards ». Le respect des dimensions de cette dernière donne une perception plus juste de la carte originale.

Elle a été testée par deux chercheurs aveugles et par un couple de personnes aveugles habitants Albi. Il a été constaté que le découpage en trois « *continents* » donne des repères proches de ceux que l'on connait et donc facilite la compréhension globale de la carte. La possibilité de palper, déconstruire et construire chaque continent pour explorer la carte détaillée en dessous en creux permet de mieux mémoriser les informations.

L'audiodescription favorise la diminution de l'effort cognitif pour sa compréhension. L'application d'audio-description sous Android ne correspond malheureusement pas aux habitudes du plus grand nombre des personnes déficientes visuelles qui préfère les smartphones sous système d'exploitation iOS. Celui-ci présente pour eux des avantages non négligeables dans le contrôle vocal de leurs applications.
La texture apportée par du papier peint est facilement dégradable peut être remplacée par des textures plus dures.

V. Reproductibilité

La reproductibilité de nos dispositifs repose essentiellement sur l'utilisation de **logiciels gratuits utilisés et open source** tels qu'Inkscape pour la vectorisation des images et Audacity pour le traitement des sons.
La carte interactive audio est reproductible de par son langage HTML et son langage de programmation JavaScript. Nous avons utilisé sa bibliothèque Raphaël[8] qui simplifie le travail avec les graphiques s'appuyant sur Scalable Vectors Graphics (SVG). Elle est proposée sous la licence Creative Commons[9]



La cartes en bois sensitive a été créée dans un Fablab, lieu de partage. La reproduction est facile, peu coûteuse et reproductible simplement.
La programmation de l'application avec le logiciel Appinventor se fait grâce à des blocs logiques que l'on peut assembler (similaire au graphique de « Scratch[10] »). De plus, l'application peut être partagée et téléchargée facilement sur un smartphone Android ou un ordinateur. La logique de création peut être récupérée et adaptée sur d'autres supports.

Conclusion

Dans cette étude exploratoire, nous avons travaillé sur l'accessibilité d'une carte difficilement interprétable visuellement sans apport d'information : la Mappa Mundi d'Albi.

Nous avons développé l'accessibilité pour différents utilisateurs et différents niveaux de description, à travers la conception d'une carte tactile interactive audio et d'une carte en bois sensitive accompagnée d'une application d'audiodescription. Au travers de ces approches, l'accessibilité par le numérique a été possible grâce à la programmation, à la culture « maker » et aux partenariats.

Ces conceptions répondent déjà positivement à notre recherche d'accessibilité. De plus, elles peuvent être adaptées à d'autres œuvres.

Remerciements

Nous tenons à remercier Mme Jocelyne Deschaux conservatrice en chef des bibliothèques du Grand Albigeois et archiviste-paléographe, Messieurs Hervé Luga, professeur UT2-IRIT et Bernard Oriola, ingénieur de recherche CNRS-IRIT et les membres du CTEB pour leurs contributions ainsi que toutes les personnes qui ont accordé de leur temps pour tester nos prototypes.

References

[1] S. Ebersold, "Inclusion", Recherche et information, 2009, n°61. [En ligne https://rechercheformation.revues.org/522]

[2] V. Folcher et N.Lompré, "Accessibilité pour et dans l'usage : concevoir des situations d'activité adaptées à tous et à chacun", Le travail humain Vol. 75, 2012, p. 89-120. [En ligne sur le site de Cairn, http://www.cairn.info/revue-le-travail-humain-2012-1-page-89.htm]

[3] Margherita Antona,Constantine Stephanidis, Actes de la 10ème conférence internationnale UAHCI (Universal Access in Human-Computer Interaction Interaction Techniques and Environments) 2016, Held as Part of HCI International 2016, Toronto, Canada, July 17-22

[4] Nadine Baptiste-Jessel, Bertrand Tornil, Benoit Encelle. Using SVG and a Force Feedback Mouse to Enable Blind People to Access "Graphical" Web Based Documents. Computers Helping People with Special Needs (2004), pp. 228-235.

[5] Y. Hatwell, "Le développement perceptivo-moteur de l'enfant aveugle". Enfance 1 Vol. 55, 2003,p. 88-94, DOI: 10.3917/enf.551.0088.

[6] Y. Eriksson, "*Images tactiles : représentations pour les aveugles, 1784-1940*, Les Doigts Qui Rêvent, 2008, trad. de Ph. Claudet 379 p. [Tactile Pictures : Representation for the Blind, 1784-1940, These à l'université de Lund 1999]

[7] A.Theurel, P. Claudet, Y. Hatwell et E. Gentaz, "Tactile Picture Recognition by Early Blind Children: The effect of Illustration Technique". Journal of Experimental Psychology: Applied, 19(3), 2013,p.233-240.

[8] A.Brock, B. Oriola, Ph. Truillet, C. Jouffrais et D. Picard, "Interactivity Improves Usability of Geographic Maps for Visually Impaired People". Human–Computer Interaction 30 (2), 2015,p.156-194.

[9] S. Giraud, A. Brock, J.M Macé et C. Joffrais, "Learning with a 3DPrinted Interactive Small-Scale Model: Improvement of Space and Text Memorization in Visually Impaired Students". Frontiers in Psychology, 2017,8, 930.https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017

[5] http://dmitrybaranovskiy.github.io/raphael/ [consulté le 15/02/2018]
[6] https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/
[10] https://scratch.mit.edu/ [consulté le 15/02/2018]

Vers une interface cerveau–ordinateur hybride pour la palliation du handicap moteur causé par la myopathie de Duchenne

Alban Duprès*, François Cabestaing†, José Rouillard†, Vincent Tiffreau‡, Charles Pradeau‡, Camille Delcour§

*Institut Supérieur de l'Aéronautique et de l'Espace (ISAE-SUPAERO), 31400 Toulouse
†Univ. Lille, CNRS, Centrale Lille, UMR 9189 - CRIStAL, 59655 Villeneuve d'Ascq
‡Univ. Lille, CHRU Lille, Service MPR, EA 7369 - URePSSS, 59037 Lille Cedex
§Centre Hélène Borel, Foyer d'Accueil Médicalisé, 59160 Lomme

***Résumé*—Dans cet article, nous présentons une ébauche d'Interface Cerveau–Ordinateur hybride (ICOh) conçue spécifiquement pour assister des personnes atteintes de myopathie de Duchenne (DMD : Dystrophie Musculaire de Duchenne). Dans un premier temps, nous décrivons la structure de l'interface et la stratégie de contrôle de trajectoire qui est à la base de son utilisation. Ensuite, nous présentons les différentes applications ludiques que nous avons développées en vue de permettre aux utilisateurs d'apprendre à utiliser le système. Enfin, nous présentons des résultats préliminaires de son utilisation par deux sujets atteints de DMD et comparons les performances obtenues par ces derniers lors de la réalisation d'une tâche de contrôle d'un jeu vidéo avec celles de dix sujets sains ayant réalisé la même tâche. Dans la version de l'interface décrite ici, l'utilisateur contrôle le système uniquement par son activité musculaire. Cependant, l'activité cérébrale est enregistrée simultanément pour permettre son analyse hors-ligne à des fins de validation.**

***Mots-clés*—interface cerveau–ordinateur hybride ; palliation du handicap moteur ; myopathie de Duchenne.**

I. Introduction

La myopathie de Duchenne, ou dystrophie musculaire de Duchenne (DMD), est une pathologie causée par une anomalie génétique qui entraîne un déficit en dystrophine. La conséquence principale de ce déficit est une dégénérescence inéluctable des muscles que la dystrophine contribue habituellement à réparer chez une personne non atteinte de DMD. Au début de la maladie, la faiblesse musculaire entraîne une fatigue chronique qui limite les capacités motrices des malades. Progressivement, la perte de contrôle des membres inférieurs interdit la marche, puis celle des membres supérieurs entraîne une perte intégrale d'autonomie. Par la suite, les muscles respiratoires sont atteints, rendant la respiration difficile, puis le muscle cardiaque et enfin les muscles de l'appareil digestif.

Toutes les technologies d'assistance visant à pallier un handicap moteur sont utiles aux malades : scooter électrique, fauteuil roulant électrique (notamment doté d'un système de verticalisation), système de contrôle domotique, utilisation adaptée d'un ordinateur, etc. Au cours des vingt dernières années, l'espérance de vie des patients atteints d'une DMD a augmenté de façon notable, notamment grâce au recours, plus fréquent qu'auparavant, à la ventilation assistée. En conséquence, les patients se trouvent plus longtemps que par le passé dans une situation de handicap moteur sévère, causée par une incapacité motrice presque totale.

Dans cette situation, on peut envisager l'usage d'aides techniques ne nécessitant plus de contrôle musculaire : reconnaissance vocale [1], suivi de la direction du regard [2] ou de la tête [3], contrôle par électromyographie (EMG) [4] ou électro-oculographie (EOG) [5]. Malgré tout, aucune de ces techniques ne s'adapte réellement à la situation spécifique de handicap causée par la myopathie de Duchenne, qui dépend de l'évolution de cette dernière à long terme, mais également à court terme, par exemple en fonction du niveau de fatigue ou des variations de l'environnement du malade.

Notre objectif est de développer une aide technique qui permettra à un sujet souffrant de DMD de contrôler différents éléments de son environnement au travers d'une interface unique, laquelle s'adaptera constamment à son niveau d'incapacité motrice. Lorsque l'activité musculaire est correcte, les signaux de contrôle seront élaborés à partir de deux joysticks ; lorsque l'activité musculaire n'est plus efficace, le contrôle sera obtenu par l'analyse de signaux électro-myographiques (EMG) ; enfin, si l'activité EMG n'est plus interprétable, c'est au travers d'une analyse de signaux électro-encéphalographiques (EEG) que l'interface élaborera les commandes. Il convient de souligner que dans la version présentée ici, la modalité de contrôle par EEG n'est pas encore utilisable en ligne. Les résultats présentés visent donc à valider l'intérêt du développement une ICOh plutôt que de valider l'interface elle-même.

Dans la première section de cet article, nous présentons la structure de cette ébauche d'interface cerveau–ordinateur hybride destinée principalement aux personnes atteintes de myopathie de Duchenne. La deuxième section est consacrée à la présentation de la stratégie de contrôle de trajectoire utilisée dans toutes les applications, lesquelles seront présentées dans la troisième section. Dans la quatrième et dernière section de cet article, nous présentons les résultats de deux expérimentations, l'une réalisée sur dix sujets sains en vue de valider le concept, l'autre sur deux sujets atteints de DMD. Durant ces expérimentations, bien que la commande par EEG ne soit

pas encore opérationnelle, ces signaux ont été enregistrés afin de permettre de les analyser hors-ligne. Enfin, nous concluons sur l'intérêt de poursuivre ce développement.

II. Interface Cerveau-Ordinateur hybride

Cincotti *et coll.* ont développé et évalué les performances d'un dispositif d'assistance destiné spécifiquement à des patients myopathes [6], [7]. Leur système permet de contrôler plusieurs applications grâce à différents dispositifs d'interaction, notamment une interface cerveau–ordinateur (ICO). Le contrôle des applications est réalisé par l'intermédiaire d'interactions classiques (clavier, souris, joystick, écran tactile, boutons), tant que les capacités motrices des mains le permettent. Puis, lorsque la motricité des mains est très dégradée, le contrôle des applications est réalisé grâce à un système de reconnaissance vocale et de suivi de la tête. Enfin, l'ICO est proposée au patient lorsque sa perte de motricité ne lui permet plus d'interagir au travers des autres modalités.

Comme celui de Cincotti, notre système d'assistance prendra également en compte plusieurs canaux d'interaction, dont une ICO. Néanmoins, nous voulons que le sujet puisse émettre des commandes standardisées, corrélées à la réalisation de mouvements spécifiques, quel que soit le canal utilisé. Lorsque ses capacités motrices ne seront pas suffisantes, le sujet pourra émettre une commande en *imaginant* qu'il réalise un mouvement plutôt qu'en le réalisant réellement. Cette approche présente un intérêt majeur, dans la mesure où le patient n'a pas à réapprendre à utiliser le système lorsque ce dernier prend en compte un canal de contrôle différent.

Afin qu'elle puisse s'adapter à la motricité des patients myopathes, nous avons donc développé une interface cerveau–ordinateur hybride (ICOh). Une ICOh permet de contrôler une application au travers de différents signaux, dont au moins un signal reflétant directement l'activité cérébrale de l'utilisateur. Pfurtscheller *et coll.* ont décrit en détails la structure et les principes de fonctionnement des Interfaces Cerveau–Ordinateur hybrides [8]. La figure 1 illustre le fonctionnement de notre ICOh pour contrôler une application, en détectant un mouvement ou une intention de mouvement de la main à différents niveaux de la chaîne de commande motrice

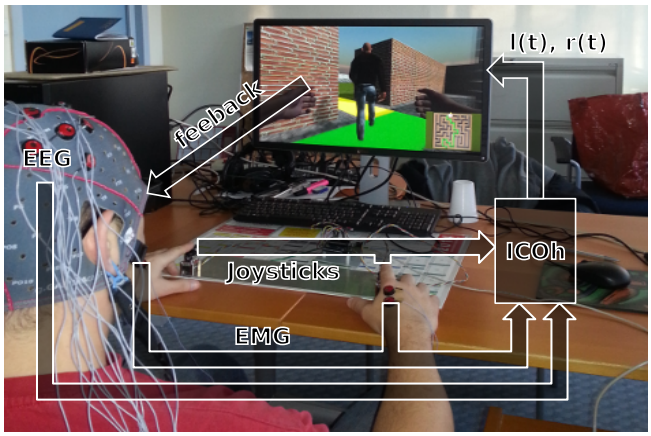


Figure 1. Interface Cerveau-Ordinateur hybride

Du point de vue de l'acquisition, nous enregistrons simultanément des signaux provenant de deux joysticks, de capteurs EMG et EEG. Les signaux joysticks sont utilisés pour détecter un mouvement de la main lorsque la motricité du patient est suffisante pour les actionner. Quand la motricité ne permet pas de contrôler efficacement les joysticks, l'ICOh prend en compte les signaux EMG. Enfin, lorsque l'activité musculaire est trop faible pour détecter un mouvement à partir des signaux EMG, nous détecterons une intention de mouvement de la main en utilisant les signaux EEG.

Du point de vue du traitement, les signaux provenant des capteurs sont utilisés pour élaborer deux signaux de contrôle $l(t)$ et $r(t)$, caractérisant respectivement un mouvement (ou une intention de mouvement) de la main gauche et droite. Notre ICOh est conçue pour traiter tous les signaux simultanément, ce qui permet, si nécessaire, de fusionner des informations issues de leurs traitements plutôt que de basculer d'une modalité à l'autre. Les signaux de contrôle $l(t)$ et $r(t)$ déterminent la trajectoire (vitesse de déplacement et changement d'orientation) d'un mobile dans son environnement.

Du point de vue de l'interaction, l'utilisateur dispose d'un retour visuel de son action sur l'ICOh par l'intermédiaire de l'application contrôlée. Ce retour visuel lui permet de vérifier qu'il modifie correctement la trajectoire du mobile, au travers des signaux $l(t)$ et $r(t)$, grâce à trois degrés de liberté. Ces degrés de liberté correspondent respectivement à un mouvement (réel ou imaginé) de la main droite, de la main gauche, ou des deux mains simultanément. Le contrôle de trajectoire à partir d'un nombre restreint de degrés de liberté est adapté à un patient myopathe, dans la mesure où la diminution progressive de ses capacités motrices ne lui permet plus de réaliser des mouvements fins des doigts.

III. Contrôle de trajectoire

Le contrôle de trajectoire d'un mobile dans un environnement virtuel est réalisé à partir des signaux $l(t)$ et $r(t)$ issus de l'analyse des signaux EEG, EMG et fournis par les joysticks [9]. Pour simplifier la description, nous considérons que ces signaux sont continus, alors qu'en pratique ils sont échantillonnés à la cadence imposée par le système d'acquisition, et nous omettons l'argument (t) dans les notations.

En additionnant et soustrayant l et r, nous calculons deux signaux $s = r + l$ et $d = r - l$ qui permettent de contrôler respectivement la vélocité et le changement de direction du mobile. Quand le signal différence d est nul, c'est-à-dire quand l et r sont égaux, le mobile se déplace en ligne droite. En revanche, quand le signal d est non nul, il contrôle la variation de l'orientation. Dans les deux cas, le signal somme s contrôle la vélocité du mobile.

Ce mode de contrôle de trajectoire correspond à un mobile de type unicycle [10]. Les équations cinématiques permettant de calculer sa position et son orientation, définies par le vecteur d'état $(x\ y\ \theta)$, sont données par :

$$\dot{x} = \alpha s \cos(\theta), \quad \dot{y} = \alpha s \sin(\theta) \ \text{ et } \ \dot{\theta} = \beta d, \qquad (1)$$

dans lesquelles α et β sont des coefficients de gain autorisant une adaptation de la cinématique au comportement spécifique d'un utilisateur. Le signe de β permet notamment de fixer la préférence vis-à-vis du changement d'orientation, pour un pilotage de type « char d'assaut » quand β est positif (rotation vers la gauche quand r est supérieur à l). On obtient un pilotage de type « guidon de vélo » quand β est négatif (rotation vers la gauche quand l est supérieur à r).

En pratique, il est nécessaire d'insérer des fonctions de transfert non-linéaires dans ces équations cinématiques pour faciliter le suivi de trajectoire. En premier lieu, afin de pouvoir suivre une trajectoire parfaitement rectiligne quand les signaux l et r ne sont pas strictement égaux mais simplement *équivalents*, on peut ramener à zéro le signal d. On peut également appliquer une transformation non linéaire au signal s afin d'autoriser des accélérations et décélérations rapides du mobile, comme cela est réalisé pour le contrôle du déplacement du curseur d'un dispositif de pointage [11].

Le vecteur d'état dont l'évolution est régie par les équations cinématiques (1) inclut le degré de liberté θ correspondant à l'orientation du mobile. En utilisant les mêmes équations cinématiques, nous proposons de piloter le déplacement d'un curseur orienté sur une surface plane. Quand il maîtrise l'application de navigation, pour passer en mode de contrôle d'un curseur orienté, l'utilisateur peut s'imaginer qu'il observe maintenant le déplacement du mobile depuis un point de vue fixe situé à l'aplomb de la scène. Le passage du mode navigation au mode curseur orienté est illustré par la figure 2.

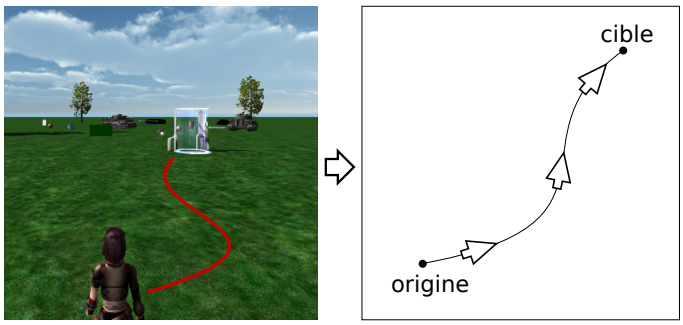


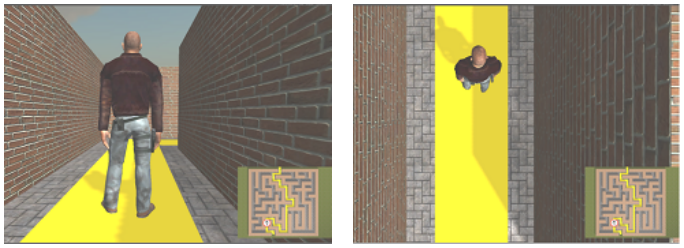
FIGURE 2. Transposition 3D vers 2D

Le principal défaut de ce mode de contrôle d'un curseur est qu'il s'avère assez compliqué de revenir en arrière lorsqu'on a dépassé la cible qu'on souhaitait atteindre avec un degré de précision élevé. Pour opérer ce retour en arrière, il faut tout d'abord maintenir l'une des commandes à une valeur élevée jusqu'à ce que le mobile ait fait demi-tour, puis avancer dans la direction opposée. En revanche, si on suppose que l'utilisateur dispose d'une bonne maîtrise du contrôle de trajectoire, il peut atteindre une cible en suivant des trajectoires différentes à partir d'un même point origine.

Une fois la cible atteinte, on dispose ainsi de l'orientation finale du curseur comme variable complémentaire à la position. Cela permet par exemple de modifier l'action réalisée au travers de l'interface lors de la sélection. Pour des utilisateurs en situation de handicap moteur sévère, comme les personnes atteintes de DMD, disposer de ce degré de liberté supplémentaire est d'une importance majeure.

IV. Applications sous Unity 3D

Nous avons développé plusieurs applications visant à entraîner l'utilisateur, de manière ludique, à contrôler le déplacement d'un mobile dans un environnement virtuel. Le paradigme de contrôle de la trajectoire du mobile est celui qui a été décrit dans la section précédente de l'article. Ces applications peuvent toutes être utilisées en vue immersive ou aérienne (cf. figure 3), afin de simuler respectivement un environnement virtuel 3D et 2D. L'environnement de développement est le logiciel Unity 3D, qui sert à concevoir des jeux de réalité virtuelle sur différents systèmes d'exploitation.



(a) vue immersive (b) vue aérienne

FIGURE 3. Vues proposées à l'utilisateur dans Unity 3D

Une première application consiste à déplacer un véhicule dans un monde libre (cf. figure 4(a)). Aucune contrainte de direction n'est imposée à l'utilisateur, de telle sorte qu'il puisse faire évoluer comme il le souhaite le mobile dans son environnement. La seconde application est similaire, puisqu'il s'agit toujours de faire évoluer un véhicule de type kart dans un circuit (cf. figure 4(b)). Cette fois, une contrainte faible est imposée sur la trajectoire, du fait qu'il faut parcourir un circuit fermé en évitant autant que possible les obstacles que constituent les côtés du circuit (collines, arbres, etc.). Quand le véhicule s'écarte trop du chemin, du fait d'une commande incorrecte envoyée par l'utilisateur, le système le ramène automatiquement vers la bonne direction.

Dans la troisième application, il s'agit toujours de déplacer un véhicule, mais en suivant une trajectoire presque imposée, du fait que le monde virtuel est une voie de circulation sur une route (cf. figure 4(c)). L'utilisateur doit mieux maîtriser le contrôle de trajectoire que dans les applications précédentes, afin d'éviter les collisions avec d'autres véhicules ou avec l'infrastructure de la route. Pour vérifier que l'utilisateur est parfaitement capable de contrôler une trajectoire, nous avons également développé une application de type labyrinthe (cf. figure 4(d)). Il s'agit cette fois de déplacer un avatar dans un environnement très contraint. L'utilisateur doit anticiper les changements de direction pour que l'avatar ne se retrouve pas bloqué devant un mur. En cas de blocage de l'avatar, l'utilisateur doit opérer plusieurs mouvements successifs pour le ramener dans la bonne direction et poursuivre le parcours.

Enfin, nous avons développé une application destinée exclusivement à contrôler le déplacement d'un curseur dans un environnement 2D (cf. figure 4(e)). L'utilisateur a comme



(a) monde « libre » (b) karting (c) circulation routière



(d) labyrinthe (e) curseur 2D (f) mains superposées

FIGURE 4. Applications ludiques utilisées pour l'apprentissage

objectif de déplacer le curseur, en suivant une trajectoire 2D, afin d'atteindre la cible rouge, laquelle disparaît puis réapparaît à un autre endroit du bureau de manière aléatoire. L'objectif de cette dernière application est de permettre à l'utilisateur de transposer la stratégie de suivi de trajectoire dans un monde virtuel 3D en stratégie de contrôle d'un curseur dans un environnement 2D.

Dans le but d'afficher un retour visuel pour l'utilisateur lorsqu'il ne réalisera pas les mouvements mais les imaginera, des mains virtuelles peuvent être représentées sur l'écran dans toutes ces applications, comme on peut le voir sur la figure 4(f). Ce retour visuel a été programmé de telle sorte que les mains se referment puis s'ouvrent à chaque détection d'une intention de mouvement selon sa latéralité. Par exemple, si l'ICOh détecte une intention de mouvement de la main gauche, alors la main virtuelle située à gauche est animée à l'écran. Ce retour visuel réaliste est placé à la première personne de manière à simuler les mains de l'utilisateur, comme dans les travaux présentés par Ono *et coll.* [12]. L'intérêt d'un tel retour visuel est d'une part de fournir à l'utilisateur une information non ambiguë concernant la commande détectée par le système, d'autre part de renforcer les motifs neurophysiologiques évoqués dans les signaux EEG par la tâche motrice réalisée.

V. EXPÉRIMENTATIONS

Pour valider les principes et options décrites dans les sections précédentes, nous avons en premier lieu réalisé une expérimentation sur dix sujets sains (7 hommes et 3 femmes, âgés de 20 à 53 ans). Chaque sujet a réalisé deux sessions d'une heure, au cours desquelles plusieurs des applications décrites précédemment étaient utilisées. Lors de la première session, le contrôle des applications était opéré uniquement par les signaux issus des joysticks, les signaux EMG et EEG étant enregistrés pour une exploitation hors-ligne. Lors de la deuxième session, le contrôle était opéré par le traitement en ligne des signaux EMG, mais les signaux joysticks et EEG étant également enregistrés.

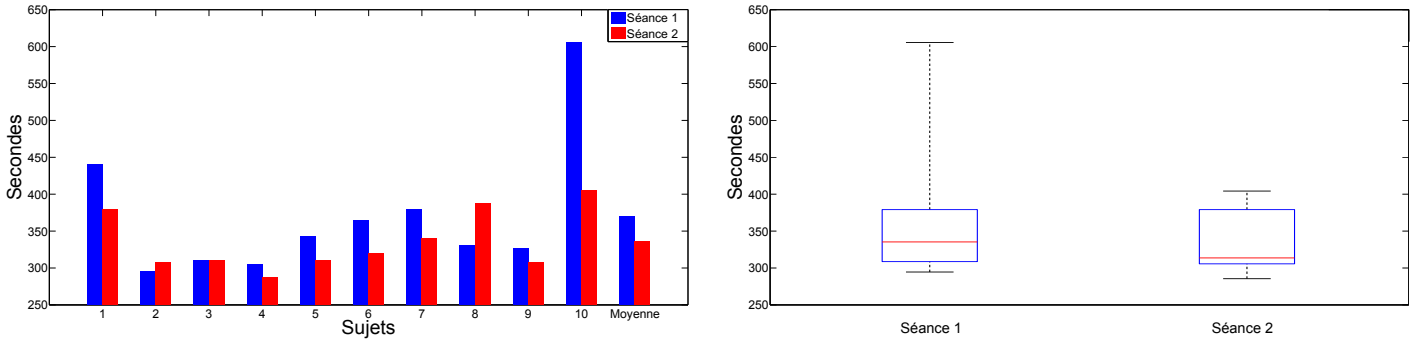
Nous présentons ici les résultats obtenus lors de la réalisation d'une tâche de contrôle d'un kart virtuel afin de réaliser un tour de piste (cf. figure 4(b)). La performance a été mesurée par le biais du temps nécessaire à l'accomplissement de ce tour. Pour obtenir des signaux correctement synchronisés et faciliter la mise en évidence de motifs spécifiques dans les signaux EEG, l'utilisateur ne devait réaliser que des mouvements brefs des mains, et ce uniquement lorsque le système lui indiquait. Plus précisément, après chaque mouvement, une phase d'attente de quatre secondes était imposée par le système, durant laquelle un éventuel autre mouvement n'était pas pris en compte. Les phases d'action et d'attente étaient indiquées visuellement sur l'écran au moyen d'un feu de circulation, vert quand l'utilisateur pouvait bouger, rouge quand il devait attendre (cf. figure 5).



(a) feu vert : autorisation (b) feu rouge : interdiction

FIGURE 5. Autorisation ou interdiction de mouvement

Afin d'enregistrer l'activité cérébrale, nous avons utilisé un bonnet EEG (g.GAMMAcap de g.tec) permettant de positionner douze électrodes à l'aplomb du cortex moteur, selon le système international 10/20 (C1, C2, C3, C4, C5, C6, FC3,



(a) temps de parcours du circuit par sujet (b) temps de parcours moyens et médians par séance

FIGURE 6. Performances des dix sujets sains

CP3, FC4, CP4, Cz, CPz). Deux autres électrodes placées au niveau du lobe de l'oreille droite et du front servaient respectivement de référence et de masse. Un signal EMG bipolaire était enregistré au niveau de chaque main, grâce à deux électrodes connectées au même amplificateur que les canaux EEG. Les signaux issus des électrodes EMG et EEG étaient échantillonnés à 512 Hz (amplificateur g.USBAmp de g.Tec) et filtrés passe-bande entre 0.01 et 200 Hz (Butterworth d'ordre 8). Un filtre coupe-bande autour de 50 Hz (Butterworth d'ordre 4) était également utilisé pour éliminer le bruit lié au réseau électrique.

La figure 6(a) présente sous forme de barres les temps de parcours du circuit pour chaque sujet lors des deux séances. D'après ces résultats, nous observons pour une majorité d'utilisateurs (7 sujets sur 10) une diminution du temps de parcours entre la première et la deuxième séance. Cette diminution entre les deux séances, observable également sur le temps de parcours moyen, indique que l'apprentissage est utile pour améliorer le contrôle de notre interface. La diminution du temps de réalisation de la tâche semble également indiquer que le contrôle par signaux EMG plutôt que par joystick ne diminue pas les performances, ou tout au moins qu'une éventuelle diminution est compensée par l'apprentissage.

Enfin, d'après les réponses aux questions posées de façon informelle aux utilisateurs à la fin de la deuxième séance, aucun d'entre eux n'a ressenti de différence concernant le contrôle de l'application avec les deux moyens d'interaction. Ce ressenti est d'autant plus objectif que les utilisateurs n'étaient pas informés du changement de signaux (joysticks vers EMG) utilisés pour contrôler l'application.

Une expérimentation similaire a été réalisée par deux patients atteints de DMD, agés de 20 et 28 ans. Tous les deux sont dans une phase avancée de la pathologie, ils se déplacent uniquement en fauteuil roulant et le plus âgé est sous ventilation mécanique assistée. Ils disposent d'une motricité résiduelle très limitée au niveau des mains, ce qui a impliqué d'utiliser directement la modalité de contrôle par EMG. Cette expérimentation préliminaire a été menée sur leur lieu de vie, c'est-à-dire au centre Hélène Borel situé à Lomme dans les Hauts-de-France. Pour ce faire, nous avons utilisé un équipement portatif et complètement autonome grâce à une alimentation par batteries. La figure 7 présente une vue d'ensemble du dispositif expérimental et de l'un des sujets équipé du bonnet EEG et des électrodes EMG installées sur ses deux mains. En bas à droite de l'image de la figure 7, on peut voir un détail du positionnement des électrodes EMG sur la main droite de l'un des deux sujets. Les sujets étaient assis en face d'un PC portable affichant le jeu vidéo, ici le circuit de karting. Les traitements en temps-réel étaient réalisés par un deuxième PC portable, sur lequel était installé le logiciel OpenVIBE [13].

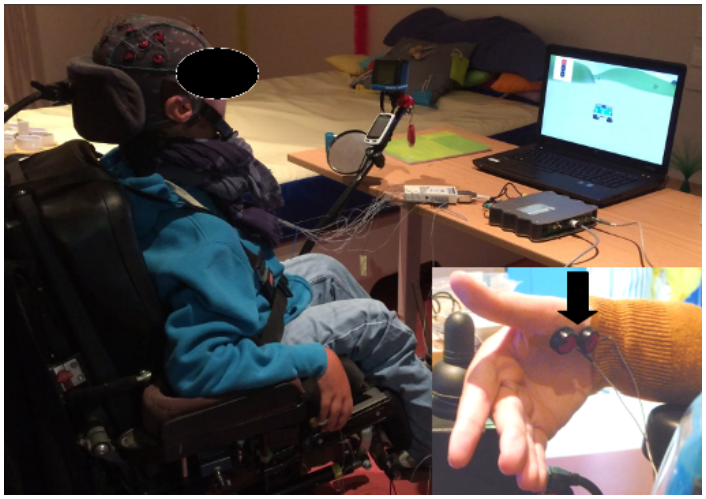


FIGURE 7. Expérimentation menée au centre Hélène Borel

Comme il s'agissait d'une étude pilote, réalisée hors protocole, nous n'avons réalisé qu'une seule session avec chacun des deux sujets. Ils étaient néanmoins informés, comme l'exige la pratique expérimentale, qu'ils pouvaient à tout moment demander à interrompre l'expérience. Lors de cette session unique, ils ont commencé par utiliser le jeu de karting sans contrainte de temps afin de s'entraîner à contrôler le déplacement du mobile. Ils ont ensuite réalisé deux tours chronométrés, dans les mêmes conditions que la deuxième session des sujets sains dont les résultats ont été présentés auparavant.

La figure 8 présente les résultats de cette expérimentation. Pour chaque sujet DMD, nous avons représenté les temps de parcours sur les deux tours de circuit qui ont été chronométrés. A des fins de comparaison, nous avons également représenté

sur cette figure les temps de parcours moyens des dix sujets sains ayant réalisé une expérimentation très similaire (la seule différence vient du fait que pour eux le jeu était contrôlé avec le joystick pendant la première séance).

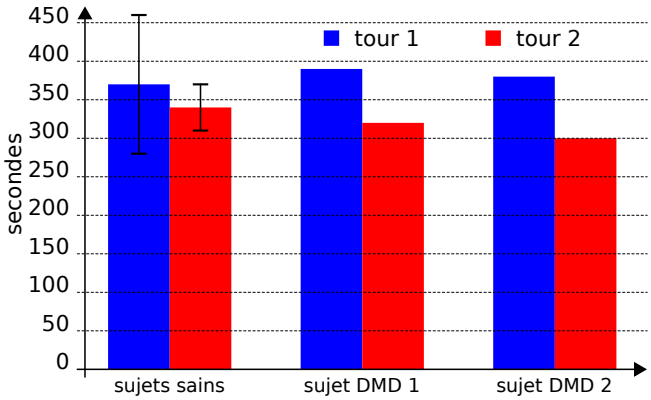


FIGURE 8. Performances des sujets DMD vs. sujets sains

Bien qu'il soit impossible d'envisager une étude statistique sur les résultats de cette étude de faisabilité, il semblerait au vu des résultats que les performances des sujets DMD sont très similaires à celles des sujets sains. D'une part, le temps de parcours est équivalent, d'autre part, les performances s'améliorent sensiblement avec l'entraînement, puisque le temps de parcours lors du deuxième tour de circuit est plus faible que lors du premier tour. A l'issue de l'expérience, les deux sujets ont été questionnés sur l'intérêt du mode de contrôle proposé et sur la fatigue qu'il entraîne. Ils ont considéré que l'utilisation de mouvements brefs était pertinente, car le maintien d'une action musculaire, même minime, devient rapidement douloureux. D'autre part, ils ont trouvé l'expérience très intéressante, même amusante pour l'un d'eux, et sont volontaires pour la reproduire à l'avenir si cela s'avère possible.

VI. Conclusion et perspectives

Dans cet article, nous avons présenté la structure et les principes de fonctionnement d'une interface cerveau–ordinateur hybride destinée à assister des patients atteints de myopathie de Duchenne. Dans les expérimentations qui ont été menées à ce jour, les applications ludiques étaient contrôlées uniquement par une action musculaire ou une analyse en ligne des signaux EMG. Pour l'instant, le traitement en ligne des signaux EEG n'a pas permis d'obtenir un contrôle fiable de ces mêmes applications. Cela confirme la littérature du domaine, laquelle indique qu'un entraînement de longue durée est nécessaire pour qu'une ICO active soit utilisable en pratique. En revanche, une analyse hors-ligne des signaux EEG indique que les motifs spatio-fréquentiels liés à l'exécution des mouvements sont présents (cf. figure 9), même s'ils sont difficiles à mettre en évidence en essai unique. Grâce à notre étude préliminaire menée sur les deux sujets DMD, qui s'est avérée très concluante, nous envisageons de réaliser une étude clinique plus complète, menée cette fois dans le cadre d'un protocole expérimental validé par un comité d'éthique.

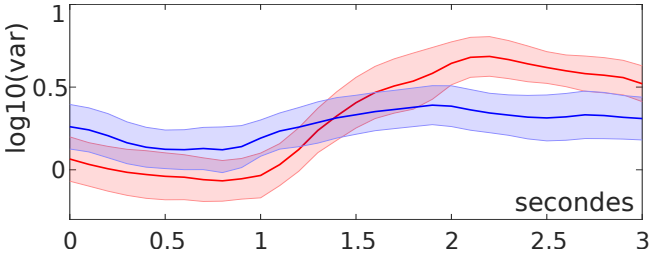


FIGURE 9. Exemple d'analyse hors-ligne de l'EEG : on retrouve la présence d'une désynchronisation dans la bande bêta pendant le mouvement puis d'une resynchronisation après le mouvement ce qui confirme la littérature [14]. Sujet DMD numéro 2 durant la session 1. Filtrage passe-bande ($12-16$ Hz) du signal EEG recueilli par l'électrode C4, puis calcul du logarithme de sa variance, c'est-à-dire de sa puissance, sur une fenêtre glissante. Les courbes en rouge correspondent aux mouvements simultanés des deux mains alors que les courbes en bleu correspondent à tous les autres mouvements et au repos. (courbes moyennes +/- un demi écart-type).

Références

[1] M. S. Hawley, P. Enderby *et al.*, "A speech-controlled environmental control system for people with severe dysarthria," *Medical Engineering & Physics*, vol. 29, no. 5, pp. 586–593, 2007.

[2] L. Ball, S. Fager, and M. Fried-Oken, "Augmentative and alternative communication for people with progressive neuromuscular disease," *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America*, vol. 23, pp. 689–699, 2012.

[3] M. R. Williams and R. F. Kirsch, "Evaluation of head orientation and neck muscle EMG signals as command inputs to a human–computer interface for individuals with high tetraplegia," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, no. 5, pp. 485–496, 2008.

[4] C. Choi, Y. Na *et al.*, "An SEMG computer interface using three myoelectric sites for proportional two-dimensional cursor motion control and clicking for individuals with spinal cord injuries," *Medical Engineering & Physics*, vol. 35, no. 6, pp. 777–783, 2013.

[5] C. S. L. Tsui, P. Jia *et al.*, "EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection," in *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. IEEE, 2007, pp. 1266–1271.

[6] F. Cincotti, D. Mattia *et al.*, "Non-invasive brain–computer interface system : towards its application as assistive technology," *Brain research bulletin*, vol. 75, no. 6, pp. 796–803, 2008.

[7] F. Cincotti, F. Aloise *et al.*, "Non-invasive brain–computer interface system to operate assistive devices," in *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2007, pp. 2532–2535.

[8] G. Pfurtscheller, B. Z. Allison *et al.*, "The hybrid BCI," *Frontiers in neuroscience*, vol. 4, p. 3, 2010.

[9] A. Duprès, J. Rouillard, and F. Cabestaing, "Hybrid BCI for palliation of severe motor disability," in *Actes de la 26eme Conference sur l'Interaction Homme-Machine, IHM'2014*, Oct. 2014, pp. 171–176.

[10] G. Dudek and M. Jenkin, *Computational Principles of Mobile Robotics*. Cambridge CB2 2RU : Cambridge University Press, 2000.

[11] G. Casiez and N. Roussel, "No more bricolage ! methods and tools to characterize, replicate and compare pointing transfer functions," in *Actes d'UIST'11, 24th ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, 2011, pp. 603–614.

[12] T. Ono, A. Kimura, and J. Ushiba, "Daily training with realistic visual feedback improves reproducibility of event-related desynchronisation following hand motor imagery," *Clinical Neurophysiology*, vol. 124, no. 9, pp. 1779–1786, 2013.

[13] Y. Renard, F. Lotte *et al.*, "OpenViBE : An open-source software platform to design, test, and use brain-computer interfaces in real and virtual environments," *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, vol. 19, no. 1, pp. 35–53, 2010.

[14] F. Cabestaing and P. Derambure, "Physiological Markers for Controlling Active and Reactive BCIs," in *Brain-Computer Interfaces*, ser. Foundations and Methods, M. Clerc, L. Bougrain, and F. Lotte, Eds. Wiley Online Library, Aug. 2016, vol. 1.

Prototype de traduction automatique vers la langue des signes de Belgique francophone

Evaluation par la communauté sourde

David Bastien
Université Libre de Bruxelles
Faculté de Lettres, Traduction et Communication
bdavid1203@gmail.com

Prof. Bouillon Pierrette
Université de Genève
Faculté de Traduction et d'Interprétation
pierrette.bouillon@unige.ch

***Résumé*— Cet article présente un prototype de traduction automatique du français vers la langue des signes de Belgique francophone (LSFB). Son objectif principal est d'améliorer l'accessibilité de l'information publique aux personnes sourdes à l'aide du *Virtual Signing,* et plus précisément des informations orales diffusées par les haut-parleurs disposés dans les gares et les trains de la Société nationale des chemins de fer belges (SNCB). L'application a été développée avec la plate-forme *Regulus Lite,* mise à disposition par l'université de Genève. Les animations manuelles et non-manuelles de l'avatar sont générées avec le logiciel *JASigning*. L'évaluation du prototype a été réalisée à partir de questionnaires en ligne et d'entretiens réalisés auprès de membres de la communauté sourde.**

Keywords—Langue des signes de Belgique francophone, Traduction automatique, JASigning, Trainslate, Evaluation

I. INTRODUCTION

Les technologies de l'information et de la communication occupent une place importante dans notre vie moderne. Dans notre société connectée, la participation des personnes handicapées se heurte à divers obstacles. En rendant notre équipement technologique plus accessible aux minorités, c'est le confort d'utilisation pour toute la société qui est augmenté. Pour les personnes sourdes ou malentendantes, la documentation audio-visuelle s'accompagne de plus en plus d'alternatives textuelles, grâce aux nouvelles politiques de sous-titrage. De la même manière, il conviendrait de fournir de l'information au moyen de la langue des signes qui est un mode de communication employé par une part non négligeable de la communauté sourde. En Fédération Wallonie-Bruxelles, on peut « raisonnablement estimer que le nombre de personnes ayant besoin d'un soutien en langue des signes se rapproche de 25.000» [16].

Aujourd'hui, plusieurs systèmes de *Virtual Signing* sont disponibles et permettent une traduction automatique de l'information vers la langue des signes par l'intermédiaire de personnages virtuels, aussi appelés avatars. En Suisse, le projet *Trainslate* vise à traduire automatiquement, pour les personnes sourdes et malentendantes, les annonces faites par haut-parleurs dans les gares CFF [19][21]. Cette application est compilée sur le Web à l'aide de *Regulus Lite*, une plate-forme développée par l'université de Genève.

Notre travail a été de développer un prototype similaire mais visant un public belge. En effet, à la différence de *Trainslate*, nous avons été confrontés à la réalité des sourds et malentendants de Belgique francophone [3]. Nous cherchons à améliorer l'accessibilité de l'information orale du réseau ferroviaire belge pour les personnes sourdes au sein de la *Société nationale des chemins de fer belges* (SNCB). L'évaluation a été réalisée auprès d'utilisateurs potentiels du système.

Dans la suite, nous décrivons d'abord la plate-forme *Regulus Lite* et l'application réalisée (section II), puis nous présenterons notre méthodologie d'évaluation (section III) et les résultats obtenus (section IV), ainsi que les perspectives soulevées (section V).

II. LA PLATE-FORME REGULUS LITE

Regulus Lite (Figure 1) est une plate-forme Web, développée à l'université de Genève qui permet le développement rapide d'applications de traduction de la parole vers la langue des signes sur le Web.

Son principal intérêt est d'être manipulable par des linguistes et non uniquement par des spécialistes en informatique. Elle repose sur la mise en place de règles qui décrivent la correspondance entre la langue source (phrases pouvant être reconnues) et la langue cible (langue des signes), sous la forme d'une grammaire *Synchronous Context Free Grammars* (SCFG) [17][18][19][20]. La Figure 2 illustre une règle de grammaire simple avec un paramètre pour les gares ($$gare).

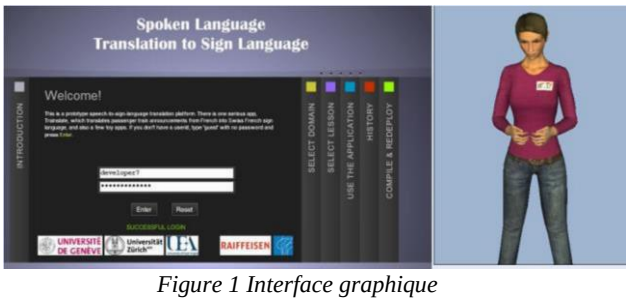


Figure 1 Interface graphique

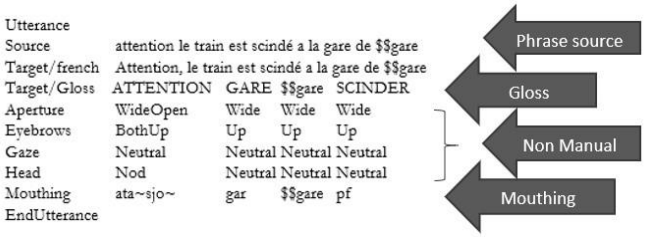


Figure 2 Règle de grammaire multicanale paramétrée

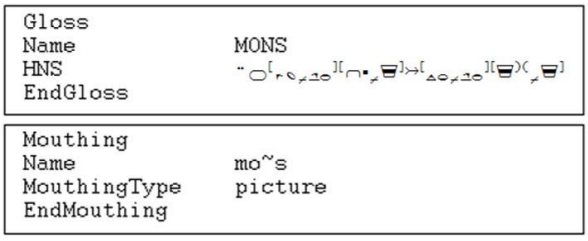


Figure 3 Représentation HNS et SAMPA ($$gare : MONS)

La traduction se réalise en deux étapes, à savoir le *Speechto-sign table translation* et le *Sign-table-to-SiGML translation* [20].

La grammaire SCFG est d'abord utilisée pour faire la correspondance entre la phrase source et la table de signe, qui décrit les composantes manuelles (*Gloss*) et non manuelles nécessaires pour animer l'avatar (*Aperture*, etc.) (Figure 2) [19]. La table de signe est ensuite convertie dans une représentation SiGML à l'aide d'un lexique HNS et des descriptions SAMPA (Figure 3). Le lexique HNS convertit les gloses de la table des signes en langage HamNoSys qui décrit les mouvements manuels (*Hamburg Notation System for Sign Languages*) [12][13]. Les descriptions SAMPA (*Speech Assessment Methods Phonetic Alphabet*) apportent une information labiale (*Mouthing*) aux gloses [22]. Enfin les mouvements non-manuels et non-oraux se font grâce à des balises alphanumériques SiGML. Ceux-ci jouent un rôle expressif essentiel [2][7].

La représentation SiGML synchronisée peut être ensuite visualisée sous la forme d'un avatar. Par cette méthode, il est possible de générer une animation entièrement synthétisée en langue des signes [5][8][9][10][11][14].

La grammaire actuelle comporte 263 lignes, dont 7 règles et un lexique HNS de 157 gloses transcrites du français vers la langue des signes de Belgique francophone.

III. Méthodologie

Nous voulons savoir si l'avatar est apte à résoudre des problèmes de communication dans le milieu public et évaluer sa compréhensibilité et son utilisabilité. Pour ce faire, nous souhaitons connaitre l'opinion de la communauté sourde, ainsi que des autorités publiques sur la technologie proposée et interroger une population représentative et potentiellement intéressée ou du moins concernée par notre thématique dans l'espace public, plus précisément ferroviaire.

Dans un premier temps, il nous a semblé important de connaître le profil des participants, de connaitre leurs avis et leurs expériences vécues dans les trains. Pour cela, nous avons créé un formulaire online qui fut diffusé sur les réseaux sociaux. Les personnes intéressées puis sélectionnées furent alors invitées à passer des entretiens portant sur la compréhensibilité du prototype, son potentiel et son utilisabilité.

A. *Public*

L'évaluation des personnages a été directement réalisée auprès des personnes concernées, à savoir les membres de la communauté sourde.

Au final, quinze personnes ont été invitées à tester le prototype dans le cadre d'un entretien. Elles appartiennent à différentes associations ou institutions liées au monde des sourds, à savoir *l'Escale* asbl, le *Centre Comprendre et Parler*, *Surdi Mobile* asbl, *EBISU* asbl ou encore *Musée sur Mesure*.

B. *Matériel*

Dans la suite, nous décrivons le questionnaire de sélection et les entretiens et tests-utilisateurs.

1) Questionnaire de sélection

Le questionnaire de sélection devait permettre de déterminer le profil des participants. Comme il devait intégrer une option de lecture de vidéo, nous avons utilisé l'outil *Google Forms.*

Notre formulaire se compose de cinq parties, à savoir

1°) *Profil* (6 questions: nom, profession, âge, localité, contact, courriel),

2°) *Surdité* (5 questions: niveau, circonstances, langue des signes, oraliste),

3°) *Connaissances générales* (3 questions: lecture, informatique, technologie),

4°) *Train et accessibilité* (4 questions: fréquence, accessibilité, services adaptés) et

5°) *Mises en situation* (6 cas pratiques). Nous pouvons distinguer les questions simples (nom, adresse, téléphone, courriel) des questions à choix multiples (tranche d'âge, fréquentation des trains), ainsi que des questions ouvertes.

L'originalité de notre questionnaire est d'être à la fois en français et en langue des signes de Belgique francophone. Pour ce faire, nous avons fait appel à l'équipe du *Centre francophone de la langue des signes* (CFLS). Ces professionnels de la diffusion de l'information sur support vidéo ont fourni, à cette occasion, matériel et local d'enregistrement. Nous avons également reçu l'aide d'une présentatrice, d'interprètes et de techniciens pour réaliser ce sujet (Figure 4).



Figure 4 Centre francophone de la Langue des signes

Après quelques opérations de montage réalisées avec le logiciel *Windows Live Movie Maker*, les vidéos normalisées ont été placées dans le questionnaire *Google Forms*, parallèlement aux formulations écrites. Le questionnaire a ensuite été diffusé sur les réseaux sociaux, en particulier les forums de la *Fédération francophone des sourds de Belgique* (FFSB), ainsi qu'auprès de groupes privés ayant des liens avec l'accessibilité, la surdité ou les transports en commun. Les résultats ont été récoltés après quelques jours.

2) Entretiens et tests-utilisateurs

Des entretiens ont été, par la suite, organisés afin d'évaluer le potentiel de notre prototype d'application de traduction automatique [6].

Pour cela, des rencontres, individuelles ou par groupe, ont été planifiées avec quelques représentants de la communauté sourde de Belgique. Les entretiens étaient, pour la plupart, organisés au sein d'associations participantes ou d'espaces publics, comme une gare ferroviaire.

Après l'élémentaire prise de contact, nous avons respecté un certain ordre de présentation :

1. Présentation de notre étude de cas
2. Test de compréhension
3. Test d'utilisabilité
4. Entretien post-tâche

La première étape de l'expérience consistait à présenter les différentes méthodes de travail pour diffuser de l'information en langue des signes (*motion capture*, *video capture*, avatars algorithmiques etc.). Nous tenons en effet à ce que les

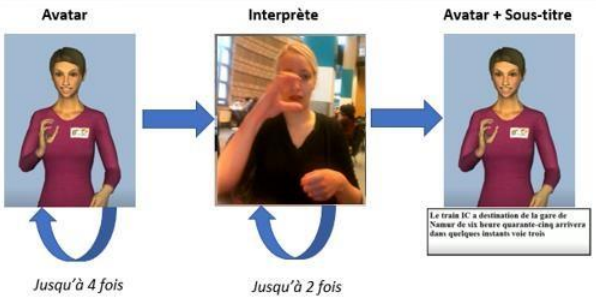


Figure 5 Delta testing

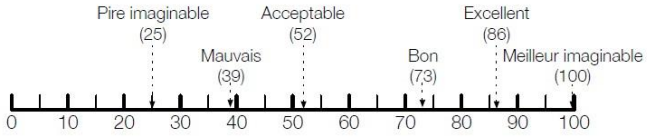


Figure 6 System Usability Scale

personnes interrogées comprennent l'intérêt de cet outil dans le cadre de notre recherche.

Le premier test (compréhensibilité) a consisté à projeter plusieurs vidéos répétant les mêmes phrases signées à la fois par notre avatar et par un interprète en langue des signes. Les phrases ont été choisies de manière à refléter quelques caractéristiques évidentes du milieu ferroviaire, comme une scission de train, un changement de voie ou encore un retard à durée (in)déterminé. A chaque fin de visionnage, le testeur devait donner son avis, selon la méthode du *Delta testing* qui permet de comparer les deux approches et d'évaluer l'esthétique d'un avatar par rapport à un signeur humain, sa vitesse d'exécution, son apparence physique ou encore son expressivité [4] [15]. Il vise aussi à déterminer le niveau de compréhension des phrases et les éventuels défauts de transcription (Figure 5).

Le second test écrit portait sur l'utilisabilité de notre système de traduction. A l'aide d'une échelle de valeur, certains questionnaires permettent de mesurer l'appréciation et la satisfaction d'une personne pour un système électronique. C'est ce que nous propose Brooke avec son *System Usability Scale* [1]. Sur les dix questions posées, le testeur doit fournir un chiffre entre 1 (--) et 5 (++). Cette échelle permet d'obtenir un score d'utilisabilité et de convivialité général du système. Rapide à exécuter, simple par sa forme, le *System Usability Scale* (SUS) est largement considéré comme un questionnaire fiable et peut confirmer d'autres indicateurs plus spécialisés (Figure 6).

L'entretien post-tâche consistait en une discussion où nous abordions divers sujets liés à notre thématique, notamment le potentiel des avatars dans d'autres domaines.

IV. RÉSULTATS

A. Profils

Le questionnaire de sélection des participants nous a permis d'identifier une population représentative pour notre étude. Seize personnes atteintes d'une déficience auditive acceptèrent de répondre à l'entièreté du questionnaire et de nous fournir leurs expériences et opinions sur l'accessibilité de l'espace public.

Toutes les tranches d'âges (Figure 7), divers milieux professionnels et la plupart des provinces francophones de Belgique y sont représentés. 80 % des personnes interrogées, soit 13 personnes sont "sourdes profondes", deux personnes partiellement sourdes et une atteinte du syndrome d'Usher.

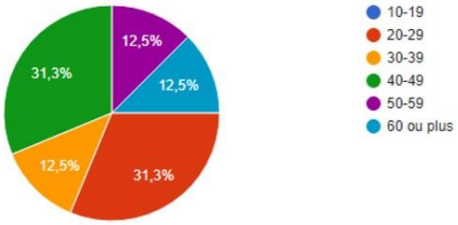


Figure 7 Questionnaire : Tranche d'âge

B. Expériences ferroviaires

Pour ce qui est de leurs déplacements en train, notre panel comprend des voyageurs occasionnels, ainsi que quelques navetteurs. Leur expérience du réseau donne une légitimité à leurs propos.

Un certain nombre de participants saluent les initiatives et améliorations du réseau ferroviaire durant ces dernières années. Cinq personnes s'accordent à dire que l'installation de panneaux informatisés sur chaque voie et dans les trains est essentielle en cas d'incidents. Les écrans reprenant l'ensemble des trajets avec les voies et les retards font aussi partie des initiatives particulièrement utiles et saluées par les participants à l'enquête. Les grandes gares reçoivent le titre de bons élèves en matière d'accessibilité, notamment celle de Bruxelles-Luxembourg.

Cependant, plus de la moitié des participants considèrent que les installations du réseau ferroviaire SNCB sont peu adaptées aux sourds (43% d'insatisfaits, 25% voyant peu d'améliorations d'adaptation). L'une des principales critique porte sur les hautparleurs. Deux personnes implantées nous font remarquer que la plupart des annonces faites par haut-parleurs sont, pour elles, incompréhensibles. L'information qu'elles perçoivent est partielle, elles sont dans l'obligation de vérifier ce qu'elles ont entendu en lisant les annonces écrites ou en accostant le personnel de la SNCB présent.

Selon les personnes non-appareillées, il y a un manque flagrant d'informations visuelles à tous les niveaux d'un trajet en train. Les événements imprévus (les changements de voie, par exemple) ne sont bien souvent annoncés que par les hautparleurs des gares. La situation est similaire dans certains trains vétustes. Contrairement aux grandes gares plus accessibles, les gares rurales ou excentrées sont souvent dépourvues de panneaux d'information. Certains services d'assistance et bornes de contact ne prennent pas en compte les personnes sourdes. Il est obligatoire de les contacter par téléphone…

Les nouvelles technologies sont utilisées par un grand nombre de personnes pour s'informer (Figure 8). Ainsi, pour connaitre les horaires de trains, la majorité de nos utilisateurs se connectent sur l'application ferroviaire pour smartphone ou font une recherche sur le site internet de la SNCB. Près d'un quart des participants seulement vont jusqu'à un guichet de gare pour s'informer.

Moyens de s'informer	Nombre de réponses
Site web SNCB	13
Application SNCB	11
Renseignement au guichet	4
Ne se renseigne pas avant	3
Accompagné	1

Figure 8 Questionnaire : Manière de s'informer dans une gare

Cependant, il est remarqué que s'informer auprès du personnel SNCB n'est pas automatique, ni spontané pour le public sourd. En effet, souvent une barrière linguistique empêche ce contact. Certaines alternatives existent, comme l'oralisation (50 %) ou l'écriture (37.5 %). Mais bien souvent, les passagers ne vont pas à la rencontre de l'accompagnateur de train (43.8 %). Les avis sont assez partagés sur la relation qu'une personne sourde peut avoir avec un membre du personnel SNCB. Il y a clairement un manque de sensibilisation et de formation en langue des signes. Les guichetiers sont considérés comme plus abordables par rapport aux accompagnateurs de train qui manquent souvent de patience, d'empathie ou de connaissance pour les personnes sourdes.

Ces données recueillies ne concernent qu'un petit panel de participants sourds. Cependant, elles demeurent intéressantes à notre niveau. A la lecture de ces résultats, plusieurs constatations sont à faire. Certaines caractéristiques personnelles sont récurrentes, comme l'emploi de la langue des signes, l'oralité comme alternative, la maitrise de la langue française écrite et l'utilisation des trains.

C. Compréhensibilité

Quinze personnes ont participé au test de compréhensibilité, dont trois avaient répondu au questionnaire initial. Le point commun des intervenants est de maitriser l'une des deux langues des signes de Belgique et d'avoir une affinité avec les nouvelles technologies. Plusieurs remarques ont été faites de manière récurrente par les personnes interviewées à propos de la compréhensibilité de l'avatar :

1) Naturel

L'ensemble des intervenants estiment que le personnage virtuel est trop rigide. Cela se remarque notamment au niveau des poignets qui n'accentuent pas assez les mouvements de la main. La fin de chaque énoncé signé manque aussi de naturel. En effet, le personnage virtuel s'arrête soudainement sans reprendre sa position initiale de départ, à savoir les mains le long du corps.

2) Rythme

De manière générale, les phrases signées par notre avatar montrent un problème de rythme et de vitesse.

Soit trop rapide, soit trop lent, il nous est demandé de réaliser occasionnellement un temps d'arrêt afin que le testeur assimile l'information essentielle, comme l'annonce d'une entrée en gare, d'une heure de passage.

3) Expressivité

L'expressivité du corps bien que limitée est appréciée. Certains mots ou expressions sont correctement produits à l'aide de mouvement de tête ou de regards plus insistants. La négation de phrase est particulièrement bien représentée, ainsi que les notions de prudence au travers du regard de l'avatar.

4) Echelle

Plusieurs personnes ont observé que les mains de l'avatar ne sont pas proportionnées par rapport au reste du corps. En effet, elles sont plus grandes que le reste du corps, et cela est appréciable car elles sont ainsi valorisées à l'écran. Il a été proposé de développer un coloris plus accentué pour distinguer le dos de la paume des mains.

5) Position

Pour ce qui est de sa position, les utilisateurs proposent une position initiale de trois-quarts et nous poussent à envisager plus de mouvements latéraux pour donner de la profondeur à l'avatar. Le bas du corps étant peu utilisé, l'avatar pourrait monopoliser l'écran à partir de son nombril et non à partir de ses cuisses.

6) Contraste

Le contraste entre la couleur du vêtement et de la peau de l'avatar a été majoritairement accepté. Un navetteur sourd nous fait remarquer qu'il serait plus agréable de voir l'animation animée aux couleurs de la SNCB.

D. Utilisabilité

Trois associations (huit personnes) ont accepté de répondre au SUS. Les trois membres de *l'Escale* ont obtenu le score de 71.57 % ; les quatre professionnels du centre *Comprendre et Parler* le score de 77.5 % et la représentante de *Surdi Mobile* 70 %.

Par manque de temps, il n'a pas été possible de faire passer le test d'utilisabilité à tous les participants. De plus, pour des raisons linguistiques, nous n'avons pas diffusé ce formulaire à l'ASBL *EBISU*. La complexité des tournures de certaines phrases nous a contraints à ne pas reproduire le test en néerlandais.

L'analyse des résultats du SUS montre que la plupart des participants considèrent que notre prototype est une bonne amélioration, mais nécessite encore quelques ajustements. Cela équivaut à un score d'utilisabilité de 70 à 78 %.

E. Entretien post-tâche sur l'utilisabilité

Les personnes interrogées sont toutes d'accord que cette technologie pourrait aussi répondre à d'autres besoins bien spécifiques où les interprètes humains ne peuvent intervenir quotidiennement. Pour ce qui est des transports en commun, nous nous sommes concentrés sur le cas de la SNCB, mais d'autres milieux sont confrontés quotidiennement à des annonces orales (STIB, TEC, aéroport, etc.). Au-delà de la simple perspective d'annonceur, ce genre de système peut aussi s'avérer utile en tant qu'annonceur d'alertes. Ainsi, un fond d'écran différent de l'image habituelle peut aussi être ajouté en cas de danger (couleur rouge, point d'exclamation). Cela pourrait aussi être prévu pour les alertes CVO (nucléaire, chimique, etc.)

Pour le milieu hospitalier, les réponses restent contrastées. Lors d'une consultation médicale, certaines personnes considèrent que la présence d'un interprète humain est rassurante, en tant qu'intermédiaire médical. La présence d'un avatar est plus intéressante dans les salles d'attente ou au guichet d'informations.

Pour le milieu muséal, l'opinion de *Musée sur Demande* est importante. Contacté, son représentant considère que l'installation d'un système automatisé en langue des signes serait intéressante à mettre en place. En effet, il signale que ce genre de système faciliterait les déplacements des personnes sourdes dans les musées, sans oublier cependant l'obligatoire présence d'interprètes qui proposent des visites guidées des espaces d'exposition. Mais, près des portiques de sécurité, des caisses et des vestiaires, un avatar trouverait sa place et pourrait constituer un soutien aux gardiens qui sont appelés à de nouvelles tâches (fouilles, surveillance, etc.)

V. Conclusion

Cet article a présenté les résultats de l'évaluation d'un système de traduction automatique développé pour le réseau ferroviaire belge par des membres de la communauté sourde faisant usage de la langue des signes de Belgique francophone. L'aboutissement de ce travail fut d'observer l'utilisation et l'acceptation par le public cible d'un prototype d'annonces ferroviaires au moyen d'un avatar JASigning traduisant les appels, habituellement énoncés en langage oral, en temps réel.

Ces évaluations nous ont permis de déterminer un certain nombre de points à améliorer. Il peut s'agir de problèmes de forme ou de fond, liés au physique ou à l'expressivité de l'avatar etc.

Bien que nos résultats portent sur l'application d'un tel système sur le réseau ferroviaire, nos testeurs considèrent que ce type de technologie pourrait être utile sur l'ensemble du réseau ferroviaire et aéroporté, mais aussi applicable pour tout message d'urgence (alerte CVO, Info-trafic, etc.). Les salles d'attente peuvent aussi développer un contenu informatif (musée, hôpitaux, événements sportifs etc.). De manière générale, l'avatar peut combler un manque dans tout espace public sans nuire au travail des interprètes.

VI. Références

[1] J. Brooke. SUS: A "quick and dirty" usability scale. In P.W. Jordan, B. Thomas, I.L. McClelland, and B. Weerdmeester, editors, Usability evaluation in industry, pages 189-194, Londres (UK), 1996. CRC Press.

[2] O. Crasborn. Nonmanual Structures in Sign Language. In Encyclopedia of Language and Linguistics, volume 8, pages 668-672. Elsevier, Oxford (UK), 2e édition, 2006. https://www.researchgate.net/publication/254868128_Nonmanual_Structures_in_Sign_Language

[3] B. David. Traduction automatique de la parole vers la langue des signes de Belgique francophone. Codage d'un avatar destine aux transports en commun belges. Mémoire de Master STIC, Université Libre de Bruxelles (Belgique), 2017.

[4] S. Ebling. Evaluating a Swiss German Sign Language Avatar among the Deaf Community. In Proceedings of the Third International Symposium on Sign Language Translation and Avatar Technology, Chicago (USA), 2013. https://www.researchgate.net/publication/276757609_Evaluating_a_Swiss_German_Sign_Language_Avatar_among_the_Deaf_Community

[5] S. Ebling and J. Glauert. Exploiting the Full Potential of JASigning to Build an Avatar Signing Train Annoncements. In Proceedings of the Third International Symposium on Sign Language Translation and Avatar Technology (SLTAT), 2013.

[6] S. Ebling. Automatic Translation from German to Synthesized Swiss German Sign Language. Master's thesis, Université de Zurich, Zurich (Suisse), 2016.

[7] P. Ekman. Facial expression and emotion. American Psychologist, 48(4) :384- 392, Avril 1993. https://www.paulekman.com/wp-content/uploads/2013/07/Facial-Expression-And-Emotion1.pdf

[8] R. Elliott, J. Glauert, and J. Kennaway. SiGML Notation and SiGMLSigning System. UEA Norwich. School of Computing Sciences, 2004. http://www.visicast.cmp.uea.ac.uk/eSIGN/Images/sigmlSigningFlyerA4.pdf

[9] R. Elliott, J. Glauert, J. Kennaway, I. Marshall, and E. Safar. Linguistic Modelling and Language-processing Technologies for Avatar-based Sign Language Presentation. Universal Access in the Information Society, 6(4) :375-391, Janvier 2008. https://www.researchgate.net/publication/220606812

[10] J. Glauert and R. Elliott. Extending the SiGML Notation. A Progress Report. In Second International Workshop on Sign Language Translation and Avatar Technology (SLTAT), Dundee (Ecosse), Octobre 2011. http://vhg.cmp.uea.ac.uk/demo/SLTAT2011Dundee/8.pdf

[11] T. Hanke, G. Langer, and C. Metzger. Encoding nonmanual aspect of sign language. In T. Hanke, editor, ViSiCAST Deliverable D5-2: SiGML Definition, chapter 4, pages 42-59. 2001.

[12] T. Hanke. HamNoSys. Representing Sign Language Data in Language Resources and Language Processing Contexts. In O. Streiter and C. Vettori, editors, Sign Language Processing Satellite Workshop of the Fourth International Conference on Language Resources and Evaluation (LREC), pages 1-6, Lisbonne (Portugal), Mai 2004. http://www.lrec-conf.org/proceedings/lrec2004/ws/ws18.pdf

[13] T. Hanke. HamNoSys - Hamburg Notation System for Sign Languages. Technical report, Institute of German Sign Language, 2007. https://www.sign-lang.unihamburg.de/dgskorpus/files/inhalt_pdf/HamNoSys_06en. pdf

[14] R. Jennings, V. and, R. Kennaway, and J. Glauert. Requirements for a Signing Avatar. In Fourth Workshop on the Representation and Processing of Sign Languages: Corpora and Sign Language Technologies, 2010. http://www.academia.edu/2348900/Requirements_for_a_signing_avatar.

[15] M. Kipp, A. Heloir, and Q. Nguyen. Sign language avatars: Animation and comprehensibility. In H. H. Vilhjálmsson, S. Kopp, S. Marsella, and K. R. Thórisson, editors, Proceedings of the 11th International Conference on Intelligent Virtual Agents (IVA-11) Reykjavik, Iceland. Proceedings, pages 113-126, Berlin Heidelberg (Allemagne), Septembre 2011. Springer. http: //embots.dfki.de/doc/Kippetal11.pdf

[16] A. Martin. Interprètes en langue des signes : un manque criant en Belgique. in Le Soir, Février 2017. https://references.lesoir.be/article/interpretes-en-languedes-signes-un-manque-criant-en-belgique-/?TrackID=3#sc=socialmedia&me=socialmedia&cm=0

[17] M. Rayner, A. Armando, P. Bouillon, S. Ebling, J. Gerlach, S. Halimi, I. Strasly, and N. Tsourakis. Helping Domain Experts Build Phrasal Speech Translation Systems. In Future and Emergent Trent in Language Technology: First International Workshop (FETLT15), Séville (Espagne), Novembre 2015. Springer.

[18] M. Rayner, C. Baur, P. Bouillon, C. Chua, and N. Tsourakis. Helping Non-Expert Users Develop Online Spoken CALL Courses. In Workshop on Speech and Language Technology in Education (SLaTE), Leipzig (Allemagne), 2016.

[19] M. Rayner, P. Bouillon, S. Ebling, I. Strasly, and N. Tsourakis. A Framework for Rapid Development of Limited-Domain Speech-to-Sign Phrasal Translators. In 12th International Conference on Theoretical Issues in Sign Language Research (TISLR12), Melbourne (Australie), 2016. http: //archive-ouverte.unige.ch/unige:79988

[20] M. Rayner. Using the Regulus Lite Speech2Sign Platform, 2016. http://www.issco.unige.ch/en/research/projects/Speech2SignDoc/ build/html/index.html

[21] Trainslate. Université de Genève, Mars 2017. http://speech2sign.unige. ch/en/applications/trainslate/

[22] J.C. Wells. SAMPA Computer Readable Phonetic Alphabet. In D. Gibbon, R. Moore, and R. Winski, editors, Handbook of Standards and Resources for Spoken Language Systems. Mouton de Gruyter, Berlin (Allemagne), New York(USA), 1997. http://www.phon.ucl.ac.uk/home/sampa/

Session 7 : Apprentissage et communication

Président de Session : Donatello Conte

Mémoire, Apprentissage et Vicariance

Farah Arab
Université Paris 8
Département Ingénierie, Cognition et Handicap (ICH)
Laboratoire THIM-CHArt (EA 4004)
93526 Saint-Denis, France

***Résumé*—La mémoire joue un rôle fondamental dans l'accès aux nouveaux apprentissages et le développement des mécanismes d'adaptation. Certaines situations peuvent néanmoins empêcher son fonctionnement en raison des contraintes et des exigences qu'elles imposent. C'est le cas par exemple lorsque la mémoire est "empêchée", "blessée ou malade" [1][2]. Comment les environnements d'aujourd'hui (e.g. physiques, sociaux, technologiques) peuvent-ils alors être conçus, sinon transformés, afin de renforcer les capacités mnésiques des personnes et fournir à tous des opportunités d'apprentissage tout au long de la vie ? Telle est la question abordée dans cet article. Plus précisément, notre propos concerne le rôle du "faire-mémoire" dans les processus d'apprentissage-réapprentissage et le développement des mécanismes d'adaptation. Nous proposons ici une nouvelle méthode de conception centrée, non pas sur l'utilisateur, mais sur les ressources essentielles pour l'activité individuelle et/ou collective. Nous avons nommé cette méthode "Conception de l'Interaction Clé" - CIC (ou *KID* en anglais, pour *Key Interaction Design*). L'idée centrale de cet article est de contribuer à l'enrichissement des connaissances, méthodes et pratiques pédagogiques en faveur d'un accès à la connaissance pour tous (i.e. visibilité, lisibilité, intelligibilité et intégration).**

Mots-clés—mémoire ; faire-mémoire ; (ré)apprentissage ; ressources ; vicariance ; Conception de l'Interaction Clé (CIC).

I. INTRODUCTION

> "La mémoire du passé n'est pas faite pour se souvenir du passé, elle est faite pour prévenir le futur. La mémoire est un instrument de prédiction."
>
> Alain Berthoz

La mémoire est "instauratrice d'avenir" [3]. Elle joue un rôle majeur dans l'accès aux nouveaux apprentissages et la construction de stratégies vicariantes. La vicariance renvoie ici à la "substitution d'un mécanisme, ou d'un processus par un autre pour aboutir au même but" [4]. Quant à la mémoire, elle est définie par Eustache [5] comme "la fonction qui permet d'enregistrer des informations, de les conserver plus ou moins durablement et de les récupérer au moment opportun". Pour Ricœur [1], il s'agit d'une "empreinte laissée par un évènement survenu à un moment du temps sur un support quelconque".

Avec le temps et l'expérience, la mémoire peut enrichir et diversifier le système de ressources et les capacités d'agir latentes des personnes. Ces autres manières de produire et de faire sont une solution pour faire face aux difficultés rencontrées [6]. Elles sont conditionnées à la fois par les capacités d'interaction des personnes (e.g. perceptives, cognitives, physiques) et la situation contextuelle. Tout l'enjeu est alors de créer les conditions qui favorisent la perception (e.g. le bon niveau d'attention *versus* inhibition) et l'utilisation des ressources utiles pour la réalisation de l'activité des personnes. Le fait de percevoir et d'utiliser ces ressources supposant que la personne sache explorer son environnement pour chercher l'information pertinente.

A. *Problématique de Recherche*

La recherche présentée dans cet article porte sur la mémoire – et ses pathologies – et son rôle dans les processus d'apprentissage-réapprentissage et les mécanismes d'adaptation[1]. Plus précisément, il s'agit d'alimenter les réflexions et de contribuer au développement d'un cadre conceptuel et méthodologique qui permet de guider les choix de conception et les pratiques pédagogiques favorisant le développement des capacités d'agir latentes des personnes, et par conséquent, des opportunités réelles d'apprentissage tout au long de la vie. Il est urgent selon nous de repenser les systèmes éducatifs et les organisations sociales afin de réduire l'écart entre les exigences des situations et les capacités réelles des personnes, en particulier celles qui présentent des troubles d'apprentissage et/ou déficits cognitifs.

B. *Objectifs de Recherche*

L'objectif principal de cet article est double. Le premier objectif est de clarifier le concept de "faire-mémoire" et la distinction que nous faisons entre "mémoire" et "faire-mémoire". Pour ce faire, trois nouveaux concepts, basés sur le cadre conceptuel de l'"Homme capable" [8], ont été développés : la "capacité de faire-mémoire", le "pouvoir faire-mémoire" et le "vouloir faire-mémoire". Le deuxième objectif est de présenter une nouvelle méthode de conception centrée, non pas sur l'utilisateur, mais sur les ressources pour l'activité individuelle et/ou collective. Nous avons nommé cette méthode

[1] Le "pouvoir adaptatif" des personnes aux situations nouvelles est défini par [7] comme l'une des caractéristiques essentielles d'un "agir compétent".

"Conception de l'Interaction Clé" - CIC (ou *KID* en anglais, pour *Key Interaction Design*).

Cet article se divise en trois sections principales : (1) la section II définit les concepts de "faire-mémoire", "capacité de faire-mémoire", "pouvoir faire-mémoire" et "vouloir faire-mémoire" ; (2) la section III décrit notre méthode de Conception de l'Interaction Clé (CIC) ; (3) la section IV ouvre quelques pistes de réflexion concernant la construction d'un cadre d'intervention permettant de guider les choix de conception et les pratiques pédagogiques en faveur d'un faire-mémoire suffisant pour le développement d'un "agir compétent".

II. Faire-Mémoire: Concepts et Définitions

A. *Mémoire et Faire-Mémoire*

Le concept de "faire-mémoire" a été introduit par Ricœur [1] dans son ouvrage intitulé "La mémoire, l'histoire, l'oubli" pour désigner le fait de rappeler des souvenirs (i.e. processus de recouvrement). Dans ce travail, le faire-mémoire renvoie également au fait de créer des souvenirs (i.e. processus d'enregistrement et rétention).

Le faire-mémoire dépasse le concept même de mémoire, car il renvoie à la mémoire mais ne s'y limite pas. Le faire-mémoire désigne en effet l'action coordonnée de l'ensemble des fonctions cognitives (e.g. la mémoire, la perception, l'attention, la motricité, le langage, le raisonnement, les fonctions exécutives telles que la flexibilité, la créativité, l'inhibition et la planification) dont l'interaction favorise la construction ou l'accès à une empreinte mémorielle laissée par des faits ou "vécus" passés. Il s'agit d'un processus qui consiste à explorer l'environnement présent et à mobiliser-combiner les apprentissages passés afin de guider les choix, les actions en cours et les nouveaux apprentissages. Nous considérons le faire-mémoire comme un processus qui peut être individuel ou collectif; provoqué ou involontaire (e.g. sérendipitaire[2]); encouragé, contraint ou empêché; conscient ou inconscient (e.g. oublis, trous de mémoire, actes manqués).

B. *Faire-Mémoire, Capacités et Pouvoirs*

Qu'est-ce qu'une personne capable – et incapable – de se souvenir et qu'est-ce qu'une personne capable – et incapable – d'oublier ? Pour Ricœur, se souvenir, "c'est déclarer que l'on a vu, fait ou acquis ceci ou cela" [1]. Ce n'est pas seulement se souvenir d'une chose passée mais c'est aussi "se souvenir de soi", de son histoire et de ses émotions. Se souvenir implique "un travail d'élaboration de la mémoire, de sélection dans ce qui est connu ou réinventé du passé" [10]. Dans la littérature, de nombreux travaux considèrent, à l'instar de Ricœur [11], que la mémoire "lutte contre l'oubli". Dans cet article, nous considérons, comme d'autres (e.g. [12] [5]), que l'opposé de la mémoire n'est pas l'oubli, mais l'oubli d'oublier, puisqu'en dehors de toute pathologie de la mémoire, l'oubli est indispensable à son fonctionnement [5]. Par ailleurs, nous distinguons ici l'oubli, qui fait référence aux informations stockées en mémoire à long terme ("il faut avoir appris pour oublier"), de l'inhibition qui va davantage concerner les informations stockées en mémoire de travail [5]. L'oubli et l'inhibition des informations non-pertinentes étant essentiels pour apprendre et agir efficacement [13].

Cet article met en lumière trois facteurs qui de notre point de vue sont essentiels à la description du processus de faire-mémoire dans une perspective développementale : la capacité de faire-mémoire, le pouvoir faire-mémoire et le vouloir faire-mémoire. La distinction que nous faisons entre les concepts de "capacité de faire-mémoire" et de "pouvoir faire-mémoire" s'appuie sur celle que Rabardel [8] effectue entre les concepts de "capacité d'agir" et de "pouvoir d'agir", i.e. "ce qui est mobilisable par [la personne] et ce qui est effectivement possible dans la singularité des situations et des conditions de l'activité". Nous considérons la capacité de faire-mémoire comme l'une des dimensions de la capacité d'agir et le pouvoir faire-mémoire comme l'une des dimensions du pouvoir d'agir. Ils partagent en ce sens les mêmes propriétés définies par Rabardel : les capacités d'agir et de faire-mémoire sont génériques, liées à un domaine d'activités de la vie quotidienne et ont une évolution moyenne et longue ; tandis que les pouvoirs d'agir et de faire-mémoire sont des compétences situées, liées à l'action ou l'activité en cours et ont une évolution singulière.

La capacité de faire-mémoire correspond à l'ensemble des ressources qu'un individu peut mobiliser et combiner pour mettre ou récupérer une information en mémoire. Quant au pouvoir faire-mémoire, nous le définissons comme l'ensemble des conditions qui vont permettre de créer ou susciter un souvenir ou encore induire un usage (e.g. éléments sensoriels – visuels, sonores, olfactifs ou tactiles, indices, amorces, affordances de l'environnement) par le biais du système de ressources mobilisées. Enfin, le vouloir faire-mémoire rend compte de la nécessité d'"être disposé à faire : on peut savoir faire et pouvoir faire, mais refuser de faire" [14] [15]. Nous définissons le vouloir faire-mémoire comme la volonté et la motivation d'une personne (ou d'un collectif) quant au fait de faire-mémoire. Ici, la motivation est liée au rapport entre les coûts ou investissements (e.g. physiques et cognitifs) nécessaires et les bénéfices des efforts fournis. La volonté renvoie plutôt aux conséquences de la création de souvenirs et/ou de la réminiscence.

C. *Liens entre Faire-Mémoire et Ressources*

Faire-mémoire est une activité médiatisée par les ressources et médiatisante. Pour faire-mémoire, les personnes recourent à un ensemble de ressources internes (liées à l'individu) et externes (fournies par l'environnement). Dans un article précédent [16], nous avons montré comment les opportunités d'action [et d'apprentissage] offertes par les ressources mobilisées, via la présence de facteurs de conversion adéquats (i.e. facteurs personnels, sociaux et environnementaux), permettent à leur tour le développement et la mobilisation de nouvelles ressources enrichissant ainsi le système de ressources de la personne. Le lecteur intéressé pourra s'y référer pour une revue de la littérature des définitions et typologies des ressources.

[2] Le terme "sérendipité.", créé par H. Walpole en 1754, désigne "la faculté de découvrir par hasard et sagacité des choses que l'on ne cherchait pas" [9].

Les déficits cognitifs[3] se traduisent par l'affaiblissement des ressources cognitives internes. Leur impact sur les capacités et les pouvoirs d'agir des personnes, et plus précisément sur leurs capacités et pouvoirs faire-mémoire varie selon le type de mémoire altérée (e.g. sensorielle, de travail, sémantique, épisodique, procédurale). Toutefois, la diminution des capacités et pouvoirs faire-mémoire n'est pas nécessairement due à une altération de la mémoire. Au-delà des déficits cognitifs qui impliquent des efforts considérables de la part des personnes concernées, les difficultés peuvent s'expliquer par un décalage entre les ressources disponibles susceptibles de contribuer à la réalisation des objectifs de l'activité et ce que les conditions écologiques permettent réellement de faire émerger et/ou d'utiliser. Nous considérons les difficultés qui en découlent comme un manque de possibilités d'action (ou *capabilités*, selon Sen [17]) liées à un défaut d'accessibilité et/ou d'utilisabilité de ressources disponibles

La Figure 1 permet de clarifier les liens entre les ressources, les capacités et les pouvoirs des personnes. Nous avons utilisé pour ce faire le Modèle de Développement Humain centré sur les ressources (MDH-R) [6]. MDH-R permet d'expliquer que les ressources mobilisées par la personne vont permettre, dans un premier temps, le développement de son pouvoir faire-mémoire, et donc de son pouvoir d'agir. Puis, avec le temps et l'expérience, ces mêmes ressources vont être mobilisées pour le développement de sa capacité de faire-mémoire, et donc de sa capacité d'agir (e.g. compétences, connaissances, instruments). La double flèche entre les pouvoirs faire-mémoire et d'agir signifie que le développement du pouvoir faire-mémoire va contribuer au développement du pouvoir d'agir, qui à son tour va permettre le développement et la mobilisation de nouvelles capacités de faire-mémoire. De la même façon, la double flèche entre les capacités de faire-mémoire et d'agir signifie que le développement de l'une va contribuer au développement de l'autre.

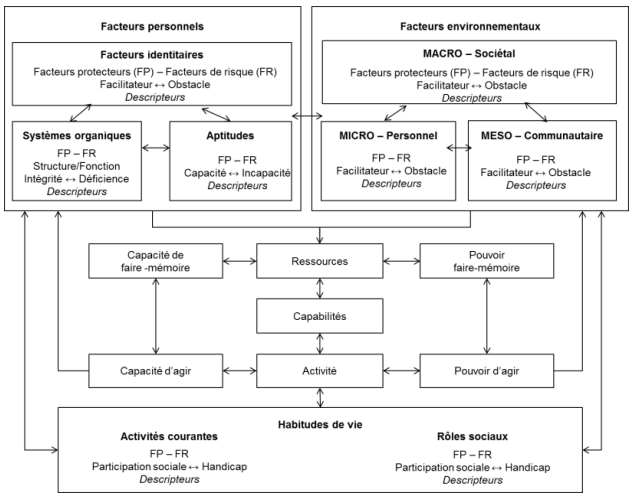


Fig. 1. Description du Processus de Faire-Mémoire basée sur le Modèle de Développement Humain centré sur les Ressources (MDH-R).

[3] Ils sont définis par Lévesque et al., [18] comme des "altérations des capacités intellectuelles telles que la mémoire, le langage, l'orientation, la concentration, l'attention, le jugement, la pensée abstraite, la capacité d'apprentissage, etc.".

III. Faire-Memoire, Ressources et Vicariance : Concevoir pour des Personnes "Autrement Capables"

A. *Accès à la Connaissance pour Tous : Réduire l'Ecart entre les Exigences des Situations et les Capacités Réelles des Personnes*

Pour Aberkane, "les échanges de connaissance sont proportionnels à l'attention multipliée par le temps ($\varphi(k) \propto At$)[4]" [22]. Autrement dit, "plus on consacre de l'attention et du temps à une tâche et plus la connaissance à laquelle on accède est importante". Mais qu'en est-il de la valeur de ces échanges et du rôle de l'environnement dans l'accès à l'information ? Qu'en est-il par ailleurs des personnes qui présentent des déficits cognitifs affectant notamment la mémoire ou l'attention ? De notre point de vue, la vision d'Aberkane laisse peu de place au développement des capacités et des pouvoirs d'agir des personnes. L'accès à des connaissances ne justifiant pas pour autant leur compréhension, leur intégration et leur utilisation.

L'enjeu de la conception porte, au-delà du contenu pédagogique, sur les moyens de transmission, acquisition, rétention et consolidation des connaissances (e.g. aménagements cognitifs, conditions favorisant la stimulation cognitive et la métacognition). Dès lors, la valorisation de l'équation d'Aberkane par l'ajout de facteurs de conversion (personnels, sociaux et environnementaux) influençant le développement des capacités et pouvoirs faire-mémoire permettrait d'évaluer la valeur des flux de connaissances, en termes d'efficacité/bénéfices et de coût (e.g. cognitif, physique). Par exemple, les travaux de Conway |23] montrent que les personnes gardent plus longtemps en mémoire ce qui est en lien avec leur identité (i.e. leurs valeurs, croyances principes, choix individuels et buts personnels).

B. *Proposition d'une Nouvelle Approche de Conception Centrée sur les Ressources: Méthode de "Conception de l'Interaction Clé" (CIC)*

1) *Objectifs et Motivations*

La "Conception de l'Interaction Clé" - CIC (ou KID en anglais, pour Key Interaction Design) est une méthode de conception centrée sur les "ressources clés" pour l'activité finalisée. Elle a pour objectif de définir et fournir aux personnes l'aide minimale dont elles ont besoin pour atteindre les objectifs qu'elles se sont fixés de façon autonome et sécuritaire ; et le cas échéant, pour les sortir de la situation d'impasse dans laquelle elles se trouvent. L'objectif n'est pas seulement de compenser les difficultés rencontrées. Il s'agit surtout de leur fournir les moyens de se projeter et de construire leur futur à travers des ressources et situations d'activité qui ont du sens pour elles.

CIC est née du constat qu'en dépit des efforts fournis en matière de politiques sociales et éducatives, le manque d'aménagements cognitifs appropriés limite souvent l'accès et l'utilisation des ressources disponibles [16] [24]. Comment

[4] Ce principe, repris par Aberkane [22] dans son approche de l'économie de la connaissance, tire son origine des travaux de Davenport et Beck [21] sur l'économie de l'attention. Il est traduit par l'équation suivante : $\varphi(k) \propto At$, où *k* renvoie aux connaissances (*knowledge*), *A* à l'attention et *t* au temps (*time*).

l'ergonomie peut-elle alors contribuer au développement de pratiques, services ou dispositifs pédagogiques adaptés aux personnes atteintes en particulier de troubles affectant les fonctions cognitives (e.g. mémoire, attention) ? Dans la littérature, les travaux en conception oscillent souvent entre une approche de Conception Universelle/pour tous (*design for all*) (CU) et une Conception Centrée Utilisateur (CCU) pour identifier et répondre aux attentes-besoins réels des personnes. Pourtant, prises séparément, elles sont, de notre point de vue, utiles mais insuffisantes pour répondre à cet objectif. Au-delà de l'analyse des besoins, il est essentiel de trouver des moyens efficaces de fournir l'assistance. Comment concevoir pour tous en tenant compte de la complexité (e.g. multihandicaps) et du caractère évolutif des handicaps ? La CCU se base sur le principe selon lequel les utilisateurs finaux seraient les mieux placés pour guider la conception d'un produit ou service [25]. Mais, comment répondre aux besoins des personnes qui ne peuvent pas les exprimer, soit parce qu'elles n'en n'ont pas la capacité, soit parce qu'elles n'en ont pas conscience ? Comment exprimer d'ailleurs le besoin d'un produit ou service qui n'existe pas encore ?

Les CCU et CU s'intéressent aux capacités-incapacités des personnes et à l'impact des services et dispositifs d'assistance sur leur vie quotidienne pour suppléer-compenser les déficiences et/ou incapacités (CCU) et améliorer l'accessibilité de l'environnement (CU) [25]. Dans CIC, nous nous centrons sur ce que les personnes ont envie d'être, avoir et faire (e.g. buts, choix, objectifs, résultats attendus, valeurs, principes) et sur les moyens alternatifs à développer pour créer les conditions favorisant les occasions de percevoir, choisir et utiliser les ressources nécessaires pour y parvenir. Leur nature et leur format dépendant du niveau fonctionnel des personnes et de leur stade de développement mais également des ressources et stratégies compensatoires déjà mises en œuvre, des obstacles rencontrés, des buts et des choix personnels.

2) Définition et Caractéristiques d'une Interaction Clé

L'interaction clé désigne l'ensemble des conditions essentielles qui vont permettre à une personne de trouver ce qu'elle recherche (ou ce dont elle a besoin sans le savoir) et de l'utiliser de manière autonome. Elle traduit le potentiel capacitant d'un environnement dont elle possède les trois caractéristiques, telles que définies par Falzon [19] [20] :

- D'un point de vue préventif, elle n'a pas d'effets néfastes sur la personne et préserve ses capacités futures d'agir (e.g. préservation des capacités physiques et cognitives, maintien des compétences).
- D'un point de vue palliatif/universel, elle prend en compte les différences interindividuelles et compense les limitations fonctionnelles (e.g. vieillissement, maladie, incapacités) pour: (1) prévenir la désinsertion professionnelle, le non-emploi, les décrochages scolaires/sociaux/générationnels et (2) favoriser l'intégration, l'inclusion et la reconnaissance sociale.
- D'un point de vue développemental, elle encourage l'extension des capacités et pouvoirs d'agir en permettant de: (1) développer de nouveaux savoirs et compétences, (2) élargir les possibilités d'action et le degré de contrôle sur la tâche et l'activité, (3) favoriser l'autonomie et (4) contribuer au développement cognitif des personnes et des collectifs.

3) Méthode

La conception de l'interaction clé se compose de trois phases itératives : une phase d'analyse, une phase de conception et une phase d'évaluation.

La *phase d'analyse* vise à préciser, non pas les besoins mais, les objectifs visés et les compétences requises pour y parvenir. Cela suppose de décrire les tâches à réaliser et les résultats attendus (e.g. propriétés, étapes). L'assistance est abordée ici, en lien avec la situation d'activité (e.g. objectifs et résultats visés, lieu, environnement, présence et activité de tiers), et en termes de conséquences sur l'activité individuelle et/ou collective. Pensée à partir des incapacités-limitations seules, elle est de notre point de vue insuffisante pour répondre aux besoins en devenir des personnes. Par exemple, basés sur une approche de conception centrée utilisateur, les exercices de stimulation cognitive visent à stimuler-préserver les fonctions cognitives des personnes atteintes de déficits cognitifs. Mais, puisqu'ils requièrent des habiletés alphabètes (e.g. lecture, écriture, calcul) et se basent sur des connaissances socio-culturelles, ces exercices excluent, de fait, les personnes qui ne les maîtrisent pas (e.g. personnes allophones, immigrées). Centrée sur les ressources, CIC permet de penser l'assistance, non pas à partir des capacités-incapacités des personnes mais, à partir des objectifs visés et des ressources requises pour y parvenir. Elle permet ainsi, au-delà de la mauvaise ergonomie des outils technologiques, d'anticiper les difficultés liées à la nature des exercices.

La *phase de conception* porte sur les ressources alternatives et solutions d'aménagement possibles (e.g. maquette, prototype, méthode) pour permettre aux personnes d'acquérir et développer les compétences identifiées lors de la phase d'analyse pour atteindre les objectifs fixés. Cela suppose d'identifier les contraintes et difficultés liées à l'activité, et le cas échéant, aux éventuels troubles et maladies invalidants. Il convient à ce stade de définir les valeurs de remplacement des ressources alternatives afin d'accroître le niveau de sensibilité et l'adéquation de l'assistance. La Méthode de Défaillance et de Substitution des Ressources (MDSR), développée par Rabardel et Bourmaud [26], peut contribuer à cet objectif par l'analyse des ressources/conditions/valeurs de substitution des ressources habituellement utilisées par les personnes.

Nous distinguons deux catégories de ressources : (1) les ressources directement utiles pour l'activité finalisée, autrement dit l'atteinte d'étapes, résultats, propriétés ou objectifs précis (e.g. utilisation d'un agenda ou calendrier pour la mise ou la récupération d'une information en mémoire) et ; (2) les "ressources de ressources", qui vont permettre leur perception et utilisation grâce à des aménagements cognitifs appropriés [27] (e.g. polices de caractères spécifiques, affordances, aide-couleurs, images explicites). Les ressources de ressources interviennent également dans l'évaluation des choix adoptés et le contrôle de l'action en cours à l'aide des informations détectées ou recueillies.

La *phase d'évaluation* consiste à évaluer l'accessibilité, l'intelligibilité et l'utilisabilité des solutions proposées (e.g. via

des tests utilisateurs). Il s'agit également de définir et d'évaluer le "bon niveau d'assistance" pour guider au mieux et rassurer les personnes qui en ont besoin [28] : trop simple, l'assistance n'encouragera pas la mobilisation et le développement des capacités d'agir latentes des personnes (e.g. infantilisation) ; trop compliquée, elle les dépassera. Dans les deux cas, elle conduira à son rejet (e.g. démotivation, mise en échec).

Le "bon niveau d'assistance" se situe entre un "niveau plancher" et un "niveau plafond". Tous les trois variant d'une situation et d'une personne à l'autre, il est nécessaire de définir des niveaux de granularité à l'aide proposée. Le "niveau plancher" de l'assistance (ou aide minimale) correspond au réseau de ressources minimales et suffisantes sur lesquelles vont porter en priorité les efforts d'aménagements cognitifs (e.g. construction d'affordances-indices, prise en compte des valeurs, croyances et principes individuels) pour permettre la mobilisation de capacités d'agir latentes, le développement de mécanismes d'adaptation et l'accès à l'apprentissage. En effet, car s'il permet la réalisation de l'activité, ce niveau d'assistance n'est pas suffisant pour satisfaire aux critères de base de l'ergonomie des interfaces (e.g. guidage, charge de travail, adaptabilité, protection contre les erreurs, compatibilité humaine) [29]. Le "niveau plafond" renvoie, quant à lui, au niveau d'aide maximale susceptible d'être fournie. S'il permet la réalisation de l'activité par la compensation-suppression des difficultés rencontrées, ce niveau laisse néanmoins peu de place à l'apprentissage et au développement des capacités d'agir des personnes. Ces dernières n'ont alors plus la possibilité de continuer à faire les choses autrement par elles-mêmes puisque l'assistance fait faire à leur place par d'autres (e.g. tiers, dispositifs).

IV. Discussion : Du Handicap aux Capabilites : vers un Cadre International du Developpement Humain ?

Cette section vise à ouvrir quelques pistes de réflexion concernant la construction d'un cadre d'intervention permettant de guider les choix de conception et les pratiques pédagogiques en faveur d'un faire-mémoire suffisant pour le développement d'un "agir compétent". Pour ce faire, nous choisissions de mettre en résonnance deux modèles qui peuvent de notre point de vue contribuer à cet objectif ; le cadre conceptuel du handicap [30] et le Modèle de Développement Humain centré sur les Ressources (MDH-R) [6].

En 2002, l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) a proposé une Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (CIFHS ou CIF) [30]. La CIF est fondée sur une approche fonctionnelle qui met en évidence le rôle des facteurs socio-environnementaux dans le processus de production des situations de handicap (Figure 2). Elle s'éloigne ainsi de la linéarité "Déficience-Incapacité-Désavantage" et de la causalité liant le handicap à la notion de déficience (conséquence d'une maladie) proposées par Wood [30]. Pour une présentation approfondie de la CIF, le lecteur intéressé pourra se reporter à [32] [33].

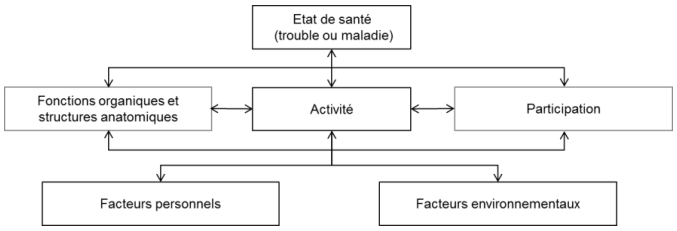


Fig. 2. Cadre Conceptuel du Fonctionnement Humain d'après la CIFHS [30].

Basé sur les travaux de Fougeyrollas [34], le cadre de la CIF permet d'appréhender les limitations fonctionnelles des personnes et leurs impacts sur la réalisation d'activités quotidiennes. Cependant, ces travaux ne s'accordent pas sur la place de l'activité et, si elle insiste sur le rôle déterminant de l'environnement, la CIF ne fait aucune distinction entre l'environnement et les ressources [35] [36]. La CIF n'intègre pas non plus les choix et les buts personnels [36] [37], ni les conséquences subjectives des troubles et maladies invalidants (e.g. émotions, qualité de vie, expérience). Enfin, l'absence de représentation claire des champs dans lesquels une action peut être initiée rend son application pratique difficile. Plusieurs auteurs, à l'instar de Jamet [32], ont d'ailleurs pointé son manque d'opérationnalité.

Face à ces constats, nous avons utilisé le Modèle de Développement Humain centré sur les Ressources (MDH-R) pour enrichir le cadre conceptuel de la CIF en mettant en évidence le rôle majeur des ressources dans le développement des capacités et des pouvoirs d'agir des personnes (Figure 3). MDH-R, qui s'appuie sur le cadre conceptuel de "l'Homme capable" développé par Rabardel [8], permet d'aborder les personnes comme des individus instrumentés, avec des ressources propres (e.g. schèmes, outillage), et pas seulement psychologiques comme c'est le cas dans la CIF. L'utilisation du MDH-R permet par ailleurs d'envisager la construction d'un cadre international, qui au-delà du fonctionnement humain, permet une description des conditions qui peuvent guider les pratiques et les choix de conception en faveur d'un développement humain "réussi" choisi par les personnes.

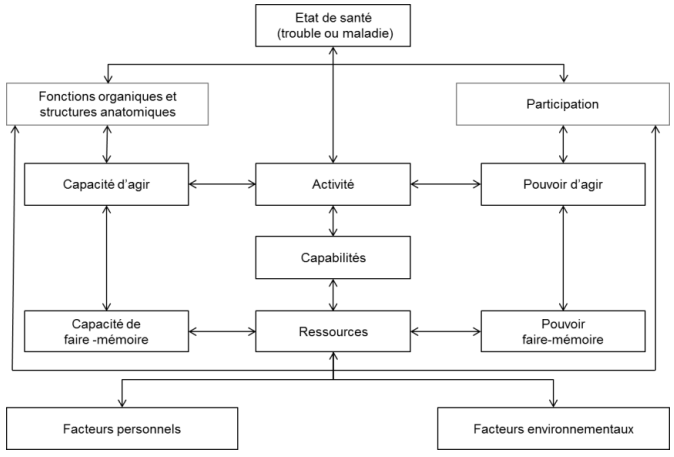


Fig. 3. Du Fonctionnement au Développement Humain : vers un Nouveau Cadre International ?

V. Conclusion

La mémoire est opportune. Afin de favoriser l'accès aux nouveaux apprentissages et la construction de stratégies vicariantes, il est nécessaire de fournir aux personnes les moyens d'utiliser, parmi l'ensemble des moyens disponibles, ceux qui vont leur permettre d'atteindre, dans les meilleures conditions, les objectifs et les résultats qu'elles se sont fixés. Ces moyens regroupent à la fois les ressources utiles pour l'activité finalisée et les "ressources de ressources" qui vont permettre leur perception et utilisation. Au-delà des gestes eux-mêmes, l'enjeu des innovations (e.g. pédagogiques, technologiques) est d'identifier et de développer les conditions qui favorisent les occasions de choisir (ou d'apprendre à choisir) les ressources appropriées, de façon libre et éclairée.

References

[1] P. Ricoeur, "La mémoire, l'histoire, l'oubli, " Paris, Le Seuil, 2000.

[2] C. Reagan, "Réflexions sur l'ouvrage de Paul Ricœur : La Mémoire, l'histoire, l'oubli, " Transversalités, 2, 106, 165-176, 2008.

[3] J. Greisch, "Paul Ricœur: l'itinérance du sens," Ed. J. Million, 2001.

[4] A. Berthoz, "La vicariance. Le cerveau, créateur de mondes, " Odile Jacob, 2013.

[5] F. Eustache, G. Ganascia, R. Jaffard, D. Peschanski, B. Stiegler, "Mémoire et oubli, " Le Pommier, 2014.

[6] F. Arab, "Resources-centered Human Development Model: a conceptual framework for creating alternative capabilities, " Proceedings of the Third 21st Century Academic Forum Conference at Harvard, Boston, USA. September 2015, Vol. 6, Nr. 1. ISSN: 2330-1236.

[7] D. Masciotra, F. Medzo, "Développer un agir compétent: vers un curriculum pour la vie, " Bruxelles: De Boeck, 2009.

[8] P. Rabardel, "Instrument subjectif et développement du pouvoir d'agir". In P. Rabardel & P. Pastré, Modèles du sujet pour la conception. Dialectiques activités développement (pp. 11-30), Octarès, 2005.

[9] S. Catellin, "Sérendipité. Du concept au conte, Préface de Laurent Loty, Paris, Éditions du Seuil, 270 p, 2014.

[10] D.C. Martin, "Traces d'avenir, " Cahiers d'ethnomusicologie, 22, 141-168, 2009.

[11] P. Ricœur, "Acte d'investidura de doctor honoris causa al professor: dr. paul ricoeur. " Universitat Ramon Llull, Barcelona (71 p.). 2001.

[12] G. Deleuze, "Foucault, " Minuit (pp.115-116), 1986.

[13] O. Houdé, "Apprendre à resister, " Le Pommier, 2014.

[14] J. Leplat, "Mélanges ergonomiques : activité, compétence, erreur ?," Octarès, Toulouse, 2011.

[15] C. Gouédard, P. Rabardel, "Pouvoir d'agir et capacités d'agir : une perspective méthodologique ?, " Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé, 14-2, 2012.

[16] F. Arab, "Resources and cognitive accessibility: definitions, typologies and model, " AMSE Journals-AMSE IFRATH Publication, October 2016, Modelling C., Vol. 77, N° 2, pp 13-27.

[17] A.K. Sen, "Human rights and capabilities, " Journal of Human Development, 6(2), 151-166, 2005.

[18] L. Lévesque, C. Roux, S. Lauzon, "Alzheimer : comprendre pour mieux aider, " Ottawa : Editions du Renouveau Pédagogique, p. 309, 1990.

[19] P. Falzon, "Ergonomics, knowledge development and the design of enabling environments, " Proceedings of the Humanizing Work and Work Environment HWWE'2005 Conference, December 10-12, 2005, Guwahati, India, 1-8.

[20] P. Falzon, "Enabling environments and reflective practices, " ABERGO'2006, 14th ABERGO Congress, october 29 - november 2, 2006, Curitiba, Brésil.

[21] H. Davenport, J.C. Beck, "The Attention Economy: Understanding the New Currency of Business, " Harvard Business Press, 2002.

[22] I.J. Aberkane, "L'économie de la connaissance est notre nouvelle renaissance," Huffingtonpost, juin 2014.

[23] T M.A. Conway, "Memory and the self, " Journal of Memory and Language, 53, 594–628, 2015.

[24] J. Langevin, "Ergonomie et éducation des personnes présentant des incapacités intellectuelles, " Revue Francophone de la déficience intellectuelle, 7 (2), 135-150, 1996.

[25] V. Lespinet-Najib, A. Roche, Q. Chibaudel, "Santé et handicap : d'une conception centrée "utilisateur" à la conception universelle, " Dans "Patients et praticiens de terrain, acteurs de l'innovation de santé", Réalités industrielles, 25-27, 2017.

[26] P. Rabardel, G. Bourmaud, "From computer to instrument system : a developmental perspective". Interacting with Computers, 15(5), 665-691, 2003.

[27] F. Arab, H. Pigot, P. Rabardel, V. Folcher, A.S. Rigaud, M. Mokhtari, "Age, memory and time: practices and support, " Special Issue for the AMSE Journals, 71, 3, mars 2011.

[28] F. Arab, J. Bauchet, H. Pigot, A. Giroux, S. Giroux, "Design and assessment of enabling environments for cooking activities, " UbiComp'14, September 13 – 17, 2014, Seattle, WA, USA.

[29] J.M.C. Bastien, D.L. Scapin, "Critères Ergonomiques pour l'Évaluation d'Interfaces Utilisateurs (v. 2.1) ," Tech. report Ndeg.156, INRIA, 1993.

[30] OMS/Organisation Mondiale de la Santé, "Towards a Common Language for Functioning, " Disability and Health ICF. Report, 2002.

[31] OMS/Organisation Mondiale de la Santé, "International Classification of Impairments, Disabilities, and Handicaps. A manual of classification relating to the consequences of disease, " Report, p. 11, 1980.

[32] F. Jamet, "De la Classification internationale du handicap (CIH) à la Classification internationale du fonctionnement de la santé et du handicap (CIF), " La nouvelle revue de l'AIS, n°22, 163-171, 2003.

[33] I. Laffont, C. Dumas, "Le handicap : définitions, historique et classifications". In A. Pruski, Assistance technique au handicap (pp. 31-47). Paris: Lavoisier, 2003.

[34]] P. Fougeyrollas, R. Chartier, H. Bergeron, J. Cote, M. Cote, G. SaintMichel, M. Blouin. Révision de la proposition québécoise de classification. Processus de production du handicap, CQCIDIH/SCCIDIH. Québec: Lac Saint-Charles, 1998.

[35] S. Mitra, "The Capability Approach and Disability, " Journal of disability policy studies, vol. 16, n°4, 236–247, 2006.

[36] S. Mitra, "Reconciling the capability approach and the ICF: A response, " ALTER, European Journal of Disability Research, 8, 24-29, 2014.

[37] J-M. Bonvin, "Un nouvel objectif pour les politiques de solidarité: le développement des capabilities, " Direction de la Prospective du Grand Lyon pour la démarche GLVS (Grand Lyon vision solidaire), 2012.

Tiwouh : une solution complète et accompagnée pour la prise en charge des troubles de la communication

Déploiement dans une structure d'accueil pour adultes avec Déficience Intellectuelle

Charles Fage, Christelle Maillart
Unité de Logopédie Clinique
Université de Liège
Liège, Belgique
charles.fage@uliege.be
christelle.maillart@uliege.be

Sarah Giblet, Marie Jaspard
Centre d'accueil de jour La Fermette
Services de l'APEM
Verviers, Belgique
sarah.giblet@student.uliege.be
m.jaspard@servicesapem-t21.eu

Pascale Grevesse
Orthophoniste Indépendante
Obaix, Belgique
pgrevesse@hotmail.com

***Abstract*—La démocratisation des supports technologiques mobiles a permis le développement et la diffusion d'outils pour soutenir la communication des personnes avec Déficience Intellectuelle (DI). Bien qu'ils s'avèrent prometteurs, ces outils présentent néanmoins un impact limité dans la vie quotidienne de ces personnes du fait des fonctionnalités limitées et du manque d'accompagnement par les professionnels de santé. Cet article présente Tiwouh, une solution technologique enrichie pour soutenir la prise en charge des troubles de la communication. Suite à une étude des besoins, cette solution a été déployée et utilisée en situations réelles au sein d'une structure d'accueil de jour de jeunes adultes avec DI.**

Keywords—CAA; Déficience Intellectuelle ; Aide technique; Vie quotidienne;

I. INTRODUCTION

L'utilisation des technologies mobiles s'est rapidement étendue à tous les domaines de nos sociétés, et particulièrement aux prises en charge des personnes présentant une déficience intellectuelle (DI). Ces personnes présentent des compétences limitées dans les activité de la vie quotidienne et la communication, restreignant grandement leur participation sociale [1]. Les outils technologiques, et notamment les supports mobiles, offrent des opportunités de fournir des assistances à ces difficultés en situation, dans leur quotidien. Ces outils ont été développés pour soutenir principalement les personnes avec DI dans leur communication [2] ainsi que dans leurs activités (initiation, transition, *etc.*) [3].

A. Les outils technologiques pour les personnes avec DI

1) Les outils de Communication Alternative et Augmentative (CAA)

La CAA est un ensemble d'outils et de stratégies qu'un individu peut utiliser pour faire face aux défis de communication de la vie quotidienne (Société Internationale de CAA, ISAAC). La méthode de CAA la plus répandue et la plus documentée pour soutenir les capacités de communication auprès des personnes avec des besoins particuliers, et notamment les personnes avec DI, est très certainement le Picture Exchange Communication System (PECS [4]). Cette méthode comportementale très structurée (i.e. divisée en phases d'apprentissage successives avec critères de réussite) est basée sur l'échange d'images physiques avec un partenaire de communication ; elle a été rapportée comme bénéfique dans la prise en charge des personnes avec DI [5,6]. Plus récemment, et faisant levier sur les possibilités offertes par les supports numériques mobiles (tablettes et smartphones), des systèmes technologiques ont été développés afin de compléter l'utilisation des images/pictogrammes classiques par l'ajout d'une synthèse vocale (e.g. application MyVoice [7]). Lorsqu'un pictogramme est sélectionné, la synthèse vocale produit le son correspondant ; l'association de plusieurs pictogrammes/mots permet ainsi de constituer des messages oralisés par l'application. Ces outils permettent donc à la fois à la personne de produire du langage oralisé (mécaniquement) mais également d'être exposé à des modèles d'oralisation facilitant l'apprentissage des mots utilisés.

Dans une récente méta-analyse de ces interventions auprès de personnes avec DI, les auteurs rapportent leur efficacité pour l'amélioration de la communication [8]. Les auteurs avancent également que les résultats concernent aussi bien les environnements protégés que les milieux de vie quotidienne, soutenant ainsi l'assistance de ces personnes directement en situation afin de promouvoir la généralisation des acquis. De plus, les interventions basées sur la communication, lorsqu'elles reposent sur les supports mobiles, peuvent également permettre de diminuer les comportements-problèmes, souvent liés à la frustration de ne pas pouvoir se faire comprendre [9].

2) Les prompteurs d'activités

Les prompteurs d'activités sont basés sur des séquences de textes et/ou images qui décomposent une tâche ou une activité en images successives. Classiquement utilisés dans leur version

papier crayon, ces prompteurs ont été implémentés sur supports technologiques mobiles pour accompagner les individus avec DI dans les transitions entre les tâches [10] ou directement en situation d'inclusion scolaire [11]. En s'appuyant sur le recueil des besoins de ces enfants en situation d'inclusion, les auteurs de cette étude ont également utilisé les prompteurs pour soutenir la communication verbale des enfants avec DI. Lachapelle *et al*. ont déployé des prompteurs d'activités sur smartphone auprès de 15 adultes avec DI, leur permettant de développer leur habiletés d'autodétermination en vie quotidienne [3].

B. Les limites des solutions actuelles

Bien que prometteuses, les interventions basés sur les outils de type CAA et prompteurs d'activités sur supports mobiles comportent différentes limites, qui viennent réduire la portée des résultats rapportés. Tout d'abord, les auteurs rapportent un manque de généralisation des bénéfices obtenus à des contenus ou à des situations nouvelles de vie quotidienne [9]. Dans la même veine, l'absence de mesure de validité sociale (seulement 2 études sur les 15 examinées) questionne quant à la faisabilité et la pertinence de ces interventions en situations réelles [9].

Bien que les résultats présentés dans la littérature apparaissent prometteurs à travers les utilisateurs de tous âges, les données manquent pour statuer de la pertinence de ces outils auprès des adultes avec DI [8].

Par ailleurs, plusieurs auteurs pointent du doigt le caractère presque exclusif des interventions de communication sur le développement des compétences de requêtes simples, et invitent à aller au-delà [8,9]. Dans ce sens, les outils de type CAA offrent la plupart du temps des fonctionnalités « basiques » de tableaux permettant simplement la sélection de pictogrammes et leur oralisation [12,13]. Les outils technologiques offrent des possibilités beaucoup plus vastes qui pourraient permettre d'étendre les fonctionnalités et donc d'enrichir les interventions.

Enfin, la généralisation de ces outils auprès du grand public appelle à un accompagnement et un encadrement de leur utilisation par des professionnels de santé formés (orthophonistes, typiquement). Les utilisateurs apparaissent trop souvent livrés à eux-mêmes dans le choix, la manipulation et la finalité des outils qu'ils se procurent [12,13].

C. Contribution

Dans ce contexte, le projet Tiwouh propose une solution technologique pour soutenir les prises en charge de type CAA. Elle est déployée et utilisée par des personnes présentant des besoins complexes de communication (typiquement DI et TSA) dans la francophonie en Belgique (CMAP Bruxelles) et en France (IME Les Hautes Roches, Saint-Malo), mais également au Liban, en Suisse ou au Québec. Nous présentons donc dans cet article la solution Tiwouh ainsi qu'un exemple de notre approche basée sur les besoins dans une structure d'accueil de jour pour jeunes adultes avec DI.

II. Solution Technologique CAA Enrichie

La solution Tiwouh, basée sur un recueil des besoins des orthophonistes et développée par une équipe pluridisciplinaire (orthophonistes, Interface Homme-Machine pour le handicap, développeurs), associe une plate-forme en ligne à une application mobile, permettant une grande flexibilité dans ses usages. Ces fonctionnalités étendues permettent des prises en charge qui vont au-delà de la CAA classique, notamment en rapprochant les différentes parties prenantes autour du patient. Par ailleurs, une démarche de validation scientifique systématique est engagée pour les différents domaines d'intervention et populations touchées.

A. Conception et validation fonctionnelle

L'outil se base sur un recueil des besoins des orthophonistes en termes d'applications numériques pour soutenir leurs prises en charge. 19 orthophonistes ont participé à des groupes nominaux pour faire émerger des catégories relatives autant au contenu qu'à l'interface et fonctionnalités de l'outil. Parmi eux, la diversité des domaines à assister ainsi que la personnalisation et différents niveaux de complexité apparaissent primordiaux pour les orthophonistes [14].

Suite à ce recueil des besoins, un prototype de plate-forme en ligne et d'application mobile a été développé, et la première version de l'outil a ainsi pu être testée par des orthophonistes recrutés en cabinet libéral. Des ajustements ont ainsi pu être apportés tant sur les contenus que sur l'interface pour assurer la validation fonctionnelle de l'outil. Enfin, cette version plus stable a été ouverte à des bêta-testeurs variés (e.g. orthophonistes en institution, parents, psychologues, éducateurs spécialisés, *etc*.) pour valider le passage à l'échelle. Cette dernière étape a ainsi conforté l'équipe dans la pertinence de l'architecture choisie.

B. Architecture et fonctionnement

La solution Tiwouh s'articule entre une plate-forme en ligne et une application mobile. La plate-forme est un site internet qui prend la forme d'un atelier dans lequel l'utilisateur (i.e. l'aidant) va pouvoir gérer les tableaux de pictogrammes : création, modification, personnalisation, *etc*. En effet, l'ensemble des contenus des tableaux est entièrement personnalisable (pictogrammes, prononciation, importation d'images, *etc.*). C'est également l'endroit où l'utilisateur va pouvoir gérer sa « patientèle ». En effet, différents profils peuvent être implémentés sur chaque compte, chacun bénéficiant de ses propres tableaux. Cette fonctionnalité est particulièrement adaptée aux structures qui peuvent prendre en charge l'ensemble de leurs patients avec un même outil.

L'application est liée à la plate-forme par une connexion wifi pour récupérer les profils et tableaux provenant de la plate-forme ; elle peut ensuite fonctionner hors-ligne pour une utilisation dans la vie quotidienne. En plus de la personnalisation complète des tableaux possible sur le plate-forme, l'application permet d'ajuster un grand nombre de paramètres, relatifs aussi bien au fonctionnement global (e.g. choix de la voix, affichage de texte en plus des pictogrammes,

taille des affichages, *etc.*) que du fonctionnement particulier de chaque fonctionnalité (e.g. disposition aléatoire des pictogrammes, type de renforçateur, *etc.*). Ainsi, un même tableau pourra encore être personnalisé dans son utilisation en situation pour suivre l'évolution de chacun.

C. *Fonctionnalités étendues*

Pour aller dans le sens de la littérature, la fonctionnalité principale dans Tiwouh est évidemment le tableau de communication de type PECS : les pictogrammes sont organisés dans un tableau, au-dessus duquel une bande phrase permet de rejouer la synthèse vocale de l'enchainement des pictogrammes sélectionnés (voir Figure 1). Cependant, et pour répondre aux manques identifiés dans la littérature, Tiwouh intègre également d'autres fonctionnalités, provenant soit des outils utilisés sur le terrain avec les personnes avec DI (i.e. prompteurs d'activités) soit des méthodes d'intervention pratiquées en clinique orthophonique.

1) Séquences

Les *Séquences* sont l'équivalent Tiwouh des prompteurs d'activités. Elles permettent de créer un enchainement d'étapes, chacune illustrée par un pictogramme/image. Une case à cocher est également présente sur chaque étape : si elles ont été validées, le renforçateur est activé à la fin de la séquence. Inclure cette fonctionnalité dans des interventions de prise en charge de la communication a été suggéré dans la littérature, compte tenu de son impact positif dans d'autres type d'intervention [15].

2) Vocabulaire

Les tableaux de *Vocabulaire* proposent à l'utilisateur plusieurs réponses possibles à la consigne écrite et oralisée par la synthèse vocale. Une mauvaise réponse n'entraine pas de réponse de l'interface, mais le texte du pictogramme s'affiche en rouge pour mentionner le fait qu'il a déjà été sélectionné. Une bonne réponse génère une nouvelle proposition, les réponses possibles seront de nouveau disposées aléatoirement. L'apparition d'un renforçateur peut être paramétrée directement sur l'application, de même que le nombre d'essais pour chaque consigne, *etc.*

3) Description

La *Description* permet de décomposer les différents éléments contenus dans une image. Par exemple, pour une image d'un chien en train de dormir, l'exercice pourra proposer deux éléments distincts : un chien et une personne en train de dormir. L'utilisateur est amené à glisser/déposer les pictogrammes dans les emplacements correspondants pour recréer la description pré-écrite de l'image.

4) Épellation

Dans la fonctionnalité Épellation, une image-cible est proposée à l'utilisateur et vocalisée au début de l'exercice : le mot est écrit en toutes lettres en haut de l'écran et les lettres correspondantes disposées aléatoirement en-dessous. Les lettres doivent être glissées/déposées dans le bon ordre : le mot ainsi progressivement construit est oralisé à chaque lettre ajoutée. Aussi, les pictogrammes peuvent être affichés dans un ordre aléatoire plutôt que dans le bon.

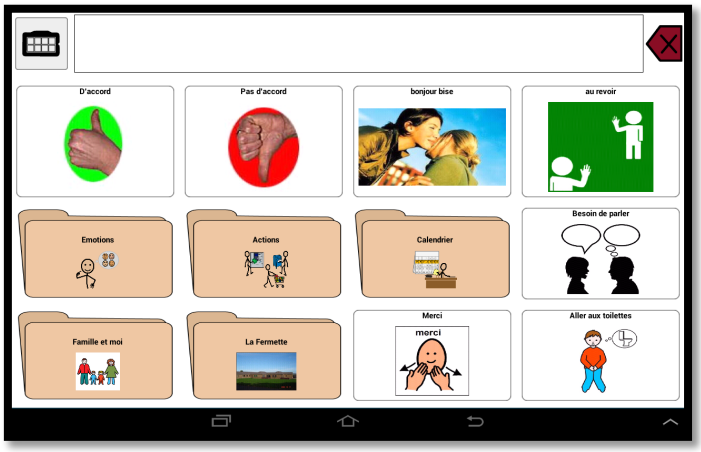


Figure 1. Exemple de tableau CAA implémenté dans la solution Tiwouh.

5) Pointage

La fonctionnalité de *Pointage* propose l'affichage d'un pictogramme/image de façon aléatoire au sein d'un tableau. À chaque fois que l'utilisateur clique sur la cible, elle est alors disposée à un autre emplacement, toujours aléatoirement.

D. *Créer une communauté pour rapprocher les parties prenantes*

La solution Tiwouh a été conçue autour d'une plate-forme afin de rassembler les utilisateurs. Les parents de personnes avec DI sont généralement isolés, en manque d'informations et de moyens pour faire face aux défis du quotidien. C'est pourquoi Tiwouh offre la possibilité de lier un compte parent à un patient dont le profil aura été créé par le professionnel de santé qui le prend en charge. Ainsi, cette personne pourra partager directement les tableaux travaillés en séance à la famille pour prolonger l'intervention au domicile.

Plus largement, des tableaux sont déjà disponibles sur la plate-forme : ils peuvent être téléchargés à tout moment et modifiés pour répondre aux besoins particuliers de chacun. Enfin, les utilisateurs eux-mêmes peuvent proposer un tableau qu'ils ont créé en partage à la communauté, sous réserve de modération par les orthophonistes de l'équipe Tiwouh.

Enfin, des supports de formation sont actuellement en cours d'élaboration afin de soutenir les utilisateurs sur le plan des connaissances des interventions qui peuvent être menées avec l'outil. Les différents déploiements de la solution nous permettrons de proposer des contenus détaillés pour des interventions auprès de populations diverses. Un forum est également associé à la plate-forme pour que l'ensemble des utilisateurs puisse échanger en direct sur les sujets qui les concernent.

III. Approche Centrée sur les Besoins

Depuis sa genèse, Tiwouh repose principalement sur l'identification des besoins pour être au plus proche des attentes. C'est l'approche adoptée pour chacune des collaborations sur le terrain : l'équipe recueille le maximum d'informations sur les attentes et les contraintes afin de tirer le maximum du contexte spécifique à chaque situation et ainsi favoriser l'adoption de la solution [16].

A. Présentation de la structure d'accueil La Fermette

Cette structure est un service d'accueil de jour pour adultes présentant une DI allant de légère à profonde. Les compétences communicationnelles des adultes sont très variables : certains ont de très bonnes compétences en compréhension mais extrêmement limitées en production. Certains adultes bénéficiaient d'outils de type CAA sur supports mobiles. Cependant, sans suivi orthophonique, leur impact est limité, particulièrement à travers les différents contextes dans la structure.

Le centre est un lieu de vie dans lequel les personnes accueillies peuvent s'épanouir au travers du travail, d'activités sportives, de bien-être, de dynamisation et de loisirs. Différents ateliers sont ainsi proposés aux adultes : ateliers extérieurs (bois de chauffage et ferme pédagogique), atelier traiteur, etc. Les adultes sont encadrés par des éducateurs, une ergothérapeute ainsi qu'une psychologue. Une orthophoniste peut être contactée ponctuellement pour fournir une aide sur des cas particuliers, mais les moyens dans ce domaine sont très limités. Pour cette raison, la structure s'est rapprochée de l'équipe Tiwouh afin d'être accompagnée dans l'adaptation et l'utilisation d'un outil de type CAA.

B. Des besoins variés

Des entretiens avec l'équipe encadrante de La Fermette ont permis de faire émerger des besoins précis mais variés quant à une prise en charge basée sur la solution Tiwouh. Sans surprise, ces besoins sont très similaires aux limites des interventions actuelles abordées en introduction de cet article.

1) Permettre aux adultes de s'exprimer et d'être compris

Le premier besoin clairement exprimé était relatif aux difficultés pour le personnel à comprendre les adultes pris en charge. Ces derniers peinent à se faire comprendre alors même qu'ils sont très motivés à communiquer. En résulte une grande frustration pour les adultes, mais également pour le personnel. En effet, les éducateurs sont soumis à des emplois du temps chargés et n'ont que peu de temps à consacrer aux explications plus longue que dans des interactions classiques. Il apparaît ici primordial de fournir des moyens aux adultes de s'exprimer plus clairement, mais également d'accompagner le personnel pour améliorer leur compréhension.

2) Diffuser la solution auprès du personnel de la structure

Faisant écho au premier point, l'équipe encadrante a émis le souhait de fournir une attention particulière à la diffusion de l'outil auprès du personnel. En effet, une intervention CAA sans outil (i.e. basé sur la méthode signée SESAME) avait été implémentée dans la structure par le passé. La plus grande barrière dans ce projet avait été la réticence du personnel à se former sur cette intervention. Ce besoin renvoie aux limitations des recherches-actions identifiées dans la littérature. La résistance au changement et les contraintes structurelles doivent être prises en compte le plus tôt possible pour favoriser l'adoption d'un nouvel outil [11,16].

3) Accompagner l'utilisation de l'outil à travers les différents contextes de vie

Le troisième grand besoin identifié avec l'équipe encadrante est lié à la diversité des contextes dans lesquels évoluent les adultes accueillis à La Fermette. En effet, ils participent à différents ateliers au cours de la journée, bénéficient de prises en charge spécialisée (ergothérapie, psychologie) et rentrent parfois à leur domicile de façon autonome. Ainsi, l'outil mis en place devrait prendre en compte la variété de ces contextes, et l'intervention favoriser son utilisation à travers ceux-ci. Les bénéfices d'un déploiement dans des contextes naturels ont été récemment rapportés [8].

Plus globalement, ce recueil des besoins fait émerger la nécessité de diffuser plus largement des contenus pédagogiques concernant les prises en charge orthophonique, et particulièrement dans le domaine des CAA compte tenu de la variété des outils disponibles. De même, les ressources généralement limitées des structures quant aux prises en charge orthophoniques renforcent encore cette nécessité d'accompagnement par du personnel formé.

IV. Déploiement *In Situ*

Suite à l'identification des besoins, des moyens ont été mis en place pour permettre d'y répondre dans les meilleures conditions. Une étudiante est donc intervenue trois jours par semaine au sein de la structure. Cette intervention s'est déroulée en trois étapes successives : la création des contenus, la formation du personnel de la structure et l'accompagnement à l'utilisation en situation.

A. Création des contenus

L'ensemble des contenus a été développé en étroite collaboration avec les professionnels de La Fermette. Ils ont notamment indiqué le niveau de communication des participants, leurs centres d'intérêts, et ont pris des photos nécessaires dans certains tableaux (e.g. activités, visages du personnel, *etc.*). Ainsi, toutes les images ont été identifiées et importées sur la plate-forme et organisées dans les dossiers appropriés de façon à être à disposition pour l'ensemble des tableaux (voir Figure 2). Trois types de ces tableaux ont été utilisés.

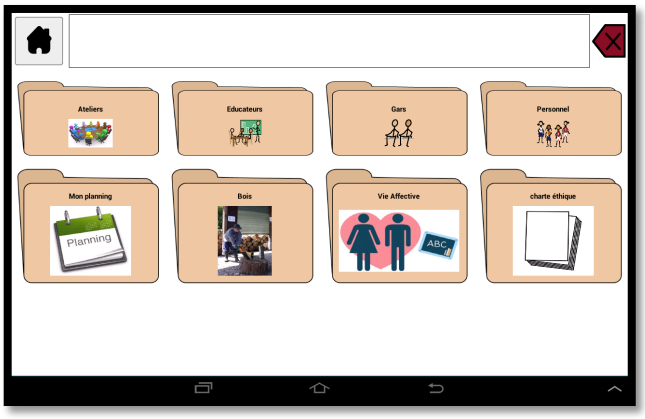


Figure 2. Dossiers génériques de base pour la structure La Fermette.

1) Tableaux de communication

Plusieurs tableaux de communication ont été développés pour chaque participant à l'intervention. Différents domaines ont été ciblés, en fonction des capacités et des activités pratiquées par chacun :

- Les actions quotidiennes (e.g. s'habiller, boire)
- Les demandes (e.g. aller aux toilettes)
- Les formules de politesse
- Les émotions

Par ailleurs, un tableau plus personnel a également été créé pour chaque participant, en collaboration directe avec lui, et dans certains cas avec sa famille (photos de la famille, loisirs, amis, *etc.*).

2) Séquences

Les séquences ont été utilisées largement au sein de l'atelier traiteur afin d'autonomiser les adultes dans le suivi des recettes. L'intérêt de cette fonctionnalité est grand compte tenu du travail de l'ergothérapeute pour préparer les supports papiers nécessaires à cet atelier (impression des images, découpage, plastification). De plus, le support apparaît plus simple à utiliser qu'une farde encombrante sur les paillasses. La vocalisation de la consigne à chaque étape est également particulièrement appréciée dans ce contexte.

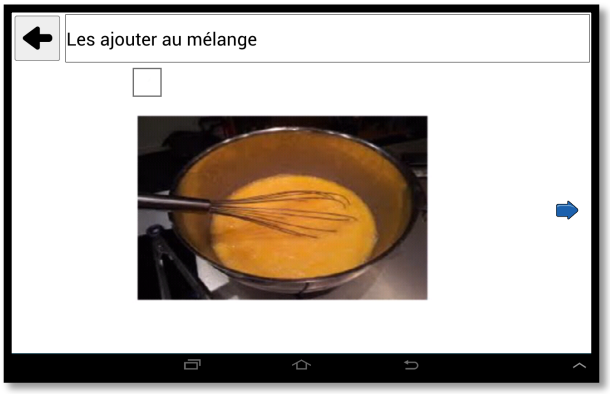


Figure 3. Étape d'une séquence utilisée dans l'atelier traiteur.

3) Vocabulaire et jeux

D'autres fonctionnalités offertes par Tiwouh ont été mises à contribution. Notamment, des tableaux permettant de travailler le vocabulaire qui intervient dans les différents ateliers auxquels participent les adultes. Une série de jeux a également été adaptée sous forme de tableaux de communication pour soutenir la participation des adultes (voir Figure 4).



Figure 4. Liste des tableaux soutenant la participation à des jeux.

B. *Formation du personnel*

Suite au développement des contenus, le personnel de la structure a été formé au fonctionnement et à l'utilisation de la solution Tiwouh. Des entretiens individuels ont été conduits pour montrer l'utilité de la solution aux personnes mais également pour les entraîner à son utilisation. Pour ce faire, les entretiens se déroulent en plusieurs parties. Tout d'abord, la personne explore seule l'application pour s'y familiariser. Ensuite, la personne pose et doit répondre à une série de questions et retrouver des informations afin de vérifier sa maitrise. Pour terminer, l'outil est utilisé pour jouer à un jeu. La personne doit donner les consignes à l'aide de l'application. De cette façon, la personne s'approprie la solution, modifiant sa perception de départ pour assurer sa diffusion.

C. *Accompagnement des personnes*

La dernière partie cible l'implantation de l'outil dans les différents ateliers. Les éducateurs, bien que formés à l'utilisation de l'outil, ne savent pas automatiquement comment l'intégrer aux activités avec les adultes. Le travail ici est de participer aux ateliers pour trouver les usages appropriés en situation, avec l'éducateur. De cette façon, les éducateurs perçoivent le fonctionnement de l'outil et les adultes comprennent que les éducateurs sont également aptes à utiliser l'application avec eux. Cela permet également que l'application ne soit pas associée à une seule personne dans la structure mais bien à tous les membres de l'équipe pluridisciplinaire.

"Je ne m'y connais pas du tout en technologie mais si ça nous permet de communiquer avec ceux en difficulté, ce sera chouette!"
Dominique, atelier de dynamisation

V. Conclusion/Perspectives

Dans cet article, nous avons présenté la solution Tiwouh, solution technologique pour soutenir les prises en charge orthophoniques en situation de vie quotidienne. Cette solution, déployée sur le terrain, offre des fonctionnalités étendues qui permettent de répondre aux défis multiples que rencontrent les personnes bénéficiaires de ces interventions [12,13].

Nous avons présenté le déploiement de la solution au sein d'une structure d'accueil de jour d'adultes avec DI. Après le recueil des besoins et les difficultés rencontrées dans le centre, l'ensemble des contenus a été développé en faisant intervenir le maximum de personnes afin de désamorcer les appréhensions et créer une cohésion autour de l'outil pour favoriser sa diffusion. La présence d'une personne référente formée a été déterminante pour le succès du déploiement. En effet, en capitalisant sur des tentatives précédentes, l'équipe de La Fermette a manifesté ce besoin dès le départ de notre collaboration.

Suite à ce déploiement, les perspectives de travail sont nombreuses. Tout d'abord, sur la base de la maitrise de l'outil par les adultes, les professionnels de santé peuvent développer de nouveaux ateliers pour travailler plus facilement d'autres domaines, tels que les émotions ou la narration d'une histoire. Ensuite, grâce aux fonctionnalités de partage des tableaux, les familles envisagent désormais de se doter de la solution afin d'utiliser les tableaux personnels déjà créés au domicile via un partage avec le compte de l'établissement [8]. Pour aller plus loin, nous prévoyons de développer des supports de formation pour permettre aux utilisateurs de comprendre les concepts à l'œuvre dans ces interventions. Ces supports seront diffusés sur la plate-forme et disponibles à tout moment sous différentes formes : capsules vidéos, manuels d'intervention, fiches à imprimer, *etc.* Enfin, si la présence d'une personne formée dédiée à cette intervention a été déterminante, elle ne peut pas être pérenne. Les modalités d'accompagnement à distance seront donc explorées afin de continuer à guider les utilisateurs et améliorer les prises en charge orthophoniques.

Remerciements

Les auteurs tiennent à remercier l'ensemble de l'équipe encadrante de La Fermette pour leur accueil et leur motivation dans ce projet, et tout particulièrement Isabelle Lejeune et Gaelle Liégeois pour leur soutien actif tout au long de ce travail. Aussi, l'équipe technique Tiwouh a été d'un grand soutien pour mener à bien ce travail, nous les remercions chaleureusement. Nous remercions évidemment tous les adultes qui ont participé, ainsi que leurs familles.

References

[1] Mouga, S., Almeida, J., Café, C., Duque, F., & Oliveira, G. (2015). Adaptive profiles in autism and other neurodevelopmental disorders. *Journal of autism and developmental disorders*, *45*(4), 1001-1012.

[2] Nepo, K., Tincani, M., Axelrod, S., & Meszaros, L. (2017). iPod touch® to increase functional communication of adults with autism spectrum disorder and significant intellectual disability. *Focus on Autism and Other Developmental Disabilities*, *32*(3), 209-217.

[3] Lachapelle, Y., Lussier-Desrochers, D., Caouette, M., & Therrien-Bélec, M. (2013). Expérimentation d'une technologie mobile d'assistance à la réalisation de tâches pour soutenir l'autodétermination de personnes présentant une déficience intellectuelle. *Revue francophone de la déficience intellectuelle*, *24*, 96-107.

[4] Frost, L. A., & Bondy, A. S. (1994). *PECS training manual*. Newark: Pyramid Educational Consultants.

[5] Tincani, M., & Lorah, E. R. (2011). The Picture-Exchange Communication System (PECS) increases functional communication of adults with intellectual disabilities. *Evidence-Based Communication Assessment and Intervention*, *5*(3), 168-170.

[6] Sulzer-Azaroff, B., Hoffman, A. O., Horton, C. B., Bondy, A., & Frost, L. (2009). The Picture Exchange Communication System (PECS) What Do the Data Say?. *Focus on Autism and Other Developmental Disabilities*, *24*(2), 89-103.

[7] Campigotto, R., McEwen, R., & Epp, C. D. (2013). Especially social: Exploring the use of an iOS application in special needs classrooms. *Computers & Education*, *60*(1), 74-86.

[8] Ganz, J. B., Morin, K. L., Foster, M. J., Vannest, K. J., Genç Tosun, D., Gregori, E. V., & Gerow, S. L. (2017). High-technology augmentative and alternative communication for individuals with intellectual and developmental disabilities and complex communication needs: a meta-analysis. *Augmentative and Alternative Communication*, *33*(4), 224-238.

[9] Alzrayer, N., Banda, D. R., & Koul, R. K. (2014). Use of iPad/iPods with individuals with autism and other developmental disabilities: A meta-analysis of communication interventions. *Review Journal of Autism and Developmental Disorders*, *1*(3), 179-191.

[10] Cihak, D. F., Kessler, K., & Alberto, P. A. (2008). Use of a handheld prompting system to transition independently through vocational tasks for students with moderate and severe intellectual disabilities. *Education and Training in Developmental Disabilities*, 102-110.

[11] Fage, C., Consel, C., & Sauzeon, H. (2015). Application Mobile d'Aide à la Conduite d'Activités pour l'Inclusion en Classe Ordinaire des Collégiens avec Troubles du Spectre Autistique. *Rééducation orthophonique*, 264(2).

[12] Kagohara, D. M., van der Meer, L., Ramdoss, S., O'Reilly, M. F., Lancioni, G. E., Davis, T. N., ... & Green, V. A. (2013). Using iPods® and iPads® in teaching programs for individuals with developmental disabilities: A systematic review. *Research in developmental disabilities*, *34*(1), 147-156.

[13] McNaughton, D., & Light, J. (2013). The iPad and mobile technology revolution: Benefits and challenges for individuals who require augmentative and alternative communication. *Augmentative and Alternative Communication*, 29(2), 107-116.

[14] Maillart, C., Grevesse, P., & Martinez Perez, T. (2015). Qu'attendent les orthophonistes des applications numériques à destination des personnes avec trouble du spectre autistique?. *Rééducation Orthophonique*, *264*, 139-150.

[15] Stephenson, J., & Limbrick, L. (2015). A review of the use of touch-screen mobile devices by people with developmental disabilities. *Journal of autism and developmental disorders*, *45*(12), 3777-3791.

[16] Caouette, M., & Lussier-Desrochers, D. (2012). Comment accompagner l'implantation des technologies de soutien à l'intervention dans les milieux de pratique. *Revue CNRIS*, 4(1).

Mesures sans contact de fonctions vitales

Vers une évaluation multisite de l'activité cardiovasculaire

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski
LCOMS, université de Lorraine
7 rue Marconi, 57070 Metz, France
{frederic.bousefsaf, choubeila.maaoui, alain.pruski}@univ-lorraine.fr

***Résumé*— Près de la moitié des maladies invalidantes sont d'origine respiratoire ou cardiovasculaire. Ces dernières sont de plus désignées première cause de mortalité dans le monde par l'OMS. Différentes technologies permettent désormais de mesurer signaux physiologiques et fonctions vitales de manière déportée. Les caméras bas coût et les webcams sont, par exemple, des systèmes accessibles qui permettent d'évaluer l'état de l'appareil cardiovasculaire en vue du diagnostic de pathologies relatives au cœur ou aux vaisseaux sanguins. Dans cet article, nous dressons un état de l'art sur les technologies utilisées pour mesurer des données biomédicales à distance. Nous proposons, dans un second temps, une méthode permettant de mesurer l'état du système cardiovasculaire à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard. Nous avons pour perspectives d'intégrer ce système dans un logiciel de téléconsultation fonctionnant sur tablette tactile ou smartphone afin de permettre au médecin de compléter une consultation à distance par l'incrustation en réalité augmentée des données médicales mesurées par la caméra. L'estimation déportée de fonctions physiologiques concerne tout autant les personnes saines que malades ou immobilisées, vieillissantes ou en perte d'autonomie ainsi que dépendantes ou en situation de handicap.**

Mots-clés—fonctions vitales; physiologie; technologies sans contact; activité cardiovasculaire; télémédecine.

I. INTRODUCTION

Les maladies cardiovasculaires sont désignées comme étant la première cause de mortalité dans le monde par l'OMS [1]. Cette donnée s'accentue avec le vieillissement en raison de la prévalence élective dans les tranches d'âge les plus élevées de la population. Bien que le nombre total de médecins en activité soit suffisant (relativement à la taille de la population française), l'inégale répartition sur l'ensemble du territoire et le déséquilibre entre les régions ou les départements pose problème [2]. Les solutions de télémédecine, telles que la consultation, la surveillance et le diagnostic à distance, sont considérées comme très prometteuses mais ne correspondent qu'à une partie de la solution pluridimensionnelle au problème des déserts médicaux.

Comme dans bien d'autres domaines, la médecine n'échappe pas à l'avènement des TIC. Plus de la moitié des Français sont prêts à consulter leur médecin généraliste à distance selon un sondage récent effectué par l'Observatoire Cetelem, en particulier pour le renouvellement d'une ordonnance, la demande d'un certificat médical ou encore en vue d'obtenir un conseil médical [3]. La téléconsultation médicale est définie dans le cadre du projet de loi de financement de la sécurité sociale (PLFSS 2018) comme étant une consultation à distance d'un patient par un professionnel médical. Les grandes lignes du PLFSS ont été présentées en septembre 2017 et indiquent que la phase d'expérimentation des actes de téléconsultation et télé-expertise est désormais révolue et qu'un soutien sera donné afin de promouvoir et favoriser leur développement. La télésurveillance (recueil de données concernant la santé du patient à distance) reste quant à elle soumise au régime des expérimentations.

Dans ce contexte, la mesure de données physiologiques et médicales à distance permet au médecin de compléter ou approfondir ses diagnostics. Idéalement, les mesures déportées doivent être prises (1) de manière non-invasive et non-intrusive; (2) sans instrumentation supplémentaire ou spécifique; (3) sans contact, de préférence par le biais des caméras embarquées dans les systèmes mobiles et (4) en temps réel. L'estimation déportée de fonctions physiologiques concerne tout autant les personnes saines (diagnostic précoce) que malades ou immobilisées, vieillissantes ou en perte d'autonomie ainsi que dépendantes ou en situation de handicap (maladies invalidantes notamment).

Un ensemble de technologies ont été développées ou utilisées au fil des années pour mesurer des fonctions et indicateurs biomédicaux à distance [4]. Ces systèmes sont de plus en plus préférés aux capteurs en contact car ils permettent de réduire la gêne occasionnée par l'instrumentation (patchs adhésifs à placer sur la peau, câbles…) tout en améliorant le confort d'utilisation. D'un point de vue clinique, une utilisation continue des éléments en contact peut entrainer des irritations voire des infections, notamment sur des peaux sensibles (personnes brulées et nouveau-nés par exemple). Les technologies utilisées dans les recherches pour mesurer des données médicales à distance peuvent être catégorisées en trois familles [4]–[6] : (1) les capteurs basés sur l'effet Doppler; (2) les imageurs thermiques et (3) les caméras vidéo et webcams.

Nous proposons, dans cet article, de dresser un état de l'art des techniques développées pour traiter et analyser les mesures délivrées par ces technologies sans contact en vue d'estimer fonctions vitales et indicateurs biomédicaux (section II). Un focus particulier sur les caméras et webcams est proposé à la fin de cette partie. La section III introduit une méthode permettant de mesurer la pression sanguine (section III. C) et détecter une obstruction artérielle (section III. D) à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard. Les perspectives qui se dégagent de cette recherche sont présentées en dernière section.

II. ETAT DE L'ART SUR LA MESURE DE PARAMETRES BIOMEDICAUX A DISTANCE

Il est proposé, dans cette section, de dresser un état de l'art sur les méthodes permettant de mesurer des signaux physiologiques et fonctions vitales de manière déportée, notamment par des technologies accessibles et bas coût. Les fonctions vitales, telles que la fréquence cardiaque, la variabilité cardiaque, le rythme respiratoire et le taux d'oxygène dans le sang sont particulièrement observées lors d'épisodes anormaux, notamment en cas de brady- et tachycardie, de brady- et tachypnée (fréquence respiratoire anormalement basse ou haute) ou encore d'hypoxémie [4].

Les appareils cardiovasculaire et respiratoire permettent de faire fonctionner les différents organes du corps [7]. Le système cardiovasculaire, composé du cœur et des vaisseaux sanguins, permet de délivrer nutriments et oxygène aux organes par le biais des circulations pulmonaire et systémique (Fig. 1 gauche). Le système respiratoire permet les échanges gazeux par le biais des cycles de ventilation (inspiration et expiration). Le dioxygène contenu dans l'air est récupéré tandis que le dioxyde de carbone est évacué (Fig. 1 droite).

L'activité cardiovasculaire et respiratoire engendre des modifications physiologiques et physiques du corps. Ces effets ne sont en général pas perceptibles à l'œil mais contiennent des informations d'intérêt quantifiables par des capteurs. A titre d'exemple, la couleur du sang varie lors des échanges gazeux : l'hémoglobine oxygénée présente une couleur plus claire que l'hémoglobine désoxygénée [8]. Ces effets se propagent jusqu'aux tissus et à la peau qui changent périodiquement de couleur à chaque contraction du cœur [9]. L'étude des modifications des propriétés optiques de la peau entrainées par la pulsation sanguine se nomme photopléthysmographie [10].

La contraction du myocarde, le tissu musculaire du cœur, engendre des ondes qui dilatent les grosses artères (fémorale, radiale ou carotide par exemple). Ces ondes traversent le corps à une vitesse généralement comprise entre 4 et 10 m/s [7]. Les variations de pression impactent le corps en entrainant des mouvements involontaires de la tête [11] et de la poitrine [5].

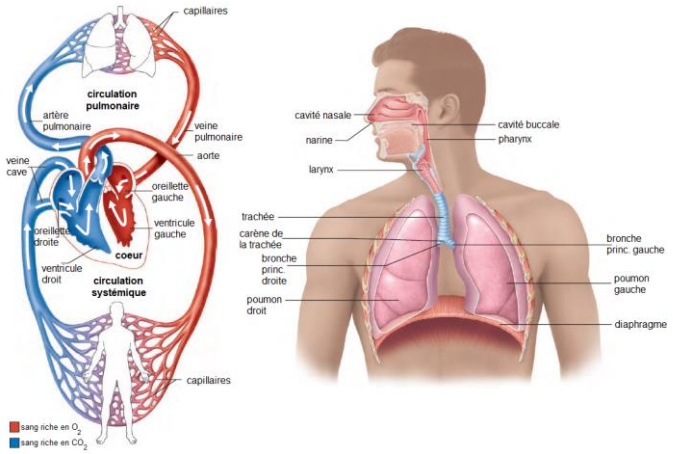


Fig. 1. L'appareil cardiovasculaire (à gauche) et respiratoire (à droite). Figures modifiées de [7].

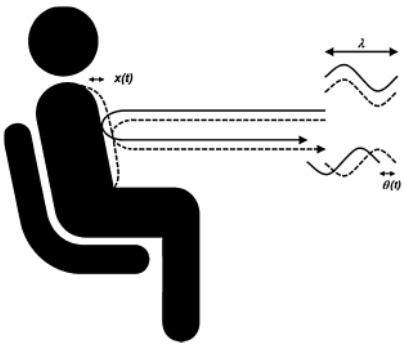


Fig. 2. La fréquence cardiaque et la respiration entrainent des déplacements de la cage thoracique qui peuvent être perçus par effet Doppler. La fréquence et la phase du signal reflété sont légèrement différentes par rapport à celles du signal émis dans le cas d'un déplacement de ce type. Figure extraite de [5].

Les modifications physiologiques engendrées par l'appareil cardiorespiratoire peuvent être perçues par des capteurs qui permettent d'extraire des mesures physiologiques telles que la fréquence et la variabilité cardiaque, le rythme respiratoire et le taux d'oxygène dans le sang [4]. Les chercheurs ont au fil du temps proposé des méthodes qui s'appuient sur l'effet Doppler, les imageurs thermiques et les caméras (spectre du visible).

A. *Effet DOPPLER*

Les contractions du cœur orchestrées par le myocarde engendrent de légers mouvements de la poitrine (Fig. 2). Les radars basés sur l'effet Doppler ont été utilisés pour mesurer ces déplacements de la cage thoracique en vue d'extraire la fréquence cardiaque de la personne à distance [5]. La respiration provoque un mouvement plus important de la poitrine qui peut conjointement être perçu par effet Doppler [12]. La difficulté consiste à proposer des techniques qui permettent de séparer efficacement les deux processus physiologiques. Les bruits induits par les mouvements du corps correspondent aux principaux parasites qui limitent ce type de méthode.

B. *Imagerie thermique*

Les caméras thermiques permettent de détecter à distance et passivement (sans émission supplémentaire d'énergie) les radiations émises par certaines parties du corps humain. Les capteurs composant les imageurs thermiques sont construits et calibrés pour fonctionner entre le proche et le lointain infrarouge. La fréquence cardiaque [13] et le rythme respiratoire [14] peuvent être mesurés sur les images thermiques (Fig. 3).

Des échanges de température par convexion et conduction sont introduits par le sang chaud qui traverse les artères de la superficie. Ce phénomène est directement modulé par la pulsation cardiaque [15]. L'évolution thermique des grosses artères (Fig.3 gauche) est observée afin de tirer la fréquence cardiaque à distance.

Lors des phases d'inspiration, les échanges thermiques avec l'air de l'environnement extérieur entrainent une chute de température des tissus à proximité des narines. Ces différences s'amenuisent pendant l'expiration, l'air sortant des poumons étant au contraire plus chaud. Les images thermiques permettent de former un signal de respiration pour chacune des narines [14].



Fig. 3. La carotide (à gauche) et les narines (à droite) sont suivies pour respectivement extraire la fréquence cardiaque et le rythme respiratoire des images thermiques. Figures extraites de [13].

Une obstruction nasale est détectable lorsque l'activité d'une narine est beaucoup plus importante que l'autre ou lorsque la variation temporelle de température de chacune des deux narines est très faible ou nulle (la personne ne respire plus par le nez mais uniquement par la bouche).

C. Caméras et webcams

1) Activité cardiovasculaire

La *photopléthysmographie* [10] et la *balistocardiographie* [11] correspondent aux deux grands principes qui permettent de mesurer la fréquence cardiaque à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard.

La balistocardiographie repose sur l'étude du mouvement corporel engendré au moment de la systole, lorsque le cœur se contracte et que le sang est éjecté [16]. La balistocardiographie s'observe en général sur des sujets allongés ou assis pour que les mouvements volontaires ou involontaires qui ne seraient pas liés aux battements cardiaques soient minimisés. Le flux sanguin passant par les deux artères carotides (une sur chaque côté du cou) génère une force sur la tête, la faisant ainsi légèrement osciller à chaque battement cardiaque. Ce mouvement n'est pas perceptible à l'œil mais peut être détecté par suivi de points caractéristiques sur les images tirées d'une caméra standard.

La photopléthysmographie (PPG) repose sur un principe particulier : le sang absorbe plus de lumière que les tissus physiologiques tels que la peau [10]. Ainsi, la PPG correspond à la mesure des variations du volume sanguin par l'absorption et réflexion de la lumière (Fig. 4). Ces fluctuations de volume sont entrainées à chaque battement cardiaque (le volume croit lors de la contraction et décroit lorsque le muscle cardiaque se relâche). Notons néanmoins que la définition du principe est rediscutée aujourd'hui : les variations de lumière observées pourraient être dues à une compression (augmentation de la densité) des capillaires dans le derme plutôt qu'à l'observation directe des fluctuations du volume sanguin [17].

Les premières études portant sur la mesure de la PPG par caméra ont été introduites en 2008 par Verkruysse et al. [18]. Les chercheurs mesuraient les signaux PPG à une distance d'environ 1 mètre dans une région d'intérêt définie manuellement sur le visage du sujet observé. Les pixels de la région d'intérêt sont moyennés à chaque trame et pour chaque canal chromatique rouge, vert et bleu (RVB) du capteur. Un groupe de pixels est ainsi transformé en un scalaire pour une image donnée.

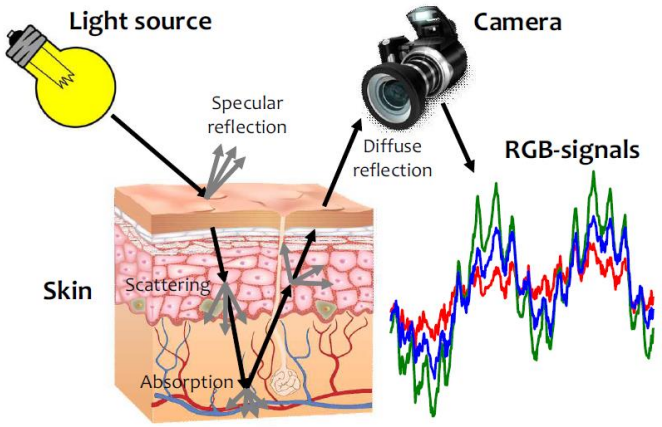


Fig. 4. La photopléthysmographie consiste à mesurer les variations de l'absorption de lumière par les vaisseaux sanguins via une caméra. Les signaux formés (un par composante colorimétrique du capteur) traduisent les évolutions du volume sanguin à chaque battement cardiaque. Figure extraite de [19].

Ce processus, répété pour chacune des trames, permet de transformer une vidéo RVB en trois vecteurs (Fig. 4) qui contiennent différentes informations physiologiques [20]–[23] dont notamment la fréquence cardiaque, le taux d'oxygène dans le sang, la pression sanguine ainsi que le rythme respiratoire. Les signaux PPG sont la plupart du temps lissés par filtre passe-bande basé sur la transformée de Fourier [24] ou sur la transformée en ondelettes continue [25] afin de réduire le bruit et les artefacts de mesure les plus marqués.

Notons qu'un ensemble de techniques de filtrage et d'extraction du signal PPG à partir des trois signaux rouge, vert, bleu ont été proposé au fil des années [26]. Citons, à titre d'exemple, les travaux de Poh et al. [24] qui s'appuient sur l'analyse en composantes indépendantes pour extraire de manière plus pertinente la PPG à partir de l'information contenue dans les trois signaux RVB. De Haan et al. [27] ont proposé de transformer les composantes RVB en deux composantes orthogonales de chrominance via des paramètres définis expérimentalement.

Le choix des régions d'intérêt du visage retenu pour la mesure de la PPG est un paramètre fondamental [16], [18], [24]. Une étape de pré-segmentation de certaines parties du visage [28] ou de l'ensemble des pixels de la peau [25] peut être introduite. Le calcul de la moyenne spatiale, permettant de transformer les trames de la vidéo en signal, n'est effectué que sur les pixels retenus à l'issue de la pré-segmentation.

Le mouvement correspond à la principale limite des méthodes s'appuyant sur la PPG ou la balistocardiographie pour mesurer à distance des paramètres biomédicaux. Notons que la balistocardiographie est insensible aux variations de l'éclairage et peut être exploitée même lorsque la personne est masquée ou de dos. La PPG par caméra a néanmoins été exploitée de manière plus soutenue ces dernières années. Les applications sont diverses : mesure de signaux physiologiques par Hololens dans le cadre de la réalité mixte [29], surveillance sans contact des fonctions vitales des nouveau-nés [30], mesures de paramètres physiologiques des conducteurs [31], segmentation automatique de la peau [32] ou encore détection de faux visages [33].

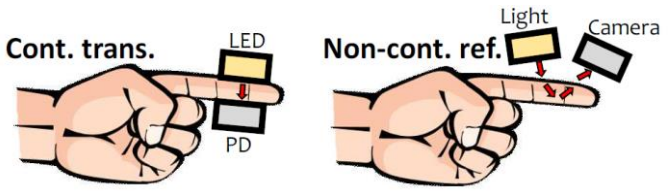


Fig. 5. Les oxymètres en contact (figure de gauche) permettent de mesurer la saturation pulsée en oxygène. La lumière émise par une LED traverse le doigt et est mesurée par une photodiode (PD sur la figure). Le principe est similaire pour la mesure de la saturation par caméra (figure de droite) : La lumière (ambiante) interagit avec les tissus physiologiques et les vaisseaux sanguins et est captée par la caméra. Figures modifiées de [19].

2) Taux d'oxygène dans le sang

Le taux d'oxygène dans le sang, aussi nommé saturation pulsée en oxygène (SpO_2), fournit un indicateur permettant de détecter des anomalies respiratoires [10]. La SpO_2 se mesure par oxymétrie à l'aide de la PPG. Souvent placé au doigt (Fig. 5 gauche), l'oxymètre émet par intermittence une lumière rouge et infrarouge. Le sang oxygéné absorbant moins de rouge que le sang désoxygéné [8], les oxymètres mesurent de manière continue les quantités de lumière absorbée par l'hémoglobine.

Les caméras exploitant aussi la PPG pour mesurer la fréquence cardiaque (voir section II.C.1), la saturation pulsée en oxygène peut aussi être calculée sans contact avec la personne [34]. Le principe est similaire quoique légèrement différent : la lumière ne traverse plus les tissus comme dans le cas de l'oxymètre en contact (Fig. 5 gauche) mais est reflétée par la peau et les tissus physiologiques vers la caméra (Fig. 5 droite).

3) Respiration

Les développements récents permettant la mesure de la fonction respiratoire par caméra peuvent être regroupés en trois familles [6] : l'étude des mouvements corporels, l'analyse de la photopléthysmographie et l'imagerie thermique (que nous n'aborderons pas ici car présenté en section II.B).

La première catégorie consiste à suivre les déplacements de la cage thoracique engendrés par le processus de respiration. Des algorithmes de vision par ordinateur (détection et suivi de points caractéristiques) ont été spécifiquement développés pour cette tâche [35]. La poitrine ou les épaules (Fig. 6) sont des zones particulièrement observées lors d'une mesure à distance du rythme respiratoire. Des techniques plus sophistiquées reposant sur la caractérisation des variations de volume de la cage thoracique par plusieurs caméras ou par des systèmes projecteur-caméra ont été proposées dans la littérature [6].

La seconde catégorie consiste à extraire le signal respiratoire de la PPG [36]. Le mouvement de la cage thoracique modifie le flux sanguin pendant la respiration, induisant une modulation du signal PPG par l'activité respiratoire [37]. Différentes techniques de traitement du signal ont été développées ou utilisées à cette fin. Notons par exemple l'analyse en composantes indépendantes [24], la transformée en ondelettes continue [25] et discrète [38].

4) Pression sanguine

La pression sanguine est un paramètre médical utilisé pour le diagnostic de maladies et pathologies cardiovasculaires telles que l'hypertension.

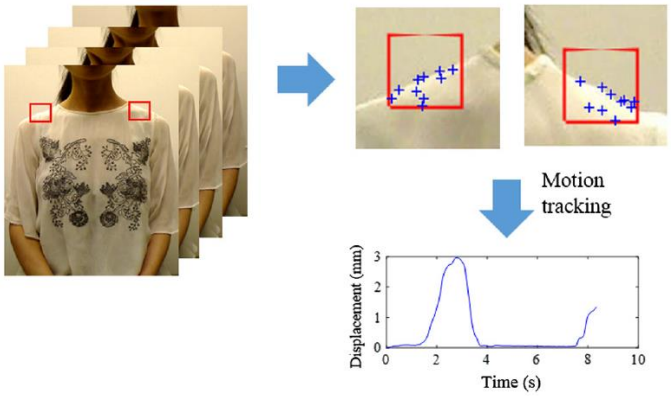


Fig. 6. La respiration engendre un léger mouvement des épaules qu'il est possible de suivre à l'aide de méthodes de vision par ordinateur. Le suivi de points caractéristiques détectés sur les épaules permet ici de former un signal temporel correspondant au déplacement corporel engendré par le processus de respiration. Figure modifiée de [35].

Différentes études ont montré que la pression sanguine pouvait être estimée par *Pulse Transit Time* (PTT) [10]. Ce dernier correspond au déphasage entre les signaux PPG mesurés sur deux sites différents ou à l'écart temporel entre la contraction du cœur et l'arrivée du flux sanguin sur l'extrémité d'un membre (doigt d'une main, orteil d'un pied…).

Les études récentes s'accentuent vers le développement de systèmes hybrides : le PTT peut être calculé à partir d'une montre connectée (Fig. 7) en analysant le déphasage entre une mesure en contact au poignet et une mesure par caméra de la PPG au visage [39]. D'autres chercheurs ont proposé d'estimer le PTT en calculant la différence temporelle entre l'instant où le cœur se contracte (enregistré par le microphone d'un smartphone) et l'instant ou le sang arrive au doigt (par PPG avec la caméra du smartphone) [40].

5) Conclusion

Les recherches dans le domaine de la mesure de données biomédicales à distance progressent rapidement. Le principal défi aujourd'hui consiste à rendre l'extraction des données physiologiques robuste aux mouvements de tête pouvant générer d'importants artefacts. Ces problématiques sont communes à la plupart des systèmes qui reposent sur l'imagerie pour mesurer des données biomédicales à distance.

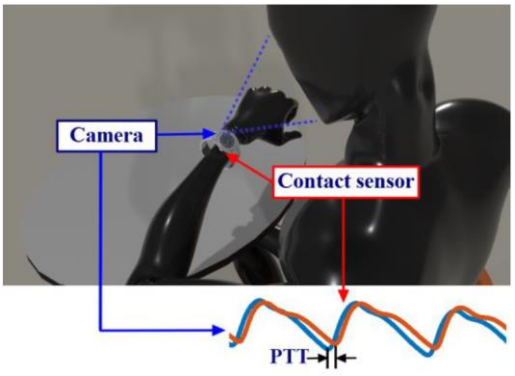


Fig. 7. Le *Pulse Transit Time* correspond à la différence de temps que met le sang en partance du cœur à atteindre les tissus du poignet et du visage. Le PTT est ici calculé à partir des signaux PPG pris sur chacun des sites de mesure. Figure extraite de [39].

À l'ère de l'informatique ubiquitaire où les appareils mobiles (téléphones intelligents, tablettes tactiles…) complémentent les ordinateurs personnels, les caméras et webcams intégrées sont omniprésentes et accessibles. Nous proposons, dans cette direction, un développement exploratoire de recherche consistant à réaliser une mesure de l'état du système cardiovasculaire de diverses parties du corps dont la peau est visible à partir d'une vidéo enregistrée par une caméra standard.

III. Vers une evaluation de l'activite cardiovasculaire par camera bas cout

A. Introduction

Près de la moitié des maladies invalidantes sont d'origine respiratoire ou cardiovasculaire. Les personnes en situation de handicap (en particulier dans le cas d'une déficience motrice) sont plus sujettes à une pression artérielle élevée comparées aux personnes sans handicap [41] et sont donc d'autant plus concernées par les risques cardiovasculaires. La pression artérielle peut être estimée à distance par le biais du *Pulse Transit Time* (section II.C.4) en effectuant une mesure de la PPG (section II.C.1) sur différentes zones du corps. L'observation du signal PPG nous renseigne aussi sur l'athérosclérose, une maladie des artères, ainsi que sur la présence d'une obstruction ou d'un caillot sanguin.

B. Protocole expérimental

Nous proposons, dans cette direction, des résultats préliminaires reposant sur la mesure multisite de la PPG. Ces travaux s'orientent vers l'estimation de la santé des artères, de la pression sanguine ainsi que de la présence d'une obstruction des artères (caillots). Ces observations se font à partir de la phase et de l'amplitude de signaux PPG pris sur diverses parties du corps.

Deux vidéos ont été acquises en laboratoire avec une caméra Microsoft Lifecam Cinema. La résolution est fixée à 640 × 480 pixels (cadence : 30 images par seconde) et tous les paramètres automatiques de la caméra (balance des blancs et exposition notamment) ont été désactivés afin d'éviter l'introduction supplémentaire de bruits et artefacts indésirables [25]. La première vidéo, d'une durée de 20 secondes, contient un enregistrement du visage et des mains d'une personne (Fig. 8 gauche). La seconde vidéo consiste en un enregistrement de 45 secondes de la main d'une personne (Fig. 8 droite). Une obstruction par compression humérale (entre l'épaule et le biceps) est effectuée entre la 15ème et la 35ème seconde.

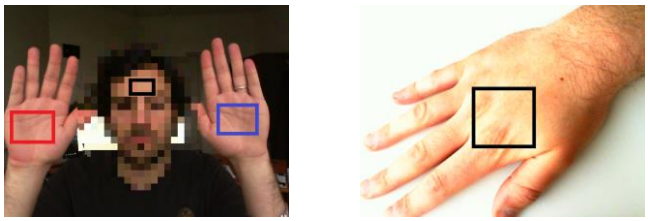


Fig. 8. Protocole expérimental : deux vidéos ont été acquises, la première (figure de gauche) consiste en une présentation des mains et du visage. La seconde (figure de droite) est un enregistrement d'une main au repos sur une table. Dans cette expérience, une obstruction (compression humérale) est effectuée pendant 20 secondes. Les rectangles colorés correspondent aux régions d'intêret (manuellement segmentées) utilisées pour mesurer la PPG.

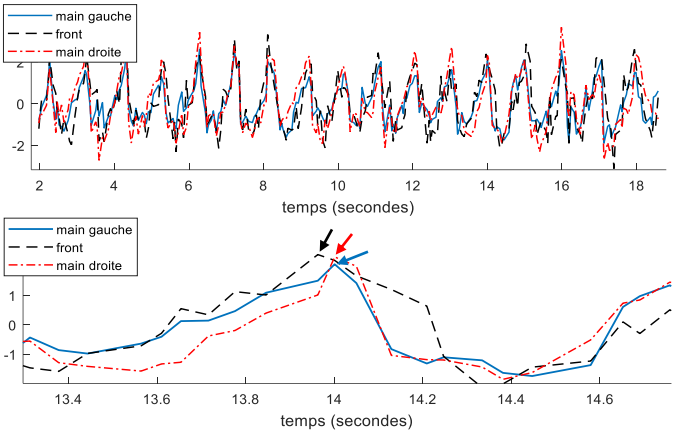


Fig. 9. Signaux PPG extraits des zones d'intérêt présentées en Fig. 8 (à gauche). La figure du bas est un agrandissement de la figure du haut. L'écart temporel observable entre les maximums des signaux PPG (indiqués par des flèches sur la figure du bas) des mains et du front permet de calculer le PTT.

C. Première expérience : PTT et pression sanguine

Les signaux PPG sont formés par le calcul de la moyenne des intensités des pixels contenus dans chacune des zones d'intérêt présentées en Fig. 8 (à gauche) et ce pour chaque canal R, V et B (voir section II.C.1). Seule la composante verte, qui contient la quasi-totalité de l'information PPG [18] est utilisée.

Les signaux calculés avec les pixels des zones d'intérêt de la main gauche, main droite et du front sont représentés en Fig. 9. Sur l'agrandissement, il est possible d'observer un écart temporel entre les maximums des signaux PPG des mains et du front. Cet écart représente le PTT, la différence de temps que met le sang en partance du cœur à atteindre les membres, et permet d'estimer la valeur de pression sanguine. Le sang irrigue les tissus du visage légèrement avant ceux des mains, le trajet cœur–visage étant plus court que le trajet cœur–mains. Des techniques d'interpolation sont utilisables pour compenser la faible fréquence d'échantillonnage des caméras [24], [25].

D. Seconde expérience : Obstruction artérielle

Les pixels de la zone d'intérêt de la main (Fig. 8 droite) sont utilisés pour calculer le signal PPG. La procédure de calcul est identique à celle présentée lors de la première expérience. Le résultat de la mesure est présenté en Fig. 10. L'obstruction réalisée par compression humérale est clairement observable sur le signal PPG (entre 15 et 35 secondes).

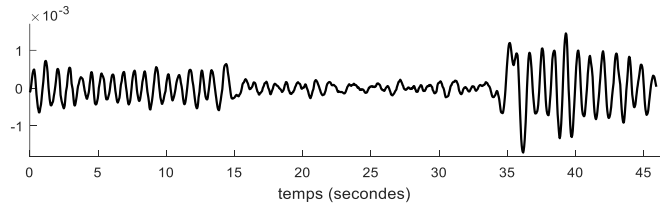


Fig. 10. Signal PPG (lissé) calculé à partir des pixels de la zone d'intêret prise sur la main (Fig. 8 droite). L'obstruction artérielle réalisée par compression humérale (entre 15 et 35 secondes) est très clairement observable sur le signal.

IV. Conclusion et perspectives

Après avoir dressé un état de l'art sur les techniques qui permettent de mesurer des données biomédicales à distance, nous avons proposé un ensemble de résultats exploratoires permettant d'évaluer l'état de l'activité cardiovasculaire par la mesure de signaux PPG sur diverses zones du corps.

Nous souhaitons proposer un système intégrable sur des dispositifs de télémédecine (tablettes tactiles, smartphone…) qui puisse permettre de cartographier [31] l'état de santé des vaisseaux sanguins sur les parties visibles du corps humain en vue de la détection et du diagnostic de pathologies cardiovasculaires.

References

[1] Organisation Mondiale de la Santé, « Plan d'action 2013-2020 pour la Stratégie mondiale de lutte contre les maladies non transmissibles ».

[2] Conseil National de l'Ordre des Médecins, « Atlas de la démographie médicale en France ».

[3] M. Gérard, P.-H. Bartoli, et M. Hauser, « Des petits riens du quotidien à l'homme augmenté : vivre sa santé au jour le jour. Enquête 3/3 : Et demain, la santé ? », Observatoire Cetelem, sept. 2017.

[4] A. Al-Naji, K. Gibson, S.-H. Lee, et J. Chahl, « Monitoring of Cardiorespiratory Signal: Principles of Remote Measurements and Review of Methods », *IEEE Access*, 2017.

[5] J. Kranjec, S. Beguš, G. Geršak, et J. Drnovšek, « Non-contact heart rate and heart rate variability measurements: A review », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 13, p. 102–112, 2014.

[6] F. Q. AL-Khalidi, R. Saatchi, D. Burke, H. Elphick, et S. Tan, « Respiration rate monitoring methods: A review », *Pediatr. Pulmonol.*, vol. 46, nº 6, p. 523–529, 2011.

[7] E. N. Marieb et K. Hoehn, *Human anatomy & physiology*, 9th éd. Pearson Education, 2013.

[8] T. Lister, P. A. Wright, et P. H. Chappell, « Optical properties of human skin », *J. Biomed. Opt.*, vol. 17, nº 9, p. 0909011–09090115, 2012.

[9] H.-Y. Wu, M. Rubinstein, E. Shih, J. Guttag, F. Durand, et W. Freeman, « Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World », *ACM Trans Graph*, vol. 31, nº 4, p. 65:1–65:8, juill. 2012.

[10] J. Allen, « Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement », *Physiol. Meas.*, vol. 28, nº 3, p. R1-R39, 2007.

[11] G. Balakrishnan, F. Durand, et J. Guttag, « Detecting pulse from head motions in video », in *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2013 IEEE Conference on*, 2013, p. 3430–3437.

[12] M. Zakrzewski, H. Raittinen, et J. Vanhala, « Comparison of center estimation algorithms for heart and respiration monitoring with microwave Doppler radar », *IEEE Sens. J.*, vol. 12, nº 3, p. 627–634, 2012.

[13] D. Cardone et A. Merla, « New Frontiers for Applications of Thermal Infrared Imaging Devices: Computational Psychopshysiology in the Neurosciences », *Sensors*, vol. 17, nº 5, p. 1042, 2017.

[14] J. Fei et I. Pavlidis, « Thermistor at a distance: unobtrusive measurement of breathing », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 57, nº 4, p. 988–998, 2010.

[15] I. Pavlidis, J. Dowdall, N. Sun, C. Puri, J. Fei, et M. Garbey, « Interacting with human physiology », *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 108, nº 1, p. 150–170, 2007.

[16] M. Hassan *et al.*, « Heart rate estimation using facial video: A review », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 38, p. 346–360, 2017.

[17] A. A. Kamshilin *et al.*, « A new look at the essence of the imaging photoplethysmography », *Sci. Rep.*, vol. 5, 2015.

[18] W. Verkruysse, L. O. Svaasand, et J. S. Nelson, « Remote plethysmographic imaging using ambient light. », *Opt. Express*, vol. 16, nº 26, p. 21434–21445, 2008.

[19] W. Wang, « Robust and automatic remote photoplethysmography », PhD Thesis, Technische Universiteit Eindhoven, 2017.

[20] D. Shao, Y. Yang, C. Liu, F. Tsow, H. Yu, et N. Tao, « Noncontact monitoring breathing pattern, exhalation flow rate and pulse transit time », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 61, nº 11, p. 2760–2767, 2014.

[21] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Remote detection of mental workload changes using cardiac parameters assessed with a low-cost webcam », *Comput. Biol. Med.*, vol. 53, p. 154–163, 2014.

[22] C. Maaoui, F. Bousefsaf, et A. Pruski, « Automatic human stress detection based on webcam photoplethysmographic signals », *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 16, nº 04, p. 1650039, 2016.

[23] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Peripheral vasomotor activity assessment using a continuous wavelet analysis on webcam photoplethysmographic signals », *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 27, nº 5, p. 527–538, 2016.

[24] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, et R. W. Picard, « Advancements in noncontact, multiparameter physiological measurements using a webcam », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, nº 1, p. 7–11, 2011.

[25] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate », *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 8, nº 6, p. 568–574, 2013.

[26] W. Wang, A. C. den Brinker, S. Stuijk, et G. de Haan, « Algorithmic Principles of Remote PPG », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, nº 7, p. 1479–1491, 2017.

[27] G. de Haan et V. Jeanne, « Robust pulse rate from chrominance-based rPPG », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, nº 10, p. 2878–2886, 2013.

[28] F. Bousefsaf, C. Maaoui, et A. Pruski, « Automatic Selection of Webcam Photoplethysmographic Pixels Based on Lightness Criteria », *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 37, nº 3, p. 374–385, 2017.

[29] C. Hurter et D. McDuff, « Cardiolens: remote physiological monitoring in a mixed reality environment », in *ACM SIGGRAPH 2017 Emerging Technologies*, 2017, p. 6.

[30] M. Villarroel *et al.*, « Continuous non-contact vital sign monitoring in neonatal intensive care unit », *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 1, nº 3, p. 87–91, 2014.

[31] Q. Zhang, Q. Wu, Y. Zhou, X. Wu, Y. Ou, et H. Zhou, « Webcam-based, non-contact, real-time measurement for the physiological parameters of drivers », *Measurement*, vol. 100, p. 311–321, 2017.

[32] W. Wang, S. Stuijk, et G. de Haan, « Living-Skin Classification via Remote-PPG », *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2017.

[33] S. Liu, P. C. Yuen, S. Zhang, et G. Zhao, « 3D mask face anti-spoofing with remote Photoplethysmography », in *European Conference on Computer Vision*, 2016, p. 85–100.

[34] M. Van Gastel, S. Stuijk, et G. De Haan, « New principle for measuring arterial blood oxygenation, enabling motion-robust remote monitoring », *Sci. Rep.*, vol. 6, 2016.

[35] C. Liu, Y. Yang, F. Tsow, D. Shao, et N. Tao, « Noncontact spirometry with a webcam », *J. Biomed. Opt.*, vol. 22, nº 5, p. 057002–057002, 2017.

[36] A. Al-Naji et J. Chahl, « Simultaneous Tracking of Cardiorespiratory Signals for Multiple Persons Using a Machine Vision System With Noise Artifact Removal », *IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, vol. 5, p. 1–10, 2017.

[37] M. van Gastel, S. Stuijk, et G. de Haan, « Robust respiration detection from remote photoplethysmography », *Biomed. Opt. Express*, vol. 7, nº 12, p. 4941–4957, 2016.

[38] M. Hassan, A. Malik, D. Fofi, N. Saad, et F. Meriaudeau, « Novel health monitoring method an using RGB camera », *Biomed. Opt. Express*, vol. 8, nº 11, p. 4838–4854, 2017.

[39] G. Zhang, C. Shan, I. Kirenko, X. Long, et R. M. Aarts, « Hybrid optical unobtrusive blood pressure measurements », *Sensors*, vol. 17, nº 7, p. 1541, 2017.

[40] A. D. Junior, S. Murali, F. Rincon, et D. Atienza, « Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using smartphone sensors », *Microprocess. Microsyst.*, vol. 46, p. 84–95, 2016.

[41] A. Stevens, E. Courtney-Long, C. Gillespie, et B. S. Armour, « Hypertension Among US Adults by Disability Status and Type, National Health and Nutrition Examination Survey, 2001–2010 », *Prev. Chronic. Dis.*, vol. 11, 2014.

Facteurs limitant l'utilisation d'une aide technique et perspectives d'usage chez le patient SLA

Manon VEILLARD[2], Aurélie PEILLON[1], Georges LAMY AU ROUSSEAU[3], Marie-Laure BOCCA[1], Stéphane BESNARD[1]

[1]UMRS 1075 COMETE, Normandie Université, Université de Caen, INSERM
2 rue des Rochambelles, 14032 CAEN
{aurelie.peillon, stephane.besnard, marie-laure.bocca} @unicaen.fr

[2]Service d'ergothérapie, CHU de Caen
Avenue de la côte de nacre, 14000 Caen
veillard-m@chu-caen.fr

[3]Société Access-man
11 rue de Navarre,
14370 Moult Chicheboville
georges.lamy-au-rousseau@access-man.com

Résumé — La Sclérose Latérale Amyotrophique de par son évolution rapide et la localisation de ses troubles fonctionnels (membres supérieurs et parole) réduit de façon majeure l'efficacité et l'utilisation des outils d'aide au handicap. Pour développer et optimiser le système Pictocom d'aide à la communication et au contrôle domotique, nous avons évalué tous les facteurs pouvant entraver son utilisation par des questionnaires et une étude d'observation centrée sur l'utilisateur lors de périodes d'usage du système. Les résultats montrent que ces facteurs peuvent être liés à la maladie, comme par exemple la perte des capacités motrices qui rend difficile l'interaction avec un système informatique. Egalement, la personnalité du patient et son état psychologique viennent influencer l'usage ou non de l'aide technique. Enfin, l'environnement physique et social du patient sont des éléments qui peuvent entraver l'usage du système. Grace à l'identification de ces facteurs, des axes d'améliorations sont appliqués et démontrent des progrès dans l'usage de l'aide technique.

Mots-clés — Handicap; Sclérose Latérale Amyotrophique ; Aide technique

I. INTRODUCTION

Afin de pallier au handicap et à l'isolement social induit par toute pathologie ayant des répercussions fonctionnelles lourdes, l'aide technique apparaît comme le moyen le plus adapté pour compenser au moins en partie certaines déficiences [1] [2]. Dans l'attente future des traitements curatifs notamment pour les pathologies neurodégénératives, tout outil d'aide au handicap, pour qu'il soit efficace doit être parfaitement en adéquation avec les besoins et les capacités de l'usager selon ses capacités physiques et cognitives. Ces troubles à la fois cognitifs et attentionnels, au-delà de l'incapacité motrice, sont des facteurs limitants du déploiement d'une aide technique pour l'usager. La Sclérose Latérale Amyotrophique (SLA) représente en ce sens une pathologie difficile d'accès pour les aides actuelles de par sa progression rapide, les déficits moteurs engendrés et la grande fatigabilité ressentie par les patients. L'objectif de cette recherche était de déterminer les facteurs limitants le déploiement d'une aide technique à partir d'une approche réunissant une double expertise en ergonomie et ergothérapie et dans le cadre d'une évaluation en condition écologique, au plus proche de la réalité d'usage [3] [4]. Plusieurs facteurs influençant l'usage ou le non usage d'une aide technique ont été alors mis à jour. Les résultats ont permis d'optimiser le système Pictocom/Head Pilot avec pour objectif de le rendre adaptable quel que soit le degré d'autonomie et la rapidité d'évolution de la SLA.

II. LA SLA ET SES BESOINS EN COMMUNICATION ET EN DOMOTIQUE

La SLA ou Maladie de Charcot est une maladie neurodégénérative. Elle est liée à une dégénérescence progressive des motoneurones du tronc cérébral et de la moelle épinière. L'atteinte est progressive et variable. Elle aboutit à une paralysie des membres et des muscles labio-glosso-pharyngo-laryngés, et à une fatigabilité importante. Les muscles oculomoteurs et sphinctériens ne sont pas touchés, de même que les capacités cognitives restent indemnes. De par son évolution, l'espérance de vie est limitée à une moyenne de quarante mois. La SLA existe sous plusieurs formes, les deux plus courantes sont la forme bulbaire et axiale.

Dans la forme bulbaire, l'atteinte prédomine aux muscles labio-glosso-pharyngo-laryngés, les premiers touchés. Elle se traduit par une fasciculation de la langue, des troubles de la phonation et de l'élocution du type dysarthrie, une voix nasale, mais aussi par des troubles de la déglutition, à risques de fausse route et d'étouffement qui sont extrêmement angoissants pour le patient [5].

Dans la forme axiale, l'atteinte touche les quatre membres avec, en supérieur, une amyotrophie de la main et une faiblesse de la pince pouce-index. L'atteinte des membres inférieurs, se traduit par une marche en steppage et une exagération des

réflexes rotuliens. Les fasciculations musculaires peuvent être présentes aux quatre membres [5].

D'un point de vue fonctionnel, la SLA entrave l'activité quotidienne des patients, en majorant progressivement et très rapidement leur niveau de dépendance vis-à-vis de la famille et de l'équipe médicale [6]. Selon la forme de SLA, les répercussions sur la vie quotidienne sont différentes même si l'issue finale est malheureusement identique. Dans la forme bulbaire, les patients rencontrent des difficultés à communiquer avec leur entourage, alors que la forme axiale, réduit en premier l'interaction physique du patient avec son environnement.

Tous les patients et leur entourage expriment un fort besoin en termes de communication [7] et de contrôle d'environnement [8] avec en priorité l'accès à la téléphonie, à la domotique et à l'informatique dont le réseau internet.

III. Outils d'interface testés : logiciels HeadPilot et PictoCom

A. *Le logiciel PICTOCOM pour la communication et la domotique*

PICTOCOM est un logiciel d'accès à la domotique et d'aide à la communication, fonctionnant sous Windows. Il permet de piloter tout élément utilisant la transmission infrarouge (TV, radio, lampe, etc.), d'accéder aux réseaux internet (page web, jeux, mails, etc.), et offre diverses possibilités de communication. La communication se fait à partir de pictogrammes, couplés à une synthèse vocale. L'avantage proposé par le système est une rapidité des échanges ainsi qu'une compréhension simple et rapide du fonctionnement. Point majeur, ce logiciel permet une hyperpersonnalisation des arborescences en fonctions des besoins et habitudes antérieures du patient dont l'incrémentation de pictogrammes déjà utilisés et maitrisés sur support papier par exemple. En outre, le logiciel propose différentes modalités d'interaction : en pointage direct avec le doigt ou une souris, par un contacteur avec défilé séquentiel ou encore par mouvements de tête (Système HeadPilot).

B. *Le système d'interaction HeadPilot*

HeadPilot est un logiciel permettant à un utilisateur de contrôler le curseur de l'ordinateur sans aucun contact physique, grâce aux mouvements de sa tête [9]. Ce logiciel peut être utilisé seul ou intégré dans le logiciel de communication et d'interaction PICTOCOM. HeadPilot offre un paramétrage adapté aux capacités motrices de l'utilisateur : les sensibilités verticale et horizontale du déplacement du pointeur sont ajustées, le temps nécessaire pour valider un icone est modulable, l'impossibilité de cliquer x fois sur le même icone, la possibilité de définir la couleur et l'épaisseur du pointeur ainsi que son degré de liberté dans le mouvement (libre, aimanté, séquentiel). Ces fonctionnalités sont régulièrement enrichies par des phases de développement itératives. Les performances d'utilisation de ce système auprès de personnes en situation en handicap a déjà été démontré [10].

Ces deux dispositifs informatiques modulables et personnalisables ont été intégrés à des tablettes numériques et leur fonctionnement testé auprès d'une population de patients souffrant de SLA.

IV. Methode

A. *Population*

Six patients atteints d'une SLA ont été inclus dans cette étude clinique après recueil du consentement éclairé du patient et de son entourage (CPP A17-D03-VOL.31 DOME 6 : Développement Optimisation Mesure d'Efficacité du Système d'Interface et Contrôle d'Environnement). Trois patients présentaient une forme bulbaire et trois une forme axiale, avec chacune des besoins spécifiques. L'ensemble des participants résidaient sur le territoire Normand, permettant un suivi régulier par l'équipe de recherche biomédicale, de l'ordre d'une visite toutes les quatre à six semaines.

B. *Paramètres mesurés, outils et mise en place de l'étude*

Le centre SLA du CHU de Caen, de par sa file active, offre un potentiel de recrutement important. Un entretien avec les ergothérapeutes du service a permis de présélectionner des patients. Il reposait sur un recueil des besoins en termes de communication, d'accès aux loisirs et de domotique, ainsi que sur l'attrait des patients pour l'outil informatique. Cet entretien auprès d'interlocuteurs experts est une aide précieuse dans la pré-sélection des patients car il a permis de sélectionner ceux ayant une problématique en adéquation avec le système technique utilisé dans cette étude.

Un entretien clinique a ensuite été effectué par un binôme ergothérapeute-ergonome auprès du patient et de son entourage familial et professionnel, entretien qui demeure indispensable pour une prise en charge adaptée [5]. Au cours de cette première rencontre, plusieurs éléments sont passés en revue. Tout d'abord une évaluation motrice, se basant sur l'échelle de référence de la SLA (Coordination nationale des centres SLA - évaluations et suivi en ergothérapie) a été réalisée auprès du patient. Les capacités motrices des membres supérieurs et inférieurs (proximal et distal), du tronc et de la tête ont été évaluées. Ce score permet de mettre en place le mode d'interaction le plus adapté aux capacités du patient, autrement dit le plus facile d'utilisation.

L'environnement, tant dans sa composante humaine que matérielle, a également été étudié. Un entretien avec le patient, et un membre de sa famille permet d'identifier les différents interlocuteurs avec qui la personne est en communication et les besoins spécifiques qui en émanent [11]. L'entretien permet également de recueillir les différentes installations techniques et technologiques du patient : lit, fauteuil roulant électrique, et le matériel connectable, au vu de l'installation du support utilisé pour l'étude dans l'environnement du patient et de sa configuration.

L'évaluation des habitudes de vie par un entretien dirigé permet également de paramétrer le contenu du logiciel en créant l'arborescence la plus proche des besoins du patient. La prise de connaissance des habitudes d'usage des systèmes informatiques permet aussi de faire la liste des aides techniques déjà testées par

le passé, afin de partir des acquis du patient dans l'accompagnement.

A la suite des entretiens, des mises en situation ont été réalisées afin de tester l'utilisation du système. Par cette mise en situation d'usage, ont été observées l'adéquation entre les capacités motrices et le mode d'interaction avec le système, ainsi que le niveau de fatigabilité du patient. Le mode d'interaction (doigt, contacteur, mouvement de tête) patient-système a alors été finalisé à partir du bilan moteur lors de l'installation de la tablette sur le lieu de vie. La sensibilité à la fois de l'amplitude et de la vitesse de balayage du pointeur à l'écran sont réglées à partir d'un test de pointage calibré de pictogrammes de manière à ce que l'utilisation soit simple et la moins couteuse en énergie motrice (endormissement, crampes) et cognitive. Une attention particulière dans les observations est portée à la qualité du pointage et à la stabilisation du geste.

Le système informatique est alors laissé à disposition du patient pour une durée moyenne de quatre mois.

Lors des séances de suivi, primordiales dans ce type de pathologie [12], des réajustements du système aux besoins et aux capacités du patient sont effectués : ajouts de pictogrammes, nouveau bilan moteur et changement éventuel du mode d'interaction. Lors du suivi, les différentes problématiques liées à l'usage réel (problèmes de sensibilité du système, bugs du logiciel informatique, paramètres d'affichage) ou les suggestions d'améliorations liées au logiciel sont aussi recensées. Le développement des logiciels se fait alors par plusieurs cycles itératifs. Lors des phases de tests, des questions relatives à l'utilité et l'utilisation perçue des logiciels ont été posées. Ceci au début, avant la mise en place de l'aide technique, pendant l'usage et après l'utilisation du dispositif. Les patients SLA faisaient des retours sur leur usage des systèmes informatiques, permettant de mettre aujourd'hui en évidence les limites d'utilisation de l'aide technique.

V. RESULTATS

Les besoins et les caractéristiques motrices et cognitives des patients SLA concernant la mise en place et l'usage d'une aide technique palliative ont été mis à jour au sein de cette étude. Cette analyse a fait ressortir la complexité de cet usage du fait des multiples facteurs en coprésence. Quatre patients ont d'ailleurs manifesté leur volonté d'arrêter les essais au cours de l'étude, ce qui a été analysé. Toutes ces caractéristiques ont fait l'objet d'investigations qualitatives (entretiens, observations) et peuvent être définies selon plusieurs catégories :

A. LES FACTEURS LIES A LA MALADIE

1) L'interaction avec le système dépendant des capacités motrices

De par les évolutions différentes de la maladie et de l'inclusion des patients à des stades d'avancée variables, la durée d'usage des systèmes techniques avec les patients a été comprise entre 1 et 13 mois.

Pour deux patients, le mode d'interaction a été modifié afin de s'adapter à la diminution des capacités motrices.

		F	Mode d'interaction			Motif de fin
			Initial	6 mois	13 mois	
axiale	1	I	HP			Volonté d'arrêter
	2	C	S			Décès
	3	D I	Reco vocale	Head Pilot		Volonté d'arrêter
bulbaire	4	C D	Cl - d	Cl – s	Contacteur	Volonté d'arrêter
	5	C	Cl-d			Décès
	6	C D	Cl-d			Volonté d'arrêter

Tableau 1 : Modalité d'interaction des patients SLA avec le système informatique :

- HP : HeadPilot
- S : Séquentiel par contacteur
- Cl – d ou s : Classique, pointage au doigt ou à la souris
- F = Fonction : Communication et/ou Domotique et/ou Informatique

D'après ces résultats, et conformément aux symptômes cliniques, les patients souffrant de la forme bulbaire disposent de plus de possibilités motrices et donc de plus de possibilités d'interaction. Par souci d'efficacité, les patients interagissaient en priorité par pointage direct avec la tablette tactile.

Dans quatre cas sur six, on ne note pas d'évolution du mode d'interaction. Ceci du fait de deux décès et de deux arrêts de l'expérimentation. Les deux arrêts précoces, à la demande des patients, ont été causés par :

- Patient n°1 : Un déséquilibre trop important entre le gain apporté par l'aide technique et la fatigue engendrée par l'utilisation de cette dernière, suite à l'apparition du symptôme de la tête tombante, qui est une conséquence fréquente de la maladie [13]. Par ailleurs, l'orthèse de maintien de tête est incompatible avec l'usage du système HeadPilot.
- Patient n°6 : Un essai en simultané d'un nouveau support de gestion de la domotique, considéré comme plus pratique (accès par la commande du fauteuil roulant électrique)

Pour deux cas (patient n°3 et 4), un changement d'interaction faisaient suite aux pertes motrices liées à l'avancement de la pathologie a été nécessaire. Ces deux personnes ont également mis fin à l'expérimentation. Pour le patient n°4, à la suite de l'utilisation de la souris, des essais avec Head Pilot ont été réalisés. La prise en main s'est avérée concluante, sans erreur de pointage et avec une bonne stabilisation. Cependant, le patient n'a pu l'utiliser en situation réelle et prolongée car la fatigue occasionnée par les mouvements de tête était trop importante. Le patient a donc fait le choix d'utiliser le contacteur. Il trouvait néanmoins Head Pilot plus intuitif et plus rapide. De même que la maladie progressant, le patient décida de quitter l'étude, l'usage du logiciel lui coûtant trop physiquement, par rapport au peu d'interactions sociales qu'il avait. Dans le cas du patient n°3, qui avait choisi la reconnaissance vocale comme modalité d'interaction, avec l'avancée de la maladie et la perte du souffle, sa voix devenait indétectable par le logiciel. Il a donc continué

d'utiliser le logiciel PICTOCOM via HeadPilot pour finalement arrêter pour cause de rapport fatigabilité/bénéfice.

Une évolution relativement similaire des modes d'interaction a été observée pour les patients de cette étude, en fonction de leurs capacités. Pour ceux inclus dans l'étude en ayant encore de bonnes capacités motrices (selon le test d'évaluation motrice des membres supérieurs), tous étaient en pointage direct au doigt puis à la souris. Lorsque les capacités motrices diminuent, le système HeadPilot puis le contacteur sont utilisés successivement.

2) Une espérance de vie limitée et une forte fatigabilité liée

Un des facteurs limitant dans la mise en place d'une aide technique est la prise en charge tardive auprès du patient, alors que la durée de vie est réduite, du fait de plusieurs éléments. Le premier élément est qu'il se passe un temps certain entre l'annonce du diagnostic au patient avec la réalisation des premières analyses médicales et administratives. Durant cette période, le patient se trouve dans un processus de deuil qui peut l'amener à refuser l'aide technique, comme signe de refus de la maladie [12]. Vient ensuite l'information de l'étude en cours, du centre SLA au patient avec la possibilité d'avoir une aide technique et enfin la mise en place effective du système auprès du patient. L'inclusion dans le protocole de recherche est alors très tardive, souvent lorsque le patient n'a plus de motricité des membres supérieurs et inférieurs, entraînant d'autant plus une grande fatigabilité. Deux patients sont d'ailleurs décédés entre la prise de contact et le premier entretien clinique, ils n'ont donc pas été inclus. Le second élément vient du fait que les périodes où les patients sont physiquement aptes à utiliser les systèmes techniques sont limités du fait des problématiques de santé. Les patients atteints de SLA subissent des opérations chirurgicales (e.g : pose de gastrostomie) ou développent des problématiques spécifiques (e.g : infection pulmonaire). Enfin, l'usage d'une aide technique devient alors secondaire du fait des symptômes de la maladie qui deviennent de plus en plus présents pour tous les patients.

L'importante fatigabilité entrave l'investissement dans une autre technique, même si celle-ci semble plus évoluée. En effet, sur les dix patients présélectionnés, deux n'ont pas donné suite, bien qu'ils n'étaient pas satisfaits de leur aide à la communication dont ils disposaient à ce moment-là.

B. LES FACTEURS LIES AU PATIENT

1) La communication pictographique efficace mais limitante

Du fait de la perte progressive de la parole orale, le logiciel de communication par pictogrammes (PICTOCOM) a été proposé à huit patients et installé à six d'entre eux. Ces pictogrammes ont permis à trois patients d'acquérir une communication rapide d'éléments clés (e.g : le pictogramme de la nourriture peut déclencher la synthèse vocale « je voudrais manger »). En particulier, cette communication par pictogramme est particulièrement utile pour des conversations avec des personnes extérieures au cercle familial, comme les aides à domicile, puisque les messages préenregistrés permettent de donner la même information à plusieurs aidants différents, ce qui s'avère nécessaire du fait du turn-over élevé. Par exemple, une arborescence a été créé pour le patient n°4 qui présentait l'emplacement des principaux objets spécifiques aux soins et à l'entretien de la maison : *"ça l'aide beaucoup, il peut expliquer aux auxiliaires ce qu'elles doivent faire, et les aider quand elles ont des questions sur les tâches qu'elles doivent faire*".

Malgré l'efficacité apparente du système pour les communications avec les personnels de santé, tous les patients ont déclaré que leurs échanges avec leur cercle familial étaient restreints du fait des pictogrammes. Par exemple, le patient n°6 déclara que "*je suis frustré, j'ai envie de dire autre chose que ce qu'il y a dans les pictogrammes à ma famille, mais je ne peux pas*". Pour compenser, trois patients demandaient systématiquement des rajouts de pictogrammes. Au bout de deux à trois enrichissements, les demandes étaient moindres. Pour le patient n°4, un clavier virtuel numérique a même été installé car ses capacités motrices lui permettaient de l'utiliser, contrairement aux autres patients. Sa compagne déclarait qu'il l'utilisait en complément des pictogrammes : "*en fonction des personnes [avec qui il communique], il utilise l'un ou l'autre*".

Bien que les effets de la dysarthrie se ressentaient de plus en plus, deux patients ont refusé d'utiliser le module communication après quelques jours d'essais et ceux, malgré l'absence d'une autre aide technique de compensation. Pour le patient n°3, le motif était que *"Je préfère utiliser un outil avec lequel je dis tout, je ne veux pas être frustré"*, le patient n°1 déclara qu'"*avec ma femme on se comprend, et elle traduit mes paroles, je n'en ai pas besoin [d'une aide technique]*".

2) De fortes attentes envers la domotique

Le module domotique de Pictocom n'a pas été utilisé de manière aussi importante que le recueil des besoins ne laissait présager. En effet, sur les trois patients avec la domotique, deux avaient déclaré d'importantes attentes envers le système : "*Je veux pouvoir commander ma télévision, ouvrir mes volets, ma porte, commander mon lit*" (patient n°6). L'attraction envers l'aide technique avait été formulée, par les patients intéressés, par une augmentation présupposée de leurs capacités, entraînant une augmentation de leur autonomie ainsi que la perspective réjouissante d'avoir un accès libre aux loisirs informatiques -souvent les derniers dont ils disposent. Par exemple, "*je pourrais de nouveau pouvoir lire mes mails*" (patient n°1), "*je peux faire des choses même quand ma femme s'absente aux courses*" (patient n°3). Cependant, l'écart entre les attentes des patients et les commandes effectivement réalisables par le système a créé une certaine frustration chez les patients. En effet, pour les trois patients souhaitant utiliser le module domotique, seule la gestion de la télévision et du poste HIFI a été réalisable.

Toutefois, cette forte attente envers la domotique n'était pas présente chez tous les patients SLA. Notamment, le patient n°1 déclarait privilégier les instants avec sa compagne plutôt que de regarder la télévision. Instants qu'il jugeait effectivement bien plus précieux que le divertissement télévisuel : "*Je préfère*

profiter des instants avec ma femme pour le si peu de temps qu'il me reste".

C. LES FACTEURS ENVIRONNEMENTAUX

1) Le support physique et informatique

Concernant la gestion de la télévision par la tablette, le fait d'avoir un deuxième écran devant les yeux entraîne une fatigue oculaire certaine et un inconfort pour tous les usagers. L'écran doit en effet rester allumé en permanence afin de pouvoir prendre en compte les actions des utilisateurs. Les patients en institutions nous ont également rapportés que si la tablette n'était pas éteinte par un professionnel de santé le soir, alors elle restait allumée toute la nuit, créant évidemment une gêne pour dormir.

De même, la tablette est relativement encombrante et lourde (1,4 kg), ce qui nécessite la mise en place d'un adaptable ou d'une table pour la poser. Ceci induit alors de nouveaux aménagements dans l'environnement et ces ajouts de mobilier dans l'espace proche du patient entraînent des contraintes pour les aidants. Ceci explique l'arrêt de l'expérimentation à la réception du boitier Omni pour le patient n°3 car avec ce système, il pouvait tout diriger depuis la commande de son fauteuil roulant électrique.

Du point de vue logiciel, le projet DOME6 était en phase de développement et lorsque, à la mise en place, le logiciel présentait des bugs, il sur-rajoutait de la fatigue et de la frustration, déjà présents de base chez les patients du fait de la maladie.

2) L'environnement social et professionnel comme ressources à l'usage d'une aide technique

Pour tous les patients rencontrés dans le cadre de cette étude, aucun ne disposait de professionnels de santé ou d'interlocuteur au domicile pour encadrer et réajuster les besoins par des enrichissements d'arborescences. Malgré la volonté de concevoir une aide technique facilement utilisable et modifiable, les aidants sociaux et/ou professionnels n'effectuaient jamais de modifications par manque de compétences informatiques pour certains et manque de temps pour les autres.

Les attentes des personnes constitutives de l'environnement du patient sont souvent très élevées par rapport aux capacités de l'aide technique. Une conjointe exprime notamment le fait que "*Je vais pouvoir reparler comme avant avec mon mari*". Tout comme la frustration ressentie par les patients, l'entourage exprime également une certaine forme de déception, entraînant une baisse de l'investissement à l'utilisation de la tablette informatique. Dans une maison où l'utilisation de l'aide technique est dépendante de sa mise en place auprès du patient par une tierce personne, il devient primordial que cette dernière soit satisfaite du produit.

L'implication de l'environnement social et professionnel dépend également de son niveau d'appétence et de connaissance en informatique. Dans toutes les structures et tous les domiciles visités, les personnes constitutives de l'environnement ont exprimés leur sentiment d'impuissance face à l'aide technique sur tablette tactile et leur peu d'attirance pour cette dernière. De plus, l'entourage familial nous a effectivement signalé lors des entretiens mesurant les habitudes de vie avoir des connaissances en informatique bien plus limités que les personnels soignants. De ce fait, lors du protocole, l'aidant principal du patient, a été formé à toutes les fonctionnalités de base du système informatique comme éteindre l'ordinateur et utiliser la souris pour leur permettre de lancer le logiciel de communication. Cette crainte du système informatique engendre des temps de correction de bugs ou de complexification d'arborescence bien plus longs, car dépendant d'une personne extérieure au foyer de vie.

VI. DISCUSSION

Au vu des facteurs limitants l'usage d'une aide technique mis en lumière dans cette étude, nous proposons des éléments qui devraient favoriser la mise en place et l'usage d'une interface informatique d'aide à la communication et à la domotique.

A. L'adaptation du système technique doit s'adapter aux capacités des patients

Concernant ces facteurs, les principaux sont l'adéquation entre les capacités motrices du patient et la modalité d'interaction avec le système informatique. Les avancées technologiques de ces dernières années permettent d'entrevoir aujourd'hui des moyens d'interaction ne demandant que très peu voire quasiment aucune ressource physique (e.g : BCI). La qualité et la complexité des possibilités offertes par le système concernant la communication doit également correspondre aux niveaux cognitifs « normaux » des patients SLA. Nous pouvons conclure aujourd'hui que la communication pictographique n'est pas la modalité la plus adaptée pour cette population qui désire exprimer des éléments complexes. Cette analyse rejoint les travaux avançant que la communication pictographique est principalement destinée à des personnes souffrant de handicaps mentaux [14].

B. La continuité et l'évolutivité de l'interface

La chute rapide constatée des capacités motrices pendant les premières semaines puis les jours suivant l'avancement de la maladie obligent une modification des modalités d'interaction, sans toutefois remettre en cause l'intégralité du système informatique. En effet, l'avantage du logiciel PICTOCOM est que le changement d'une modalité d'interaction ne vient pas modifier les caractéristiques et fonctionnalités du système, comme la présentation des pictogrammes par exemple. Nos résultats démontrent alors que les aides technologiques avec des

interfaces évolutives sont idéales pour des patients SLA, tout comme le préconisent certains auteurs dans ce domaine [12].

C. La mise en place précoce de l'aide technique

Les avancées et les conséquences physiques de la pathologie entrainent une recherche de plus en plus difficile du réglage du système afin de pallier les incapacités motrices. Ce phénomène est d'autant plus vrai que les patients arrivaient tardivement dans l'étude. L'insertion d'une aide technique auprès d'un patient SLA se doit d'être le plus rapidement possible à la suite de l'anonce du diagnostic, afin de s'assurer que le patient dispose de capacités motrices suffisamment préservées pour une bonne utilisation du système.

D. L'adaptation du support physique

Pour une utilisation garantie du système technique, celui-ci ne doit pas être une gêne pour les différents acteurs en présence autour du patient. Si le système est encombrant pour les soins corporels effectués par le personnel de santé, il aura tendance à être durablement écarté du patient. En effet, l'aide technique est nettement moins utilisée si un temps d'installation est nécessaire à chaque utilisation ou si la tablette ne se trouve pas à proximité du patient. Pour deux des patients, le système technique se trouvait dans la pièce mais à distance car gênant le passage des équipes médicales. Il est évident que ce positionnement à distance du patient réduit considérablement le caractère spontané de la conversation et accentue la dépendance à une tierce personne devant amener le dispositif au patient [15].

E. La prise en compte de l'entourage social et professionnel

Enfin, un des facteurs à solliciter lors de la mise en place et l'usage d'une aide technique est l'environnement social et professionnel du patient. Les proches doivent eux aussi être impliqués dès le départ de la conception jusqu'au suivi de l'usage de l'aide technique. En effet, ce sont leurs capacités en informatique et leur détermination qui jouent un rôle majeur dans la réussite ou non de la mise en place d'une aide technique auprès d'un patient SLA fortement dépendant de ces personnes [16].

VII. Conclusion

L'étude présentée ici porte sur six personnes souffrant de SLA à qui une aide technique palliative est proposée. L'objectif de ce travail d'analyse conjointe des usages par un binôme ergonome-ergothérapeute, est de déceler les limites d'utilisation d'un système technique afin de proposer des recommandations de conception. Des éléments ont ainsi été identifié, tant intrinsèques au patient, consécutives à la maladie ou encore dépendantes du système technique, qui exposent toute la complexité du processus de la maladie neurodégénérative et des multiples facteurs influençant la réussite ou l'échec de la mise en place d'une aide technique palliative.

Une fois mis en lumière et pris en considération, ces éléments ouvrent le champ d'une conception d'aide technique adaptée et d'une mise en œuvre réfléchie du système, ce qui est d'autant plus important que le temps de suivi est relativement court, du fait de l'espérance de vie limitée des patients.

VIII. Remerciements

Ce travail a été soutenu financièrement par un dispositif FEDER - Région Normandie DOME6, et rendu possible grâce à l'équipe du centre SLA - Pr Fausto VIADER, Elisabeth GROUSSARD, Régine PAGE -, ainsi que Me GAILLARD, Mr CHAILLOT, et le CRC de Caen.

References

[1] Brangier, E. & Pino, P. (2002, octobre). Approche ergonomique de la réhabilitation de personnes handicapées tétraplégiques et aphasiques : ergonomie de conception de systèmes prototypes dédiés à la fin de vie. Communication présentée à ERGO'IA: L'homme et les nouvelles technologies de l'information et de la communication: usages et usagers. Biarritz, France

[2] Brangier, E. & Pino, P. (2000). La sclérose latérale amyotrophique : approche ergonomique d'une assistance technique aux malades en fin de vie. Le travail humain, 63(2), 171-190.

[3] Villey-Migraine, M. (2004, janvier). Evaluation ergonomique de produits multimédias pour des publics spécialisés : apports méthodologiques et sélection des mesures en fonction du contexte. Communication présentée à Information, Savoirs, Décisions et médiations. France, Toulon-Marseille.

[4] Brangier, E. Bobillier Chaumon, M., E. & Gaillard, J., P. (2003) Techniques, méthodes et démarches d'évaluation des aides techniques. Dans A. Pruski, Assistance technique au handicap. Paris, France : Hermès.

[5] Desnuelles, C. (2005, novembre). Prise en charge des personnes atteintes de sclérose latérale amyotrophique. Communication présentée à la conférence de consensus. Nice, France.

[6] Gordon, P. H., & al. (2010). Progression in ALS is not linear but is curvilinear. Journal of Neurology, 257(10), 1713–1717.

[7] Cataix Negre, E. (2011). Communiquer autrement : Accompagner les personnes avec des troubles de la parole et du langage : les communications alternatives. Marseille, France : Solal

[8] Haute Autorité de Santé, (2007). Sclérose latérale amyotrophique, Protocole national de diagnostic et de soins pour une maladie rare. Repéré à https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/07-036_sla-guide_sans_lap.pdf

[9] Bocca, M. L., & al. (2016, juin). Evaluation et optimisation d'une aide à la communication chez des patients en situation de handicap. Communication présentée à Handicap 2016 : La recherche au service de la qualité de vie et de l'autonomie. Paris, France.

[10] Machado, M.-L. & al., (2013). Head Pilot : a new webcam based Head tracking system tested in permanently disabled patients. IRBM, 34(2), 124-130.

[11] Blackstone, S., & Hunt Berg, M. (2003). Les réseaux sociaux : un inventaire de la communication pour les personnes ayant des besoins de communication complexes et leurs partenaires (traduit par C. Lethbridge et K. Malas). Augmentative communication : Californie, Etats Unis.

[12] Martineau, S. (2011). L'aide technique évolutive à la communication pour les personnes souffrant de sclérose latérale amyotrophique. Développement humain, handicap et changement social, 19(3), 131-143.

[13] Deneufgermain & al., (2004). Le syndrome de la tête tombante : à propos de deux cas. La revue de médecine interne, 26(1), 61 -64.

[14] Guerrier, Y., Kolski, C. & Poirier, F. (2016). Etat de l'art sur les systèmes d'aide à la communication envisageables pour des utilisateurs de profils IMC athétosiques. Manuscrit soumis pour publication.

[15] Despres, G. (2010). Les aides techniques au collège auprès d'adolescents avec des troubles des apprentissages. Développements 3 (6), 43-52.

[16] Fougeyrollas, P., Blouin, M. (1989). Handicaps et technologies. Anthropologie et Sociétés, 13(2), 103-1

Session Posters

Président de Session : Yann Morère

Calcul du profil de capacités dans des situations de handicap

Karim Sehaba
Université de Lyon 2, LIRIS. UMR5205, F-69679, France
karim.sehaba@liris.cnrs.fr

Résumé

Le profil de capacités représente les propriétés physiques, cognitives et perceptives de l'individu. Ce type de profil est utilisé dans le système adaptatif afin que ce dernier adapte son contenu, présentation et éventuellement ses modalités d'interaction à son utilisateur. Dans la majorité des travaux existants, le profil de capacités est *statique* alors qu'en réalité les capacités peuvent être altérées par la situation de l'individu et de son environnement. Cet article s'intéresse ainsi au calcul du profil de capacités dans des situations de gênes. Dans ce cadre, notre objectif est de déterminer les capacités opérationnelles d'un individu en prenant en compte ses capacités théoriques et les gênes, liées à son état et/ou à son environnement, qui peuvent altérer ses capacités. Par capacité théorique, nous entendons la capacité de l'individu dans des conditions optimales, sans aucune gêne. Pour réaliser cet objectif, nous proposons des modèles de représentation de profil de capacités et de gênes ainsi qu'un processus qui calcule l'impact de la gêne sur la capacité en prenant en compte l'affaiblissement de celle-ci et l'oubli de la gêne. Nos modèles sont illustrés avec des données simulées.

Mots-clés : *profil de capacités ; situation de gênes; système adaptatif*

I. INTRODUCTION

Le profil de l'utilisateur est un des composants les plus importants dans les systèmes adaptatifs. En effet, c'est en fonction du profil que ce type de système adapte son comportement aux propriétés et caractéristiques de chaque utilisateur [5][6]. Parmi les informations du profil, on peut citer [1] : les connaissances de l'utilisateur, ses intérêts, ses objectifs, ses expériences antérieures, ses traits individuels ainsi que ses capacités. Dans cet article, nous nous intéressons au *profil de capacités*. Ce dernier représente les propriétés physiques, cognitives et perceptives de l'utilisateur [2].

Formellement, le profil de capacités est représenté généralement par un ensemble de propriétés $P= \{p_1=v_1, p_2=v_2...\}$ où p_i est le nom de la propriété relative à une capacité donnée, et v_i est sa valeur, avec $v_i \in [0,1]$. Dans les systèmes adaptatifs existants, le profil de capacités est généralement statique. Ainsi, quel que soit l'état de l'individu et de son environnement, v_i reste inchangé. Par exemple, la capacité visuelle d'un individu sans déficience visuelle est $p_{visuelle} = 1$ quelle que soit sa situation et cela tout au long de l'exécution du système.

Ce modèle de représentation n'est pas adapté aux situations de *handicap temporel*. Il s'agit d'une situation de gêne qui peut altérer les capacités de l'individu. En l'occurrence, la capacité visuelle peut être altérée par plusieurs facteurs, notamment le fatigue, la surcharge cognitive ou l'envie de dormir. En général, les capacités ne sont donc pas nécessairement stables et statiques et peuvent ainsi évoluer en fonction de plusieurs facteurs intrinsèques à l'individu et/ou à son environnement.

L'objectif de notre travail est de développer des modèles qui permettent de calculer le profil de capacités en prenant en compte les situations de gênes. Par situation de gêne, nous entendons l'ensemble des facteurs, liés à l'individu ou à son environnement, qui peuvent diminuer la capacité de l'individu. Cette situation peut apparaître, durer dans le temps, puis disparaître. Dans ce cadre, les questions qui animent cette recherche sont les suivantes :

- Comment calculer l'impact d'une gêne sur une capacité donnée ?
- Comment fusionner l'impact de plusieurs gênes sur une capacité donnée ?
- Comment prendre en compte l'oubli des gênes (une fois disparues) et l'affaiblissement de la capacité (si les gênes persistent dans le temps) dans le calcul des capacités opérationnelles ?

Pour cela, nous proposons des modèles de représentation de profil de capacité, de gêne et de l'impact de la deuxième sur la première.

Cet article est organisé comme suit : la section 2 présente un état sur les modèles de représentation et de mise à jour du profil de l'utilisateur. Les modèles étudiés sont les réseaux Bayésien, les systèmes à base de règles et les ontologies. La section 3 décrit le principe général de notre approche de calcul des capacités dans des situations de gênes et la formalisation que nous proposons pour la représentation des capacités et des gênes. La section 4 présente le processus de calcul de l'impact d'une gêne sur une capacité et la section 5 détaille la méthode de calcul des capacités opérationnelles dans une situation de gênes. La section 6 illustre nos propos avec un exemple. La dernière section est dédiée à une conclusion et des perspectives.

II. ETAT DE L'ART

Selon la classification de [7], le profil de capacités contient les aptitudes cognitives, perceptives, physiques et psychomoteur. Ces capacités peuvent être altérées par plusieurs facteurs [3][4].

De point de vue computationnel, la mise à jour du profil en fonction des activités de l'utilisateur a fait l'objet de plusieurs travaux de recherche, en particulier dans le domaine des environnements informatiques pour l'apprentissage humain. Dans ce cadre, le profil de l'apprenant évolue en fonction de l'apprentissage de l'utilisateur. Par exemple, pour une connaissance relative à un concept donné, soit c, l'apprenant, et à travers l'interaction avec des ressources pédagogiques relatives à c, va améliorer cette connaissance. Ainsi, ses connaissances vont passer de $c=v_i$ à $c=v_{i+1}$ avec $v_{i+1} > v_i$.

Parmi les modèles de mise à jour, nous nous sommes intéressés aux ontologies, réseaux Bayésiens et systèmes à base de règles.

Formellement, une ontologie est formalisée par un ensemble de concepts C, un ensemble de relations entre concepts R où pour chaque $c_x \in C$, respectivement $m_{xy} \in R$, est associé un poids représentant l'intérêt de l'utilisateur pour le concept c_x, respectivement la relation m_{xy}. La mise à jour du profil consiste à faire évoluer les valeurs de c_x et m_{xy} en fonction des performances de l'apprenant. Concernant les concepts, dans [8], cette mise à jour est effectuée par cette fonction : $c_x(t_{i+1})=c_x(t_i) * \delta^{-b}+O_x$ où $c_x(t_i)$ représente le niveau de maîtrise de l'utilisateur du concept c_x à l'instant t_x. δ^{-b} est la fonction d'affaiblissement et O_x est l'intérêt courant de l'utilisateur pour c_x. La mise à jour des relations est définie par la fonction suivante : $m_{xy}(t_{i+1}) = \frac{a*m_{xy}(t_i+freq(t_{xy})}{a+\sum_y freq(r_{xy})}$ avec $m_{xy}(t_i)$ est la valeur de m_{xy} à l'instant t, $freq(r_{xy})$ est la fréquence de la relation dans la source d'information et a est un coefficient de pondération.

Un réseau Bayésien est un graphe dont l'ensemble des nœuds V représente les concepts du domaine et l'ensemble de relations E représentant les prérequis entre concepts. A chaque concept $c \in V$ est associée une table de probabilité qui définit l'importance de c par rapport aux concepts adjacents. Le profil de l'utilisateur est défini par les valeurs V représentant ainsi le niveau de maîtrise de l'apprenant aux différents concepts. Fondés sur la formule de Bayes, plusieurs algorithmes de mise à jour du profil sont proposés dans la littérature [1].

Dans un système à base de règles, le profil de l'utilisateur est représenté par un ensemble de propriétés de la forme <*attribut, valeur*>. *E* est l'ensemble des évènements qui peuvent se produire dans l'environnement. Dans [9], la mise à jour du profil est définie comme une fonction qui retourne le profil U_{t+1} à partir de U_t, l'état du profil à l'instant t, les évènements de l'environnement E et un ensemble de règles R. Une règle est définie par trois paramètres : *cond*, *ac* et *cq*. *cond* contient les règles à déclencher pour un évènement et un utilisateur donnés. *ac* est la fonction à exécuter lorsque les conditions d'une règle sont réunies et *cq* retourne les évènements qui résultent de l'exécution de la règle.

Ces différents modèles ont été conçus et utilisés pour la mise à jour du profil, plus particulièrement les connaissances et compétences de l'apprenant dans le cadre des environnements pour l'apprentissage humain. Néanmoins, la mise à jour du profil de capacités dans des situations de handicap n'est ainsi pas adaptée à la situation d'apprentissage. En effet, les propriétés du profil dans cette situation ne couvrent pas toutes spécificités intrinsèques à la situation de handicap, notamment :

- Temporalité des gênes : généralement plus la gêne est présente dans le temps, plus son impact est pesant sur les capacités de l'utilisateur.
- Prise en compte de l'oubli des gênes : la disparition de certaines gênes, comme la fatigue, nécessitent un certain temps pour que l'individu retrouve sa capacité théorique ;
- Fusion de plusieurs gênes : il s'agit de calculer l'impact de plusieurs gênes sur une capacité donné à un instant donné. Cette fusion doit respecter un certain nombre de propriétés, notamment :
    - Plus la cardinalité des gênes est importante, plus leur impact est important sur la capacité de l'individu,
    - La capacité est impactée par la gêne dont l'effet est plus important, auquel s'ajoute les effets des autres gênes ;

Le modèle devra donc prendre en compte toutes ces spécificités. La section suivante présente le principe général de notre approche et la formalisation que nous proposons pour la représentation du profil de capacités et la situation de gênes.

III. PRINCIPE GÉNÉRAL ET FORMALISATION

Rappelons que notre objectif est de calculer la capacité opérationnelle de l'individu dans des situations de gênes. Cette dernière est un ensemble de facteurs, liés à l'état de l'individu ou à son environnement, qui peuvent atténuer les capacités théoriques. Il s'agit ainsi de mesurer le taux d'altération provoqué par la situation de gênes sur ces capacités théoriques, puis de calculer, en fonction, les capacités opérationnelles.

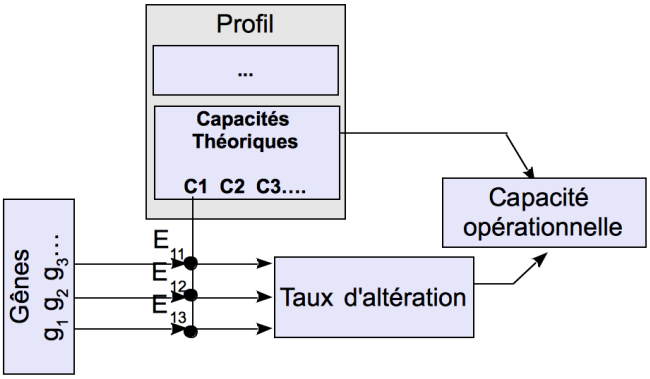


Fig. 1. Principe général de notre approche

Définitions des différents concepts de notre approche :

- Gêne : une situation temporelle liée à l'état de l'individu ou à son environnement qui peut diminuer une ou plusieurs de ses capacités.
- Capacité théorique : la capacité de l'individu dans des conditions optimales (sans aucune gêne). On considère qu'elle est fixe.
- Capacité opérationnelle : la capacité réelle en prenant en compte la situation de gêne. Elle est mesurée en fonction de la capacité théorique de l'individu et le taux d'altération provoqué par les gênes ;
- Taux d'altération : mesure l'impact des gênes sur la capacité.

Comme le montre la figure 1, le principe de notre approche est de calculer l'effet E_{ij} de chacune des gênes sur une capacité donnée. Ensuite, il s'agit de fusionner ces différents effets afin de mesurer le taux d'altération provoqué par toutes les gênes significatives. La capacité opérationnelle est ainsi calculée en fonction des capacités théoriques et le taux d'altération. Ce traitement est effectué après chaque laps de temps.

Formellement, l'ensemble des capacités physiques et cognitives est représenté par le vecteur C avec $C = [c_1, ..., c_n]$, tel que $c_i \in [0, 1]$. La valeur 0 indique l'absence de la capacité et 1 est l'intensité maximale de la capacité.

La capacité opérationnelle C_{op} est calculée en fonction de la capacité théorique C_{th} et le taux d'altération T provoqué par la situation de gêne : $C_{op} = T * C_{th}$.

L'ensemble des gênes est également représenté par un vecteur, soit $G = [g_1, ..., g_m]$ tel que $g_j \in d_j$, avec d_j est le domaine de définition de g_j. Rappelons que les gênes sont temporelles. Ainsi, la gêne g_j à l'instant t_k est représentée par $g_j(t_k)$. Nous supposons que les gênes sont indépendantes les unes aux autres.

IV. IMPACT DE LA GENE SUR LA CAPACITE

Le taux d'altération est calculé à partir de trois facteurs, à savoir : l'effet de la gêne sur la capacité, l'affaiblissement de cette dernière au fil du temps et l'oubli de la gêne. La première mesure la valeur de la capacité confrontée à une situation de gênes à un instant donné. L'affaiblissement de la capacité modélise l'évolution de celle-ci durant la situation de gênes. En effet, plus la gêne persiste dans le temps plus son impact peut être de plus en plus important. L'oubli de la gêne modélise l'évolution de la capacité entre l'instant où la gêne devient non significative et l'instant où elle rejoint sa valeur théorique. En effet, la disparition de certaines gênes nécessite un certain temps pour que l'individu retrouve sa capacité physique théorique.

Nous présentons la formalisation de ces trois facteurs dans les sous-sections suivantes.

A. Effet de la gêne sur la capacité

Soit $g_j(t_k)$ la valeur de la gêne à l'instant t_k. L'effet de cette gêne sur la capacité c_i est représenté par la fonction E_{ij} avec $c_i = E_{ij}(g_j)$. Cet effet peut prendre plusieurs formes : gaussien $e^{-(g_j-1)/b}$, hyperbolique $\frac{2}{1+e^{-a*g_i}} - 1$, linéaire x…

Comme la sensibilité de la gêne est différente d'une personne à une autre, nous modélisons également l'intervalle d'activation θ_{ij}. Il s'agit de l'intervalle des valeurs dans lequel la gêne devient significative pour c_i. Formellement :

- Si $g_j \in \theta_{ij}$ alors la gêne g_j est significative pour c_i;
- Si $g_j \notin \theta_{ij}$ alors la gêne g_j est non est significative pour c_i.

L'intervalle θ_{ij} dépend de la nature de la gêne et du profil de l'individu. Par exemple, la sensibilité de la gêne *température* (chaleur ou froid) est différent d'une personne à une autre.

B. Affaiblissement de la capacité

Soit $c_i(t_0)$ l'effet de la gêne g_j sur la capacité c_i calculée à l'instant t_0. L'affaiblissement de $c_i(t_0)$ à l'instant t (avec $t-t_0 = \Delta > 0$) est défini par la fonction D_{ij} :

$$D_{ij}(\Delta) = \begin{cases} c(t_0) & si \quad \Delta = 0 \\ d_{ij}(\Delta) & si \quad \Delta > 0 \end{cases}$$

La fonction d_{ij} est définie de manière à ce que $D_{ij}(\Delta)$ soit décroissante. Plusieurs types d'affaiblissement peuvent être utilisés, notamment :

- Affaiblissement exponentiel : $D_{ij}(\Delta)=F_{ij}(g_j(t_0))*e^{(b\backslash \Delta)}$;
- Affaiblissement linéaire : $D_{ij}(\Delta)=-b*\Delta + F_{ij}(g_j(t_0))$;
- Affaiblissement nul : $D_{ij}(\Delta) = F_{ij}(g_j(t_0))$.

La nature de d_{ij} dépend également de la personne et sa sensibilité à la gêne. Plus cette sensibilité est importante, plus le décroissement de d_{ij} est rapide et inversement.

C. Oubli de la gêne

Soit $c_i(t_0)=E_{ij}(g_j(t_0))$ l'effet de la gêne g_j sur la capacité c_i calculé à l'instant t_0. Soit t ($t>t_0$) l'instant auquel la gêne g_j devient non significative pour c_i. L'oubli de g_j à l'instant t (avec $t-t_0 = \Delta > 0$) est défini par F_{ij} :

$$F_{ij}(\Delta) = \begin{cases} c(t_0) & si \quad \Delta = 0 \\ f_{ij}(\Delta) & si \quad \Delta > 0 \end{cases}$$

La fonction f_{ij} est définie à ce que O_{ij} soit monotone croissante qui tend vers 1. Par exemple :

$$F_{ij}(\Delta) = \begin{cases} c(t_0) & si \quad \Delta = 0 \\ c_i(t_0) + (1 - c_i(t_0)) * e^{-b\Delta} & si \quad \Delta > 0 \end{cases}$$

Comme l'effet de l'affaiblissement, la nature de *f* dépend de la personne et sa sensibilité à la gêne.

V. Calcul des Capacites operationnelles dans une situation de genes

Cette section présente le processus adopté pour calculer l'impact d'une gêne sur une capacité donnée en utilisant les différentes fonctions présentées précédemment. Ensuite sont présentés le taux d'altération et l'algorithme de calcul de la capacité opérationnelle.

A. Impact d'une gêne sur une capacité

Soit $g_j(t_{k-1})$ et $g_j(t_k)$ les valeurs de la gêne g_j observée respectivement à l'instant t_{k-1} et t_k (avec $t_k - t_{k-1} = \Delta > 0$). L'impact de la gêne g_j sur c_i à l'instant t_k est calculé comme suit :

- Si $g_j(t_k)$ est significative et $g_j(t_{k-1})$ est significative Alors l'impact de g_j sur c_i = min $\{E_{ij}(g_j(t_k)), D_{ij}(\Delta)\}$.
- Si $g_j(t_k)$ est non significative et $g_j(t_{k-1})$ est significative Alors l'impact de g_j sur $c_i = F_{ij}(\Delta)$.
- Si $g_j(t_k)$ est significative et $g_j(t_{k-1})$ est non significative Alors l'impact de g_j sur c_i = min $\{E_{ij}(g_j(t_k)), F_{ij}(\Delta)\}$.
- Si $g_j(t_k)$ est non significative et $g_j(t_{k-1})$ est non significative Alors l'impact de g_j sur $c_i = 1$.

B. Taux d'altération

Le taux d'altération *T* représente l'impact de plusieurs gênes sur une capacité donnée. Comme le montre la figure 2, ce taux dépend du nombre de gênes significatives (plus celui-ci est important, plus la capacité est altérée) et de l'intensité de leur impact sur la capacité.

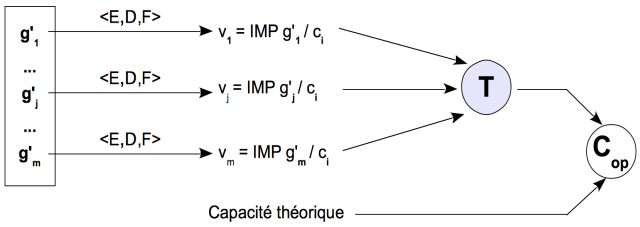


Fig. 2. Principe de calcul du taux d'altération

Formellement, le taux d'altération est calculé comme suit :

$$T = \begin{cases} 1 & si \quad card = 0 \\ min/card & si \quad d = 0 \\ min * e^{-card/(d*10)} & si \quad d > 0 \end{cases}$$

- *min* = *min* $\{v_j\}_{j=1,m}$. Comme le montre la figure 2, v_j est l'impact de g_j sur c_i.
- *d* : la distance entre *min* et les autres v_j significative.
- *card* : cardinalité des gênes significatives.

Le taux T respecte les propriétés annoncées dans la partie II, à savoir : 1/ plus la cardinalité des gênes est importante, plus leur impact est important sur la capacité de l'individu, et 2/ la capacité est impactée par la gêne dont l'effet est plus important, auquel s'ajoute les effets des autres gênes.

A partir de ces connaissances, l'algorithme suivant calcule à tout instant la capacité opérationnelle en se basant sur les valeurs observées des gênes.

Algorithme 1 : Calcul de la capacité opérationnelle

```
Taux = 1
Après chaque timestamp
Observer les valeurs des gênes G = {g1, g2....}
for chaque ci ∈ C do
    for chaque gi ∈ G en relation avec ci do
        Calculer l'effet E
        Calculer l'affaiblissement D
        Calculer l'oubli F
        Calculer impact gj/ci
    end
    Calculer le taux d'altération T
    Cop = T * Cth
end
```

VI. EXEMPLE D'APPLICATION

Nous présentons dans cette section un exemple mettant en œuvre notre approche pour calculer la capacité opérationnelle auditive dans une situation de gêne. Cette dernière est provoquée par deux facteurs, à savoir : la surcharge cognitive et le bruit de l'environnement. Dans un premier temps, nous allons mesurer l'impact de chacune de ces deux gênes sur la capacité auditive, nous fusionnons ensuite l'impact de ces deux gênes sur l'audition, puis nous calculons le taux d'altération et la capacité opérationnelle auditive qui en découlent.

Le tableau 1 montre les valeurs des gênes, des fonctions d'affaiblissement et d'oubli ainsi que l'impact de chacune d'elles sur la capacité auditive au fil du temps.

Le seuil d'activation du bruit est [0.3, 1] (valeur normalisée). Ainsi, le bruit est considéré comme significatif que s'il est supérieur à 0,3. La capacité théorique dans cet exemple est C_{th} = 1 (personne sans déficience auditive). L'effet de cette gêne sur l'audition est modélisé par $E = C_{th} - x$ avec C_{th} est la capacité théorique de l'individu et $x \in [0, C_{th}]$ est la valeur normalisée du bruit. Ainsi, plus le bruit est important plus son impact sera grand sur la capacité auditive.

Comme le montre la figure 3, durant la période *t=1* à *t=2*, la capacité théorique auditive est maintenue puisqu'aucune gêne significative n'est présente. Durant la période *t=3* à *t=10*, le bruit variant de 0,3 à 0,8 devient significatif en altérant la capacité auditive. Cette altération est dûe, d'une part par l'effet de la gêne E, et d'autre part par sa persistance dans le temps représentée par l'affaiblissement *D*. Ce phénomène est modélisé par min $\{E, D\}$. Dans cet exemple, $E = (1-g_j) * C_{th}$ et $D = C_t * e^{-\frac{1}{1/5*\Delta}}$. A partir de *t=11*, la gêne redevient non significative. Néanmoins, son effet ne disparaît pas dès cet instant mais progressivement. Ce phénomène est modélisé par la fonction d'oubli $F = c_{t-1}+0,2$ jusqu'à atteindre la capacité théorique. A l'instant *t=15*, le gêne redevient significative diminuant donc la capacité opérationnelle jusqu'à l'instant *t = 19*. A partir de cet instant, l'oubli intervient jusqu'à atteindre la capacité théorique.

De la même façon, l'impact de la gêne « surcharge cognitive » sur la capacité auditive est calculé. La courbe rouge de la figure 4 montre l'évolution de cet impact sur la capacité auditive.

Temps	G1 : Bruit	Effet de G1	G1 significative (Oui/non)	Affaiblissement D	Oubli O	Impact de G1	G1 : Charge cognitive	Effet de G1	G1 significative (Oui/non)	Affaiblissement D	Oubli O	Impact de G1	Taux d'altération	Capcité opérationnelle
1	0	1	Non			**1**	0	1	Non			**1**	1	**1**
2	0,2	0,8	Non			**0,8**	0	1	Non			**1**	0,8	**0,8**
3	0,3	0,7	Oui			**0,7**	0	1	Non			**1**	0,60681453	**0,60681453**
4	0,5	0,5	Oui	0,573111527		**0,5**	0	1	Non			**1**	0,409365377	**0,40936538**
5	0,5	0,5	Oui	0,469224032		**0,46922403**	0,1	0,9	Non			**0,9**	0,379161608	**0,37916161**
6	0,5	0,5	Oui	0,384168145		**0,38416815**	0,5	0,5	Oui			**0,5**	0,228257634	**0,22825763**
7	0,8	0,2	Oui	0,314530275		**0,2**	1	0	Oui	0,40936538		**0**	0	**0**
8	0,8	0,2	Oui	0,257515609		**0,2**	1	0	Oui	0,33516002		**0**	0	**0**
9	0,8	0,2	Oui	0,210835948		**0,2**	1	0	Oui	0,27440582		**0**	0	**0**
10	0,8	0,2	Oui	0,172617875		**0,17261787**	1	0	Oui	0,22466448		**0**	0	**0**
11	0,2	0,8	Non		0,3726179	**0,37261787**	0,5	0,5	Oui	0,18393972		**0,18393972**	0,10754025	**0,10754025**
12	0,1	0,9	Non		0,5726179	**0,57261787**	0,4	0,6	Oui	0,15059711		**0,15059711**	0,10620116	**0,10620116**
13	0	1	Non		0,7726179	**0,77261787**	0,3	0,7	Oui	0,12329848		**0,12329848**	0,108329554	**0,10832955**
14	0	1	Non		0,9726179	**0,97261787**	0	1	Non	0,5	0,32329848	**0,32329848**	0,291710155	**0,29171015**
15	0,5	0,5	Oui			**0,5**	0	1	Non		0,52329848	**0,52329848**	0,335160023	**0,33516002**
16	0,5	0,5	Oui	0,358265655		**0,35826566**	0	1	Non		0,72329848	**0,72329848**	0,271009068	**0,27100907**
17	0,8	0,2	Oui	0,25670856		**0,2**	0,9	0,1	Oui		0,92329848	**0,1**	0,036787944	**0,03678794**
18	0,7	0,3	Oui	0,183939721		**0,18393972**	0,9	0,1	Oui	0,07165313		**0,07165313**	0,02415579	**0,02415579**
19	0	1	Non		0,3839397	**0,38393972**	0,9	0,1	Oui	0,05134171		**0,05134171**	0,030495783	**0,03049578**
20	0	1	Non		0,5839397	**0,58393972**	0	1	Non	0,1	0,25134171	**0,1**	0,070999233	**0,07099923**
21	0	1	Non		0,7839397	**0,78393972**	0	1	Non		0,45134171	**0,45134171**	0,39728897	**0,39728897**
22	0	1	Non		0,9839397	**0,98393972**	0	1	Non		0,65134171	**0,65134171**	0,588397162	**0,58839716**

Tableau 1 : Données de l'exemple : capacité auditive dans une situation de gênes (bruit et surcharge cognitive)

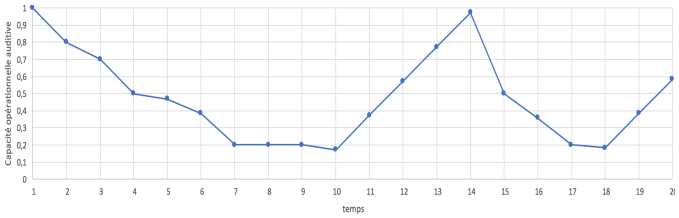


Fig. 3. Évoluation de la capacité auditive dans la situation de gêne (bruit)

La courbe grise da la figure 4 montre la capacité auditive dans une situation de gêne provoquée par le bruit et la surcharge cognitive. Cette capacité est calculée en fonction du taux d'altération *T* (voir la section V). Durant la période *t=1* à *t=6* et *t=15* à *t=17* l'effet de la gêne bruit sur la capacité auditive est plus important que celle de la charge cognitive. La capacité opérationnelle auditive dans cette période est inférieure à l'effet du bruit mais assez proche de celle-ci puisque la charge cognitive n'est pas significative. Durant la période *t=7 t=10*, la capacité opérationnelle est nulle puisque l'effet de la surcharge cognitive sur celle-ci est totale.

Durant la période *t=10* à *t=14*, la charge cognitive altère significativement la capacité auditive. Dans cette période, on remarque que plus le bruit est insignifiant moins la capacité est altérée, mais celle-ci reste impactée par la surcharge cognitive. Durant la période, *t=18* et *t=22* la capacité est principalement altérée par la gêne charge cognitive, elle est ainsi très proche de l'effet de celle-ci puisque le bruit est pratiquement non significatif.

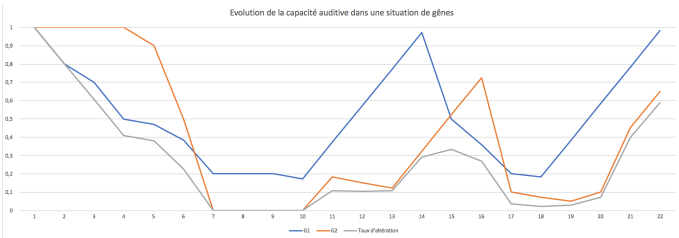


Fig. 4. Évaluation de la capacité auditive dans une situation de gêne provoquée par le bruit et la surcharge cognitive.

La capacité opérationnelle auditive dans la situation de handicap est, dans tous les cas, inférieure à l'impact de la gêne qui a eu le plus grand effet. L'écart entre ce dernier et la capacité opérationnelle est proportionnelle à l'écart entre cet effet et les effets des autres gênes. Dans le cas où un des effets est nul, la capacité opérationnelle est nulle indépendamment de la valeur de l'autre.

VII. Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté des modèles de représentation de profil de capacités et de gênes ainsi qu'un processus permettant de calculer la capacité opérationnelle de l'individu dans une situation de gênes. Ce processus prend en compte l'impact de cette situation sur la capacité théorique. L'impact de la gêne sur la capacité prend en compte l'effet de la gêne, l'affaiblissement de la capacité si la gêne persiste dans le temps, et l'oubli de la gêne qui modélise l'évolution de la capacité entre l'instant où la gêne devient non significative et l'instant où elle rejoint sa valeur théorique.

Notre approche a été appliquée pour calculer la capacité opérationnelle auditive dans une situation de gêne comportant le bruit et la surcharge cognitive. Cette application démontre que l'approche proposée produit le comportement escompté. Nos travaux futurs porterait sur l'application de notre approche dans le domaine de la domotique. Il s'agit d'adapter les paramètres des différents appareils aux besoins de confort et de sécurité : optimisation de l'éclairage, chauffage…

VIII. Bibliographie

[1] P. Brusilovsky and E. Millán. User models for adaptive hypermedia and adaptive educational systems. Lecture Notes in Computer Science, vol. 4321, page 3-53. 2007.

[2] B. Vidhya and V. Nalini. Server Transcoding of Multimedia Data for Cross-Disability Access. Proceedings-Spie The International Society For Optical Engineering. 45-56. International Society for Optical Engineering; 1999.

[3] C. Gonzalez, B. J. Best, A. F. Healy, L. E. Jr. Bourne, and J. A Kole. A cognitive modeling account of simultaneous learning and fatigue effects. Cogn. Syst. Res. 12, 1932. 2010.

[4] T. Saeki, T. Fujii, S. Yamaguchi, S. Harima. Effects of acoustical noise on annoyance, performance and fatigue during mental memory task. Appl Acoustics. 2004.

[5] K. Sehaba, A. Serna. Serious game pour le décodage des situations sociales chez les adolescents Asperger. Dans Handicap 2014, 8ème congrés sur les technologies d'assistance : de la compensation à l'autonomie. Paris. pp.1-6. 2014.

[6] K. Sehaba, A.M. Hussaan. Jeux sérieux adaptatifs pour la rééducation des troubles cognitifs. Dans Handicap 2012, 7ème congrès sur les aides techniques pour les personnes handicapées. Paris. pp. 15-20. ISBN 978-2-9536899-2-1. 2012.

[7] E. A. Fleishman and M.K. Quaintance, Taxonomies of human Performance: The description of Human Tasks, 1984.

[8] J. Xing, T. Ah-Hwee. Learning and inferencing in user ontology for personalized Semantic Web search. Information Sciences. 179 (2009) 2794–2808.

[9] P. Vrieze. Fundaments of Adaptive Personnalisation. PhD. Dutch Research School for Information and Knowledge Systems. 2006.

Evaluation d'une interface numérique pour l'autonomie dédiée à un public de personnes présentant un TSA.

Nael Chehab, Charles Tijus, Zakia Ikhlef
Laboratoire des Usages en Technologies d'Information Numériques
LUTIN, Université de Paris VIII

Alain Pruski
Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes
LCOMS, Université de Lorraine

***Abstract* —** *Nous observons depuis les années 1980, la conception de guides d'ergonomie prennent en considération les utilisateurs d'applications numériques. C'est guides ergonomiques regroupent des recommandations souvent appelées « heuristiques ». Les plus connues sont celles de Scapin (1986)[1] et de Nielsen (1995)[2]. Néanmoins, ces heuristiques s'adressent à une population tout venant... Cet article présentera des recommandations pour les interfaces dédiées au développement de l'autonomie de personnes présentant un trouble du spectre de l'autisme (TSA). Ce travail se base sur une interface numérique dédiées aux apprentissages des savoirs faires relatifs aux déplacements dans le bus. Les résultats de ce travail indiquent que : 1) l'utilisation de l'oculométrie auprès de cette population est fiable et pertinente, 2) l'utilisation de l'application permet, dans l'environnement virtuel, aux participants de réussir la tâche prescrite et, 3) les recommandations des accompagnateurs correspondent à certaines des heuristiques de la littérature.*

Mots clés — apprentissages ; simulateur ; autisme ; oculométrie ; ergonomie

I. INTRODUCTION

Le Trouble du Spectre de l'Autisme (TSA) s'inscrit selon le DSM-V (2013)[3], dans la famille des Troubles Neuro-développementaux et se caractérise par des déficits persistants dans la communication sociale et les interactions. Cela se manifeste dans : la réciprocité socio-émotionnelle, les comportements de communication non verbaux utilisés pour l'interaction sociale, le développement, le maintien et la compréhension des relations. A ces déficits peuvent s'ajouter des modes restreints, répétitifs de comportements, d'intérêts ou d'activités, comme en témoigne au moins deux des éléments: des répétitions et stéréotypies motrices et/ou verbales, une inflexibilité des habitudes ou modes ritualisés de comportement verbaux ou non verbaux, des intérêts restreints et circonscrits anormaux dans leur intensité, une hyper- ou hypo-réactivité à des inputs sensoriels. Selon le DSM-V, pour poser un diagnostic de TSA, les symptômes doivent être présents dans le développement précoce (avant 36mois) et causer une altération significative du fonctionnement dans les domaines sociaux, scolaires, professionnels, ou dans d'autres domaines importants. Par ailleurs, ces perturbations ne seraient pas mieux expliquées par la déficience intellectuelle ou un retard global de développement. Or, avec l'émergence du numérique, des chercheurs tels que, Irwin, Preston, Brancazio, D'angelo, & Turcios (2015)[4] ont travaillé sur une application numérique sur tablette dont l'objectif était d'entrainer des personnes atteintes de TSA à rester attentifs à une discussion dans un environnement bruyant. D'autres comme « Brain-Power » ont recours aux Google Glass (« Lunettes Google ») pour développer des applications d'entrainement de reconnaissance des expressions faciales.

Pour cette recherche, l'utilisateur, face à un écran d'ordinateur va, grâce à un clavier et une souris, pouvoir travailler des aptitudes nécessaires pour prendre le bus au travers d'une application numérique. L'application se présente sous la forme d'un First Person Shooter (FPS), c'est-à-dire un « jeu » dans lequel la perception de l'environnement se fait à travers les yeux de son avatar. 5 aptitudes essentielles peuvent être travaillées dans l'application : les déplacements à pied, la lecture du plan de la ville, la lecture du plan du bus, l'achat d'un ticket de bus et le fait de prendre le bus. Ces 5 aptitudes sont-elles mêmes déclinables en 21 sous actions possibles.

Ce travail a pour but d'explorer les techniques d'évaluation chez une population ayant un TSA. Nous avons donc vérifié trois éléments : la fiabilité et pertinence du recours à l'oculométrie chez une population atteinte de TSA, l'utilité de l'application pour les apprentissages et, la création de

[1] Scapin, D. L. (1986). *Guide ergonomique de conception des interfaces homme-ordinateur*. Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique.
[2] Nielsen, J. (1995). 10 usability heuristics for user interface design: *https://www.nngroup.com/articles/ten-usability-heuristics/*
[3] DSM-5 American Psychiatric Association. (2013). Diagnostic and statistical manual of mental disorders. *Arlington: American Psychiatric Publishing*.
[4] Irwin, J., Preston, J., Brancazio, L., D'angelo, M., & Turcios, J. (2015). Development of an audiovisual speech perception app for children with autism spectrum disorders. *Clinical linguistics & phonetics, 29*(1), 76-83.

recommandations concernant la configuration de 3 niveaux de difficulté (un niveau « facile », « moyen » et, « difficile »).

II. L'UTILISATION DE L'OCULOMETRIE, D'UNE GRILLE D'EVALUATION ET D'ENTRETIENS POUR L'EVALUATION DES INTERFACES DEDIEES AUX TSA

Notre évaluation a été faite sur une interface en développement. En effet, l'utilisateur doit être au centre de la conception puisque, cette dernière est dépendante des capacités (physiques, perceptives et cognitives) des utilisateurs, dans notre cas avec TSA. C'est ce que Morris (1999)[5] nome les SPATS – Senses (Sensorialité), Perception (Perception), Abilities (Capacités), et Thinking Systems (Systèmes de Pensé). Boucher, et al. (1983) proposent trois principes pour un développement centré sur l'utilisateur : 1) Impliquer l'utilisateur le plus tôt possible dans le développement de l'interface. En effet, selon Sheppard et Rouff (1994)[6], la conception de l'interface utilisateur représente 40 à 90% du code d'un programme ; 2) Pratiquer des mesures empiriques de l'usage du produit ainsi que la facilité d'utilisation et d'apprentissage ; 3) Employer une conception dans laquelle l'interface est conçue, modifiée et testée de manière répétée.

Afin d'adapter les applications numériques à des utilisateurs atteints de TSA, il existe des recherches, construites sur les feedbacks de ce public à besoin spécifique. Néanmoins la collecte de feedbacks peut se révéler compliquée de par la nature et l'hétérogénéité des troubles, comme l'a constaté Keay-Bright (2007)[7]. Concernant les travaux basés sur les feedbacks des professionnels du TSA, nous avons les travaux de Nézereau, et al. (2016)[8] et de Pavlov (2014)[9]. Les deux équipes ont a travaillés sur l'adaptation de l'accessibilité générale d'une interface numérique destinée à une population TSA. Les travaux portent respectivement sur l'adaptabilité à un nouveau support (le support numérique) et sur la lecture du numérique. Dans le travail de Pavlov (2014)[10], les feedbacks étaient basés sur les règles d'utilisabilité du World Wide Web Consortium (W3C). Or le W3C concernent la lecture sur le web, ce qui n'est pas l'objectif de notre application. Ainsi, puisque l'application est un simulateur d'aide à l'autonomie à la première personne (FPS), nous confronterons les recommandations aux règles d'utilisabilité de Nielsen (1995)[2].

A. L'évaluation par questionnaires et entretiens

Nous avons eu recours à des questionnaires et entretiens auprès d'accompagnateurs d'un Institut Médico Educatif (IME ALPHEE) nous ont permis d'obtenir des données qualitatives. Pour des questionnaires nous avons choisi des questions ouvertes, l'utilisateur est invité à donner son opinion sur une question d'utilisabilité ; par exemple : « quels aspects de l'interface n'aimez-vous pas ? ». Les questions ouvertes sont préférablement utilisées pour identifier des erreurs ou suggérer des améliorations de l'interface. Les entretiens ont souvent lieu sans directive particulière ce qui permet d'obtenir plus d'informations sur l'utilisabilité d'un système. L'entretien doit disposer de questions centrales (nos questions ouvertes), cela permet d'orienter les discours vers les éléments clés de l'analyse ergonomique.

B. Oculométrie

Baccino et al. (2005)[10] définissent l'oculométrie de la manière suivante : « Technique d'enregistrement des mouvements des yeux qui consiste à repérer en temps réel la position du regard au moyen d'un détecteur optique ou d'une caméra vidéo qui sont calés sur le reflet émis par un rayon infra-rouge envoyé sur la cornée oculaire. ». La quantité considérable de données enregistrées est ensuite réduite pour ne retenir que les fixations (qui sont des pauses des yeux et témoignent des traitements cognitifs) et les saccades (les sauts entre fixations). Enfin, l'oculométrie est un moyen d'évaluation neutre puisqu'il ne perturbe pas l'utilisateur dans la réalisation de sa tâche. L'outil se pose devant l'utilisateur et est non invasif. Ainsi, l'oculométrie devrait être un moyen adapté pour obtenir des données quantitatives auprès d'utilisateurs atteints de TSA. Ainsi, pour ce travail, nous aurons recours à des utilisateurs (jeunes patients atteints de TSA) et à leurs accompagnateurs. Les utilisateurs nous permettrons, grâce à une grille d'évaluation et à l'oculométrie d'obtenir des données quantitatives. Les entretiens fait avec les accompagnateurs nous permettront quant à eux d'obtenir des données qualitatives.

III. METHODE

Pour réaliser cette étude nous avons constitué 2 groupes, un premier de 4 participants TSA qui vont utiliser l'application dans 2 situations. Et un second de 4 professionnels accompagnateurs impliqués dans le travail sur l'autonomie. L'utilisation de l'application par les utilisateurs sera observée par l'oculométrie et une grille d'évaluation. Les recommandations des accompagnateurs seront obtenues à travers des entretiens.

A. Participants

L'étude a porté sur 8 participants. Pour le suivi longitudinal de l'utilisation de l'application par des jeunes participants ayant un TSA, 4 utilisateurs ont été sélectionnés par l'IME ALPHEE : 3 hommes et 1 femme (dont la moyenne d'âge est de 18ans). Ces participants ont été sélectionnés sur les critères suivants : consentant, capable de se servir d'un ordinateur (seul ou en étant assisté), ayant pour projet de développer l'autonomie dans la prise des transports en communs, participant à l'atelier

[5] Morris, B. (1999) New light and insight, on an old matter. *Autism99* Internet Conference papers: *www.autism99.org*

[6] Sheppard, S., & Rouff, C. (1994). Encyclopedia of Software Engineering. *Wiley, New York, NY.*

[7] Keay-Bright, W. (2007). The reactive colours project: demonstrating participatory and collaborative design methods for the creation of software for autistic children. Design Principles and Practices: *An International Journal, 1, 2*, 28-35.

[8] Nézereau, C., Wolff, M., Cherbonnier, A., Cuellar, P., Gattegno, M. P., Bourgueil, O., Regnault, G., & Adrien, J. L. (2016). Evolution de la régulation et de la résistance au changement d'enfants et d'adultes avec Trouble du Spectre de l'Autisme (TSA): contribution des applications numériques «LearnEnjoy» dans le cadre d'un programme d'intervention développementale, le programme IDDEES. In *Ergo'IA 2016 Conference Proceedings.*

[9] Pavlov, N. (2014). User interface for people with autism spectrum disorders. *Journal of Software Engineering and Applications, 7*(02), 128.

[10] Baccino, T., Bellino, C., & Colombi, T. (2005). Mesure de l'utilisabilité des interfaces. *Hermès Science-Lavoisier*, 1-250.

autonomie de l'IME et, atteint de TSA. Pour le recueil de l'avis des experts, les participants sont 4. Il s'agit de 3 femmes et 1 homme : 2 éducateurs spécialisés, 1 institutrice et 1 assistante sociale. Ces professionnels ont été sélectionnés sur leur responsabilités concernant l'atelier « Autonomie dans les transports en commun » de l'IME dont l'objectif était de développer les compétences pour la prise des transports en communs et particulièrement celles liées à la prise du bus.

B. Matériel

1) L'oculométrie.

Nous avons choisi l'Oculomètre Tobii Pro X2-60 (60 Hz) couplé au Logiciel Tobii Studio pour nos données oculométrique. Grace au logiciel nous avons pu avoir recours aux AOI ou, « Areas Of Interest » (Régions d'Intérêt). Les AOI correspondent à des parties/éléments d'une image sélectionnée par les chercheurs. Cela permet de déterminer le nombre et les temps des fixations d'un utilisateur dans une AOI donnée. Or, nous cherchions à savoir si la quantité de stimuli visuels impactait la capacité d'un utilisateur avec TSA à maintenir son attention sur un bus dans l'application. Ainsi, nous avons déterminé deux groupes d'AOI : le bus et « les distracteurs ». Les stimuli « distracteurs » concernent tous les éléments de l'environnement virtuel en mouvement susceptibles de perturber l'attention de l'utilisateur : les voitures, l'horloge et le deuxième bus* (*dans le scénario « agité »). Nous avons déterminé 7 AOI dynamiques pour la situation « agitée » : le bus, l'horloges, les voitures circulant de manière horizontale dans les deux sens, les voitures circulant de manière verticale dans les deux sens et, le deuxième bus. Pour la situation « calme », nous avons 3 AOI dynamiques : le bus, deux voitures et l'horloge. Par ailleurs, nous avons eu recours à deux enregistrements vidéo des deux situations. Chaque enregistrement dure 1 minute. Cette approche permet une homogénéisation de la tâche et l'obtention de données comparables. Enfin, avant de comparer les deux situations nous avons dû calibrer l'oculomètre pour chaque utilisateur jusqu'à ce que le calibrage soit de bonne qualité (l'utilisateur doit suivre du regard un point qui se déplace sur l'écran). Cela fait, nous avons présenté les deux situations de l'application numérique aux utilisateurs. Une seule consigne a été donné aux utilisateurs : suivre du regard l'arrivée du prochain bus.

2) Les grilles d'évaluations

Les grilles d'évaluation concernent six types de tâches sur l'application numérique : les déplacements, la lecture du plan de la ville, la lecture du plan du bus, l'achat de ticket, et le fait de prendre le bus. Cette grille se compose de 21 exercices. Chaque exercice peut être réussi « Seul » ou « Accompagné » (aidé par un des accompagnateurs).

3) Les grilles d'entretiens

Pour ce travail, deux entretiens ont été menés auprès de chacun des quatre accompagnateurs. Le premier entretien portait sur l'évaluation de l'apport de l'application, l'utilité perçue de l'application et les améliorations à apporter. Pour l'apport de l'application, les questions posées sont les suivantes : 1) Pourriez-vous me parler des exercices que vous faites en situation réelle pour améliorer l'autonomie ? Et plus particulièrement l'autonomie dans la prise des transports. 2) Pourriez-vous me décrire comment vous envisagez un exercice sur l'application UTOPIA-Bus ? et 3) Pourriez-vous me décrire comment vous prévoyez d'utiliser l'application en parallèle avec des exercices réels ? Pour l'utilité perçue de l'application les questions posées sont les suivantes : 1) L'application UTOPIA-Bus est-elle, selon vous : Pratique ? Utile ? Indispensable ? Et pourquoi ? 2) A quelle fréquence pensez-vous utiliser l'application UTOPIA-Bus : Quelques fois par mois ? Quelques fois par semaine ? Quelques fois par jour ? et 3) Recommanderiez-vous l'application UTOPIA-Bus à d'autres collègues / structures ? Enfin, pour les améliorations à apporter les questions posées sont les suivantes : 1) Pensez-vous qu'il manque à l'application UTOPIA-Bus des fonctions ? si oui, qu'aimeriez-vous avoir comme fonction(s) supplémentaire(s) ? et 2) Y a-t-il des modifications ou améliorations que vous aimeriez voir dans une future version de l'application ? Le deuxième entretien concernait 1) l'ordre d'apprentissage des différentes fonctions de l'application et 2) les configurations types de niveaux de difficulté (« facile », « moyen » et « difficile »). Pour ces entretiens, nous avons présenté aux accompagnateurs un ordre d'apprentissage et des configurations types de niveaux de difficulté. Ils étaient ensuite invités à discuter ces propositions.

IV. RÉSULTATS

A. L'évaluation de l'utilisation

Toutes les actions ont été réalisables « seul » ou en étant « accompagné ». De ce fait, tous les scores concernant l'évaluation de l'utilisation correspondront à ce que les utilisateurs ont réussi à faire « seul », sans être « accompagné ». Les scores généraux sont les suivants : l'utilisateur 1 réussit 19 des 21 actions, l'utilisateur 2 réussit 15 des 21 actions, l'utilisateur 3 réussit 11 des 21 actions et, l'utilisateur 4 réussit 10 des 21 actions. Les déplacements sont maitrisés : tous utilisent le passage piéton lorsqu'ils devaient traverser et un utilisateur ne vérifie pas le feu du passage piéton est vert pour traverser. En revanche, les résultats concernant le repérage de l'« alerte danger », lorsque l'utilisateur marche sur la route, ne semble pas très efficaces : un utilisateur dit repérer l'alerte. Concernant le repérage d'un plan de ville, celui-ci n'est pas toujours évident, seul un utilisateur se dirige directement dans la bonne direction lorsqu'il lui est demandé d'aller au plan de la ville le plus proche (visible). Pour les autres, il faut leur confirmer qu'ils vont vers le bon élément. 50% réussissent à se repérer du premier coup sur le plan. Concernant la lecture du plan du bus, seule la moitié des participants se dirigent vers l'arrêt du bus sans indications. On note que le fait de lire le plan du bus, de se repérer sur le plan et de repérer les horloges est maitrisé par les utilisateurs : 75% y arrivent. Par ailleurs, nous n'obtenons pas les mêmes résultats selon qu'il s'agit du plan de la ville ou du plan du bus. Repérer l'heure du prochain bus semble être plus facile lorsqu'il s'agit de se baser sur le panneau d'affichage ou sur le compte à rebours (la moitié réussissent seul) plutôt que sur le plan (un utilisateur réussit seul). Notons qu'en dehors des moments d'évaluation, c'est le panneau

d'affichage qui était privilégié. Concernant l'achat un ticket de bus, tous, sans exception, savent où aller acheter un ticket de bus. 75% ont besoin qu'on leur rappelle quelle option choisir pour acheter des tickets, puis ils arrivent à faire la suite de la procédure « seul » : choisir le nombre de ticket à acheter, mettre la monnaie et mettre fin à l'opération. Enfin, concernant la prise du bus, tous ont mémorisé qu'il fallait cliquer sur le bus pour lui faire signe. Tous arrivent à monter dans le bus. En revanche, seuls 50% pensent à composter leur ticket. Enfin, 75% arrivent à demander l'arrêt et à repérer les indicateurs (nom de la station et « arrêt demandé »).

B. L'évaluation de l'utilisation selon la complexité des situations

En situation « calme », le participant 1 passe plus de temps à suivre le bus qu'à prêter attention aux autres distracteurs : 60 fixations dans l'AOI du bus contre 20 fixations pour les AOI de distraction. Pareillement pour les durées de fixations, 14,42 secondes pour le bus contre 5,67 secondes pour les AOI de distraction. Le participant 2 fait 32 fixations dans l'AOI du bus contre 29 fixations pour les AOI de distraction. Les durées sont de fixations 14 secondes pour l'AOI du bus contre 8 pour les AOI de distraction. Notons que pour ce participant, l'horloge fait l'objet d'une attention importante avec 46 % de fixations sur l'horloge ; soit 35 % du total du temps de fixation des AOI. Le participant 3 passe plus de temps à suivre le bus que les autres distracteurs : 111 fixations dans l'AOI du bus contre 28 fixations pour les AOI de distraction. Pareillement pour les durées de fixations, avec un total de 24 secondes pour l'AOI du bus contre 8 secondes pour les AOI de distraction. Enfin, le participant 4 en situation « calme » fixe plus l'horloge que les autres AOI : 26 fixations dans l'AOI du bus contre 39 fixations pour l'AOI de l'horloge. De même, les durées de fixations dans l'AOI du bus représentent 3,5 secondes pour l'AOI du bus et 6 secondes pour l'AOI de l'horloge.

En situation « agitée », le participant 1 fait 35 fixations dans l'AOI du bus contre 52 fixations pour les AOI de distraction. Pour les durées de fixations, 11 secondes ont lieux dans l'AOI du bus contre 17 secondes pour les AOI de distraction. Les distracteurs obtiennent plus d'attention que le bus avec 60 % des fixations d'AOI et 61 % du temps de fixation. Notons que la distribution de l'attention sur les distracteurs est à peu près homogène ; ce qui nous laisse penser que ce n'est pas un élément particulier de la scène qui a perturbé l'attention de l'utilisateur. Pour le participant 2, 51 fixations dans l'AOI du bus sont faites contre 50 fixations pour les AOI de distraction. Avec un temps de fixation total de 22 secondes contre 12 secondes pour les AOI de distraction. L'AOI du bus reste, ici, la première source d'attention. Néanmoins, nous noterons que comme dans la situation « calme », l'utilisateur 2 a tendance à accorder beaucoup d'attention aux horloges. En effet, 38 fixations sur 101 fixations, soit 38 % des fixations en AOI sont faites au niveau de l'horloge. Cela représente 9,35 secondes de fixation, soit 28 % des temps de fixation en AOI. Le participant 3 fait 55 fixations dans l'AOI du bus contre 63 fixations pour les AOI de distraction avec 17 secondes pour l'AOI du bus contre 14 secondes pour les AOI de distraction. Parmi les distracteurs, notons que l'utilisateur 3 accorde plus d'importance aux horloges avec 28 % de fixations sur l'AOI de l'horloge, soit 8 secondes (ou 25 % du temps passé dans les AOI). Enfin le participant 4 fait 38 fixations dans l'AOI du bus contre 68 fixations pour les AOI de distraction et les durées de fixations sont de 8 secondes dans l'AOI bus contre 13 secondes pour les AOI de distraction. Dans cette situation aussi, il semblerait que les distracteurs, et plus particulièrement l'horloge, aient une place importante avec, pour l'horloge, 40 fixations (38 % des fixations en AOI) et 9 secondes de fixation (soit 42 % du temps de fixation en AOI).

C. Les avis des accompagnateurs experts

Concernant l'utilisation d'Utopia-Bus en lien avec les exercices pour l'autonomie dans les transports en situation réelles, les accompagnateurs s'accordent sur la description des exercices en situation réelle. Il existe deux étapes. La première consiste à enseigner la dimension « théorique » pour les déplacements en extérieur. On apprend les règles (marcher sur le trottoir, respecter les feux, etc.). Dans un second temps, on apprend tout ce qui est en lien avec la prise du bus (où et comment acheter son ticket de bus, quel bus prendre, etc.). Pour la mise en place d'exercices sur l'application, les propositions varient. Pour les accompagnateurs 1 et 3, il s'agirait de parcours à effectuer dans l'environnement virtuel d'UTOPIA (aller de telle station à telle station). L'accompagnateur 2 propose d'utiliser l'application pour retravailler des points sur lesquels des jeunes ont eu des difficultés en situation réelle (comme le fait de demander l'arrêt par exemple). Enfin, l'utilisateur 4, envisage d'utiliser l'application pour travailler les imprévus. Enfin, pour la mise en lien des exercices réels avec les exercices sur l'application UTOPIA-Bus, l'accompagnateur 1 propose d'utiliser des captures d'écran de l'application pour s'en servir comme moyen mnémotechnique en situation réelle. L'accompagnateur 2 propose de faire le lien entre les deux formes d'exercice toujours en reprenant les points sur lesquels les jeunes seraient en difficulté. Les accompagnateurs 3 et 4 pensent, utiliser l'application avant les entrainements en situation réelle afin de familiariser les jeunes avec les situations qu'ils vont rencontrer (permet de réduire le stress) : « à force de faire, on atténue la peur ». Concernant l'utilité perçue de l'application, à la question « l'application UTOPIA-Bus est-elle, selon vous pratique, utile, indispensable ? », tous les accompagnateurs experts répondent que l'application n'est pas indispensable mais est bien utile : pour l'accompagnateur 1, il s'agit d'un support supplémentaire ; pour l'accompagnateur 2, l'application permet de travailler les différents éléments importants en amont ; pour l'accompagnateur 3, en cas d'imprévus, lors d'ateliers pour l'autonomie, de maintenir une activité en lien avec l'autonomie dans les déplacements mais aussi, et surtout pour ceux qui commenceraient l'atelier sur l'autonomie, l'application aurait pour fonction de rassurer, montrer comment ça se passe ; enfin pour l'accompagnateur 4, l'application est très utile puisqu'elle permet de travailler spécifiquement des points problématiques pour certains jeunes. Il a aussi été demandé aux accompagnateurs la fréquence à laquelle ils pensaient utiliser l'application. Nous n'avons pas obtenu de réponse unanime. En effet, deux possibilités d'utilisation de l'application nous ont été décrites : l'utilisation de l'application en travail individuel et, l'utilisation de

l'application en atelier (en groupe). Dans le cas d'un travail individuel, les accompagnateurs 1 et 3 envisagent d'utiliser l'application une à deux fois par semaine pour un même jeune. Enfin, il fut demandé aux accompagnateurs s'ils recommanderaient l'application à d'autres collègues et à d'autres structures. A l'exception de l'accompagnateur 3, tous recommanderaient l'application et y voient une utilisation plus large (pas restreinte aux TSA). L'accompagnateur 3 explique qu'à cause de l'instabilité de l'application (l'entretien avait été fait quelques temps après des problèmes de connexions sur l'application), pour l'instant il ne la recommanderait pas. Enfin, concernant les propositions pour l'amélioration, lorsque nous abordons le sujet de l'ajout de fonction(s), les accompagnateurs 1, 2 et 4 aimeraient voir plus d'interactions possibles dans l'application, et particulièrement les interactions concernant les chauffeurs de bus. L'accompagnateur 4 aimerait que les tickets puissent être achetés dans des guichets, ou dans le bus, mais il trouve néanmoins que l'application, telle qu'elle est, est bien puisqu'elle est simple. Selon lui, il ne faudrait pas la compliquer. L'accompagnateur 3, aimerait qu'un système de niveaux soit proposé. Pour les modifications et améliorations ont été suggérées : Un chauffeur plus réactif est suggéré par les accompagnateurs 1 et 3. L'accompagnateur 2 propose la possibilité d'interagir avec tous les Personnages Non Joueurs (PNJ), entre autres pour travailler les codes sociaux. Enfin, l'accompagnateur 4, propose l'ajout de situations imprévues, l'ajout de modes d'achat de ticket mais aussi de différentes couleurs de bus sont des éléments qu'il aimerait pouvoir voir dans une future version de l'application.

D. Les Recommandations

Concernant l'ordre des apprentissages des compétences nécessaires, les accompagnateurs experts ont déterminé que les compétences que les jeunes devaient maitriser pour utiliser l'application étaient les suivantes : 1) Les déplacements, 2) L'apprentissage des différents éléments interactifs, 3) L'achat de ticket, 4) La lecture des horaires de bus et, 5) La prise du bus. Nous avons ensuite vérifié cet ordre des apprentissages auprès des accompagnateurs d'ALPEE concernés par UTOPIA-Bus. Nous avons recueilli leur agrément et, dans le cas inverse, nous les invitions à justifier : deux des accompagnateurs ont été d'accord sur l'ordre (accompagnateurs 1 et 4). Les deux autres accompagnateurs ont respectivement apporté d'autres propositions et nuances. L'accompagnateur 2 propose que l'ordre soit changé pour correspondre aux exercices faits en situations réelles : 1) les déplacements, 2) apprendre à prendre le bus, 3) apprendre à lire les horaires et, 4) apprendre à acheter un ticket de bus. L'accompagnateur 3 précise que l'utilisateur puisse quand même pouvoir faire les entrainements de prise du bus même s'il ne réussit pas à déterminer dans combien de temps arrive le prochain bus ou acheter un ticket par exemple. Il ne faudrait pas rester bloqué sur un élément (frustration). En résumé, un certain accord existe donc pour cette proposition d'ordre d'apprentissage. Néanmoins, il ne faut pas que certains apprentissages soient des prérequis à d'autres apprentissages. Il faut maintenir une souplesse de l'application.

Concernant les configurations types par niveau, les accompagnateurs étaient d'accord avec la configuration type du niveau « facile » proposée. La configuration type « moyenne » se voit proposée les recommandations suivantes : dans les paramètres généraux, l'alerte danger est conservée ; dans le porte-monnaie, 2 pièces de 2€, 10 pièces de 1€ et 10 pièces de 0,50€ ; dans les paramètres du bus, l'ouverture automatique des portes est maintenue, l'affichage du temps restant est conservée mais la visualisation du temps restant n'est plus sélectionnée et, le coût du ticket passe de 1€ à 1€50. L'accompagnateur 2 s'inquiète que le coût du ticket de bus (1,5€) soit problématique. Néanmoins, l'accompagnateur pense que le problème de devoir maîtriser les additions simples peut se contourner en apprenant la procédure : mettre une pièce de 1€ et une pièce de 0,50€. Selon l'accompagnateur 4, le compte à rebours ne devrait pas être enlevé trop tôt. Il propose un niveau intermédiaire entre simple et moyen. Enfin, pour la configuration type « difficile » les accompagnateurs proposent que : dans les paramètres généraux, l'alerte danger est retirée ; dans le porte-monnaie nous avons à présent un billet de 20€, 1 billet de 5€, 2 pièces de 2€, 5 pièces de 1€, 5 pièces de 0,50€, 3 pièces de 0,20€, 7 pièces de 0,10€, 1 pièce de 0,05€, 2 pièces de 0.02€ et, 1 pièce de 0,01€ (l'idée étant de représenter un porte-monnaie « aléatoire ») ; enfin, dans les paramètres du bus, nous avons décidé d'enlever l'ouverture automatiques des portes, l'option que le bus s'arrête par la simple présence dans l'abribus a été enlevée, à présent il faut nécessairement faire signe au bus, l'affichage des temps (panneau et compte à rebours) ont été enlevé pour forcer l'utilisateur à utiliser le plan des horaires du bus, le ticket retrouve son coût initial de 1,30€, enfin, le bus aura 2 minutes d'avances ou de retard, cela permet d'entrainer l'utilisateur à tous les imprévus. L'accompagnateur 1 propose de maintenir l'ouverture automatique des portes (« il est rare que les bus n'aient pas de système d'ouverture automatique des portes »). L'accompagnateur propose aussi des modifications du porte-monnaie : retrait du billet de 20€, avoir 1 billet de 10€, 1 billet de 5€, 2 pièces de 2€, 5 pièces de 1€, 5 pièces de 0,50€, 5 pièces de 0,20€ et 10 pièces de 0,10€. L'accompagnateur 2 propose une réduction du nombre de pièces et particulièrement les pièces rouges. L'accompagnateur 3 pense que l'option de faire signe au bus devrait être la seule option pour faire arrêter le bus. Par ailleurs, conserver l'alerte danger permettrait de laisser un utilisateur se rendre compte qu'il fait une erreur s'il venait à travailler seul sur l'application. L'accompagnateur suggère aussi que le compte à rebours reste présent dans tous les niveaux de difficulté ou que la possibilité de modifier les paramètres reste disponible (insiste sur le fait de conserver une application flexible). Concernant le contenu du porte-monnaie, l'accompagnateur trouve qu'il y a trop d'information, qu'il faudrait retirer le billet de 20€ et les pièces rouges et réduire le nombre des autre pièces (2-3 pièces de 0,10€) pour éviter de devoir faire défiler le contenu du porte-monnaie. Enfin, l'accompagnateur 4 trouve que le niveau « difficile » est adapté, particulièrement le retrait de l'alerte danger. Il propose néanmoins de retirer les pièces rouges, quitte à ajouter un billet de chaque valeur. En effet, tous les accompagnateurs ont estimé que dans cette configuration il y avait trop de monnaie. Le

retrait des pièces rouges pourrait donc se compenser par l'ajout d'un billet de chaque valeur.

V. DISCUSSION

Nos résultats, qui relèvent d'une analyse de protocoles individuels, indiquent que l'application est utilisable par une population présentant un TSA. Néanmoins, concernant nos données quantitatives, nous constatons par exemple, que parmi les participants, le participant 1 réussit mieux dans l'évaluation de l'utilisation (grille d'observation) que les participants 2 et 3 qui, eux-mêmes réussissent mieux que le participant 4. Ces résultats corroborent les observations faites avec l'oculométrie. Par ailleurs, dans la tâche oculométrique, nous constatons une tendance qui pose question : les participants 2 et 3 qui, de manière générale ne présentent pas trop pas de difficultés à maintenir leur attention sur le bus, présentent néanmoins, en situation « agitée » une tendance à plus fixer l'horloge parmi les distracteurs. De même, le participant 4 qui indique avoir des difficultés à maintenir son attention sur le bus, dans les 2 situations, porte également plus son regard sur l'horloge. Cette tendance à fixer l'horloge nous invite à nous poser la question de l'importance de ce distracteur pour les participants et nous donne la possibilité d'envisager des remédiations grâce à l'oculométrie. Concernant nos données qualitatives, après relecture des entretiens en se référant aux principes de Nielsen (1995)[2] nous avons constaté un total de 30 références indirectes à 8 des 10 principes ergonomiques de Nielsen (1995)[2]. 13,33% des référence concernent le principe 1 (la visibilité du système), 40% des références concernent le principe 2 (le système doit être le reflet du monde réel), 13,33% des références concernent le principe 3 (l'utilisateur doit garder le contrôle et être libre), 3,33% des références concernent le principe 4 (cohérence et respect des standards), 10% des références concernent le principe 7 (flexibilité et efficacité du système), 13,33% des références concernent le principe 8 (esthétique et minimalisme), 3,33% des références concernent le principe 9 (efficacité d'un diagnostic) et, 3,33% des références concernent le principe 10 (aide en ligne et documentation). Ces données semblent indiquer, en nous basant sur les principes de Nielsen (1995)[2] que lors de la conception d'une application numérique s'adressant à une population avec TSA, le principe selon lequel le système doit être le reflet du monde réel est le principe auquel il faut porter le plus d'attention. À égalité viennent ensuite le principe de la visibilité du système, le principe selon lequel l'utilisateur doit garder le contrôle et être libre et enfin le principe d'esthétique et de minimalisme).

VI. CONCLUSION

Les utilisateurs et accompagnateurs paraissent satisfaits de l'application UTOPIA-Bus. Les utilisateurs manifestent du plaisir et une certaine facilité dans la prise en main de l'application et les accompagnateurs voient en l'application, un outil supplémentaire, utile pour travailler l'autonomie dans l'utilisation des transports en bus. Certains accompagnateurs aimeraient, pouvoir travailler les interactions dans l'application. Néanmoins, ils restent satisfaits et argumentent que sa simplicité permet de maintenir les objectifs clairs visant à travailler l'autonomie. Grace à ce travail nous avons pu montrer que le recours à ces différents outils d'évaluation est adapté pour l'évaluation d'une application numérique destinée à une population atteinte de TSA. La combinaison de données quantitatives (oculométrie et grille d'évaluation chez les participants TSA) avec des données qualitatives (entretiens auprès des accompagnateurs) comme dans les travaux de Nézereau (2016)[8] et de Pavlov, (2014)[9] ont permis d'apporter des recommandations pertinentes aux développeurs de l'application. En effet, depuis la réalisation de ce travail l'application propose, un ensemble de niveaux d'usage à l'image des recommandations produites. Enfin, le recours à l'oculométrie et aux grilles d'observation étaient particulièrement adapté en raison de leur nature non invasive réduisant ainsi le risque de perturbations. Puisque l'obtention de feedbacks, de la part des utilisateurs atteints de TSA, peut se révéler compliqué de par la nature et l'hétérogénéité des profils comme l'a constaté Keay-Bright, (2007)[7], le recours aux entretiens a permis d'obtenir des données qualitatives pertienentes.

RERMERIEMENT

Nous remercions tous les acteurs qui ont rendu ce travail possible : le LUTIN, les patients et professionnels de l'IME ALPHEE, la société MEDIALIS et I-Virtual.

REFERENCES

[1] Scapin, D. L. (1986). *Guide ergonomique de conception des interfaces homme-ordinateur*. Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique.

[2] Nielsen, J. (1995). 10 usability heuristics for user interface design: *https://www.nngroup.com/articles/ten-usability-heuristics/*

[3] DSM-5 American Psychiatric Association. (2013). Diagnostic and statistical manual of mental disorders. *Arlington: American Psychiatric Publishing*.

[4] Irwin, J., Preston, J., Brancazio, L., D'angelo, M., & Turcios, J. (2015). Development of an audiovisual speech perception app for children with autism spectrum disorders. *Clinical linguistics & phonetics, 29*(1), 76-83.

[5] Morris, B. (1999) New light and insight, on an old matter. *Autism99* Internet Conference papers: *www.autism99.org*

[6] Sheppard, S., & Rouff, C. (1994). Encyclopedia of Software Engineering. *Wiley, New York, NY.*

[7] Keay-Bright, W. (2007). The reactive colours project: demonstrating participatory and collaborative design methods for the creation of software for autistic children. Design Principles and Practices: *An International Journal, 1, 2*, 28-35.

[8] Nézereau, C., Wolff, M., Cherbonnier, A., Cuellar, P., Gattegno, M. P., Bourgueil, O., Regnault, G., & Adrien, J. L. (2016). Evolution de la régulation et de la résistance au changement d'enfants et d'adultes avec Trouble du Spectre de l'Autisme (TSA): contribution des applications numériques «LearnEnjoy» dans le cadre d'un programme d'intervention développementale, le programme IDDEES. In *Ergo'IA 2016 Conference Proceedings.*

[9] Pavlov, N. (2014). User interface for people with autism spectrum disorders. *Journal of Software Engineering and Applications, 7*(02), 128.

[10] Baccino, T., Bellino, C., & Colombi, T. (2005). Mesure de l'utilisabilité des interfaces. *Hermès Science-Lavoisier*, 1-250.

Evaluation de l'assistant numérique « C'est ma vie ! Je la choisis. » d'aide à l'élaboration d'un projet de vie auprès d'adultes avec trisomie 21

Audrey Landuran
Laboratoire HACS, Université de Bordeaux
INRIA Bordeaux Sud-Ouest
Bordeaux, France
audrey.landuran@inria.fr

Bernard N'Kaoua
Laboratoire HACS, Université de Bordeaux
INRIA Bordeaux Sud-Ouest
Bordeaux, France
bernard.nkaoua@u-bordeaux.fr

***Abstract*—L'autodétermination est un concept au centre des démarches d'accompagnement des personnes avec incapacités dans de nombreux pays tels que les Etats-Unis, le Canada, la Suède ou encore la Suisse. En France, cette idée s'exprime à travers la loi sur « l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées », adoptée en 2005. Cette loi pose le projet de vie comme point de départ des procédures permettant aux personnes handicapées d'obtenir une compensation (financière, humaine, etc.) afin de les aider à réaliser leurs projets. D'autre part, de nombreux travaux montrent que la capacité d'autodétermination a des répercussions extrêmement importantes sur le bien être psychologique et à la santé au sens large. Dans ce cadre, le travail que nous avons réalisé vise à promouvoir l'autodétermination en concevant, développant et validant un assistant numérique permettant d'aider les personnes ayant une déficience intellectuelle à réfléchir à leur avenir dans différents domaines de la vie quotidienne tels que la famille, le travail, les loisirs, etc. Pour atteindre cet objectif, l'outil « C'est ma vie ! Je la choisis. » actuellement disponible en ligne (http: //www.monprojetdevie .trisomie21-france.org /) a été conçu en utilisant une démarche centrée utilisateur. Dans cette présente étude (préliminaire), nous avons évalué l'efficacité de l'assistant et ses répercussions sur le bien être, l'estime de soi, la perception d'autodétermination et le niveau d'anxiété auprès de cinq adultes avec trisomie 21 (après 3 semaines d'utilisation de l'assistant). Les premiers résultats sont extrêmement positifs en terme d'impact sur la richesse du projet de vie, mais également en termes de bien être psychologique, d'estime de soi, d'anxiété et de perception de l'autodétermination. Ces résultats confortent l'idée que la capacité à élaborer un projet de vie joue un rôle majeur dans le développement individuel des adultes avec trisomie 21.**

Keywords—autodétermination, assistance numérique, projet de vie, déficience intellectuelle

I. Introduction

La trisomie 21 (T21) est l'anomalie chromosomique la plus fréquente chez l'homme, avec une incidence d'environ 1 sur 1500 naissances. Ce trouble génétique varie en fonction de la gravité et provoque des retards de développement et des incapacités intellectuelles. La trisomie 21 est la cause la plus fréquente des déficiences intellectuelles liées à des facteurs génétiques [1].

Le profil cognitif des personnes avec T21 est caractérisé par des déficiences sensorielles et motrices [2], de l'attention soutenue [3], des capacités de mémoire à court terme, de travail et de mémoire épisodiques [4], du langage, de la communication [5], [6], du fonctionnement exécutif, de la vitesse de traitement [7], du raisonnement et de la production d'idées [8]. Néanmoins, la mémoire visuo-spatiale à court terme, l'apprentissage associatif et la mémoire implicite à long terme sont relativement préservées [9].

Ces déficits bien documentés du fonctionnement intellectuel et cognitif des personnes avec déficience intellectuelle (DI) ont pour conséquences des limitations importantes des comportements adaptatifs et des aptitudes sociales, tels que l'accès à l'emploi, ou encore l'intégration communautaire [10].

Wehmeyer a proposé le concept d'autodétermination comme étant un élément central du développement d'un individu. L'autodétermination se réfère à la capacité d'une personne à faire des choix et à prendre des décisions fondées sur ses propres préférences et intérêts, à surveiller et à réguler ses propres actions, à s'orienter vers des buts et à s'auto-diriger [11].

L'autodétermination, concerne donc le fait de décider de son destin ou de sa vie sans influences externes indues. Ce concept réfère au droit et à la capacité des personnes à gouverner leur vie [12]. En lien avec l'autodétermination, la capacité à élaborer un projet de vie joue un rôle majeur dans le développement individuel. Le projet de vie est une projection vers l'avenir. Il constitue un guide pour poursuivre des objectifs personnels que l'on s'est fixé dans les différentes sphères de la vie quotidienne telles que la vie familiale, professionnelle, les loisirs, etc.

De nombreuses études ont montré que être autodéterminé, avoir des projets et des buts personnels sont des éléments majeurs du bien être psychologique. Etre autodéterminé en poursuivant des buts personnels est relié positivement à la satisfaction de vivre et négativement à la dépression [13] et à l'anxiété [14]. Etre autodéterminé est également source de sens à la vie [15], de développement personnel [16], de valorisation de soi [17] et de sentiment d'efficacité personnelle [18].

De plus, de nombreuses études ont montré que les personnes avec déficience intellectuelle les plus autodéterminées sont également celles qui ont un meilleur accès à l'emploi et une meilleure inclusion sociale au sens large [19, [20], [21], [22], [23].

D'un point de vue légal, le concept d'autodétermination est au centre des démarches d'accompagnement des personnes avec incapacités dans de nombreux pays tels que la Suisse (la loi fédérale du 6 octobre 2006 sur les institutions destinées à promouvoir l'intégration des personnes invalides, LIPPI), le Canada (convention relative aux droits des personnes handicapées, 2011), la Suède (la loi d'assistance et de service de certaines personnes handicapées, LSS, 1994), les Etats-Unis (the rehabilitation act amendments de 1992) ou encore l'organisation des nations unies (la convention des personnes handicapées, 2006). En France, la loi sur « l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées » a été adoptée en 2005 et place le projet de vie au centre du processus de compensation. La personne avec DI élabore un projet de vie pour obtenir des aides (financière, humaine, etc.) permettant d'atteindre les objectifs qu'elle s'est fixée. Or, les difficultés d'autodétermination [24], [25], [26] et de mémoire prospective [27] rencontrées par les personnes avec DI limitent considérablement les capacités de ces personnes à élaborer un projet de vie.

Dans ce cadre, un outil papier-crayon a été développé [28] dans la lignée de la méthode de gestion des buts personnels [29]. Il amène les personnes à réfléchir à la notion de choix (qu'est-ce qu'un choix, pouvons-nous tout choisir, etc.), à leur trajectoire de développement (passé et présent, pour se projeter dans l'avenir), aux valeurs qu'ils considèrent comme importantes, et enfin aux projets qu'ils souhaitent réaliser dans les différents domaines de leur vie. Cependant, cet outil ne permet pas une utilisation autonome par les personnes avec DI particulièrement les personnes non lectrices, ou les personnes présentant des difficultés cognitives importantes.

Aujourd'hui, l'utilisation d'outils numériques a de nombreux avantages tels que la personnalisation et l'adaptation des contenus et des formats aux spécificités de chacun, l'amélioration de l'estime de soi, de l'indépendance, de la réussite, de l'apprentissage ou encore de la qualité de vie des personnes ayant des incapacités intellectuelles et développementales [30], [31], [32]. Les technologies d'assistance sont efficaces pour accroître les compétences dans différents domaines, comme la recherche d'emploi [30], [33], [34], la communication [35], la mobilité [36], les activités de la vie quotidienne, l'inclusion dans la communauté et les loisirs [37].

Certaines assistances numériques peuvent aider une personne à effectuer différentes tâches ou activités. Par exemple, [38] ont conçu et évalué l'impact d'un système portatif informatisé qui fournit des indications auditives et graphiques pour améliorer deux tâches professionnelles différentes (pliage de boîtes à pizza et emballage d'un produit commercial). Les individus avec DI ont effectué chaque tâche avec et sans l'aide. Les résultats montrent l'efficacité de ce soutien pour améliorer la performance et l'indépendance dans la réalisation d'une tâche. Une méta-analyse [39] confirme que la technologie est devenue un soutien important pour permettre aux personnes avec DI d'obtenir et de conserver un emploi. Pour ce qui est des compétences liées aux loisirs, l'efficacité de l'aide numérique a été démontrée pour des activités comme jouer aux cartes, sélectionner un programme de télévision, lire une cassette vidéo ou pratiquer un jeu sur ordinateur [37].

Toutes ces études soulignent l'importance des technologies d'assistance pour aider les personnes avec DI à acquérir ou à maintenir des compétences diverses dans différents domaines de la vie quotidienne. Cependant, peu d'assistances numériques ont pour but d'aider les individus à planifier leur avenir, à faire des choix, à se fixer des buts personnels, et à élaborer un projet de vie. Par exemple, l'outil WorkSight est une application aidant les personnes avec DI à exprimer leurs préférences professionnelles [34], mais cet outil se concentre uniquement sur le domaine de l'emploi.

Dans ce contexte, nous avons développé l'outil numérique « C'est ma vie ! Je la choisis. » d'aide à l'élaboration d'un projet de vie à destination des personnes avec DI, adapté de la méthode de gestion des buts personnels [29]. Plus d'une centaine d'entretiens auprès de futurs utilisateurs et de leurs aidants ont été menés dans le cadre d'une démarche centrée utilisateur. Ces entretiens confirment que le projet de vie est perçu par les personnes avec T21, les aidants familiaux et les aidants professionnels comme un élément majeur dans le parcours des personnes avec T21. Mais ils soulignent également les difficultés d'élaboration d'un projet de vie (par exemple, la communication entre les différentes parties prenantes, l'influence extérieure ou encore le manque de compétences liées à l'élaboration du projet, etc.) et la nécessité d'une assistance appropriée. La conception de notre outil a reposé (via ces différents entretiens) sur une analyse des besoins en assistance, l'utilisation d'une démarche de conception participative, des tests utilisateurs menés sur les différents prototypes ainsi que la prise en compte des recommandations de conception issues de la littérature [32], [40], [41], [42], [43], [44], [45], [46]. Cette démarche participative nous a permis de valider l'outil auprès des futurs utilisateurs en termes d'utilisabilité, d'efficacité, d'efficience et de satisfaction [47]. Ce travail a été primé par la Fondation Internationale de le Recherche Appliquée sur le Handicap (FIRAH ; 1er prix « Soutenir la recherche appliquée » en 2014) et a également reçu le premier prix aux trophées de l'accessibilité universelle de l'Association pour Adultes et Jeunes Handicapés (APAJH).

L'assistant numérique est disponible en ligne à l'adresse http://www.monprojetdevie.trisomie21-france.org/. Il aborde 4 thématiques complémentaires, toutes débutant par une description (à l'aide de vidéos) de leur contenu, de leur intérêt et de ce qui est demandé à l'utilisateur.

La première partie « Choisir, c'est quoi ? » consiste à définir et à proposer des exercices sur la notion de choix (qu'est ce qu'un choix, ce que nous pouvons choisir, ce que nous ne pouvons pas choisir, etc.). Des questions telles que « Est-ce que tu choisis tes amis ? » ou « Peux-tu choisir tes parents ? » sont proposées à l'utilisateur (Fig. 1C).

Dans la deuxième partie « Ma vie », l'utilisateur est invité à répondre à des questions sur son passé et son présent, afin de

l'aider à se projeter dans l'avenir. Dans cette partie, la personne peut inclure des photographies d'elle à différentes périodes de sa vie (Fig. 1D), puis, choisir des images pour indiquer ce qu'elle a aimé faire durant ces périodes (sports, jeux, films, etc. : Fig. 1E).

La troisième partie « Ce qui est important pour moi » permet de réfléchir à la notion de valeur (quelles sont les valeurs importantes, quelles sont les valeurs que nous ne partageons pas, etc.). Des valeurs (issues des valeurs du profil de Reiss ; [48]) sont présentées et définies. Un quizz permet alors à la personne de choisir celles qui lui paraissent importantes (Fig. 1F) et de les classer en fonction de ses intérêts (Fig. 1G).

Dans la quatrième partie « Mon projet », les participants sont amenés à réfléchir à ce qu'ils souhaitent faire plus tard dans de nombreux domaines tels que la vie familiale, les loisirs, l'éducation, la vie professionnelle, etc. La personne est invitée à considérer les projets qu'elle souhaite réaliser dans différents domaines (logement, travail, vie affective et loisirs : Fig. 1H), à les classer en fonction de ses intérêts, et à tenter de définir les besoins nécessaires pour y parvenir (Fig. 1I).

L'outil comprend également une page d'expression libre où la personne peut écrire, dire ou sélectionner des images ou pictogrammes afin de s'exprimer librement sur son projet de vie (Fig. 1A). A tout moment, elle peut accéder au récapitulatif de ses réponses (Fig. 1B).

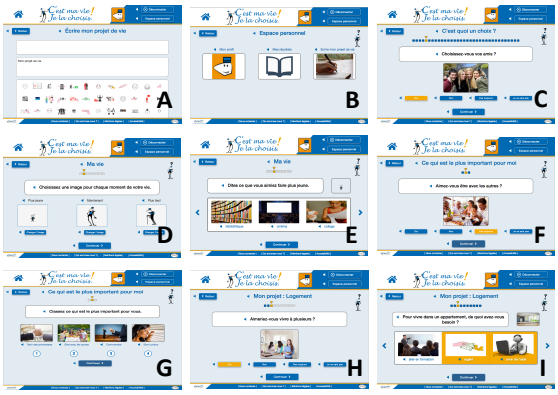


Fig. 1. Exemples de pages de l'outil « C'est ma vie ! Je la choisis. ».

Dans ce contexte, le présent travail est une étude préliminaire qui a pour objectif d'évaluer, auprès de cinq adultes avec T21, l'efficacité de l'assistant sur l'élaboration d'un projet de vie ainsi que sur différents paramètres de santé tels que le bien être, l'estime de soi, la perception d'autodétermination et le niveau d'anxiété.

II. Methode

A. Participants

5 adultes avec T21 (3 femmes et 2 hommes) ont participé à cette étude. Les participants ont été recrutés auprès de l'association Trisomie 21 Gironde (France) et étaient accompagnés par des éducateurs du SAVS et du SAT. Il vivaient soit seuls dans leur appartement soit chez leurs parents et avaient tous des expériences professionnelles en milieu ordinaire.

Les profils neuropsychologiques des 5 participants ont été réalisés. Les tests effectués comprenaient la version abrégée du QI [49], [50], les tests de vocabulaire, de compréhension, de mémoire à court terme (MCT) et de mémoire de travail (MDT) verbale issus du WISC IV [50], ainsi que le LARIDI qui est une échelle d'évaluation de l'autodétermination [51]. Les données démographiques et le profil neuropsychologique moyen des 5 participants sont présentés dans le tableau 1.

TABLE I. Données démographiques et profil neuropsychologique des participants

Caractéristiques	Description	Données
Genre	Homme	2
	Femme	3
Age	Min	23
	Max	43
	Moy (ET)	31.0 (7.5)
QI	Min	35
	Max	84
	Moy (ET)	44,8 (21.9)
Age Mental	Min	5.6
	Max	13.4
	Moy (ET)	7.2 (3.5)
Vocabulaire	Min	7
	Max	25
	Moy (ET)	14.5 (6.2)
Compréhension	Min	3
	Max	27
	Moy (ET)	11.6 (9.5)
MCT	Min	2
	Max	6
	Moy (ET)	3.4 (1.7)
MDT	Min	3
	Max	8
	Moy (ET)	4.4 (2.1)
Autodéterminaton	Min	93
	Max	112
	Moy (ET)	102.6 (8.6)

B. Matériel

Les évaluations pré et post utilisation de l'outil comprenaient l'échelle d'estime de soi de Rosenberg (ES ; [52], [53]), le questionnaire sur les inquiétudes de Penn State (PSWQ ; [54], [55]), l'échelle de perception de l'autodétermination dans les domaines de la vie (EPADV ; [56]) et les échelles du bien être psychologique (BEP ; [57], [58]).

L'échelle de perception de l'autodétermination (EPADV ; [56]) évalue la perception d'autonomie dans la vie générale (EPADV-VG), dans la vie académique (EPADV-VA), dans les relations interpersonnelles (EPADV-RI) et dans les loisirs (EPADV-L).

Les échelles du bien être psychologique (BEP ; [57], [58]) portent sur l'autonomie (BEP-A), les compétences (BEP-C), la croissance personnelle (BEP-CP), les relations positives avec autrui (BEP-RA), le sens à la vie (BEP-SV) et l'acceptation de soi (BEP-AS).

Enfin, un questionnaire demandant aux personnes d'expliciter leur projet de vie (PDV) était également proposé avant et après l'utilisation de l'outil. Il se composait de deux parties distinctes. La première partie interrogeait le sujet sur ses

projets futurs en lui demandant de formuler des réponses libres (PDV-L : par exemple : « Quel est votre projet de vie ? » ou encore « Que voulez-vous faire plus tard concernant votre travail ? »). Dans la deuxième partie, le participant était invité à choisir les projets qu'il souhaitait réaliser parmi un choix fermé de réponses (PDV-S). Les questions étaient les mêmes que celles de la première partie.

C. Procédure

Les participants ont réalisé 4 à 6 entretiens d'une heure en fonction de leur vitesse d'avancement d'utilisation de l'outil. L'outil a été utilisé par les participants durant une période approximative de 3 semaines.

Pour chaque participant, le premier et le dernier entretiens étaient dédiés aux évaluations pré- et post- utilisation de l'outil. Une batterie de tests comprenant l'échelle d'estime de soi de Rosenberg, le questionnaire sur les inquiétudes de Penn State, l'échelle de perception de l'autodétermination dans les domaines de la vie, les échelles du bien être psychologique et le questionnaire sur l'explicitation du projet de vie a été proposée aux participants lors de ces entretiens.

Les entretiens intermédiaires étaient consacrés à l'utilisation de l'outil. Une explication du fonctionnement de l'outil était proposée lors de la première séance d'utilisation puis les participants réalisés chaque partie à la vitesse et la fréquence qu'ils souhaitaient.

III. Resultats

Les évaluations ont montré une amélioration en moyenne (après l'utilisation de l'outil numérique) pour les cinq participants en ce qui concerne les échelles de bien être psychologique de Ryff dans les dimensions d'autonomie (BEP-A), de relations positives avec autrui (BEP-RA), de sens à la vie (BEP-SV) et d'acceptation de soi (BEP-AS). Des améliorations de l'estime de soi (RSE) et de la perception globale de l'autodétermination (EPADV) plus particulièrement, dans le domaine des relations interpersonnelles (EPADV-R) ont également été observées. Enfin, une diminution moyenne des inquiétudes a également été observée (PSWQ).

De plus, le nombre d'idées libres abordées dans le questionnaire sur le projet de vie (PDV-L) est augmenté après l'utilisation de l'outil pour l'ensemble des participants.

L'ensemble de ces résultats est présenté dans le tableau 2.

TABLE II. Résultats de l'évaluation de l'outil « C'est ma vie ! Je la choisis. ».

Tests	Différence pré-post Moy (ET)
BEP-A	9.2 (5.6)
BEP-C	0 (7.3)
BEP-CP	0.4 (14.1)
BEP-RA	2.4 (5.5)
BEP-SV	5 (7.2)
BEP-AS	5 (7.6)
EPADV	1.2 (3.6)
EPADV-VG	1.2 (3.1)
EPADV-VA	0 (2.1)
EPADV-RI	2.4 (5,9)
EPADV-L	0.6 (3.8)
PSQW	-1.2 (9.9)
ES	1.8 (1.9)
LP-L	6 (3.1)
LP-S	1.4 (3.6)

IV. Discussion

La possibilité de réfléchir à son avenir et d'élaborer un projet de vie est une question cruciale pour tout un chacun, et évidemment aussi pour les personnes avec une DI. De plus, en France, l'explicitation d'un projet de vie est le point de départ des procédures permettant à une personne en situation de handicap d'obtenir des compensations (financière, humaine, etc.) l'aidant à réaliser ses projets.

Dans ce contexte, l'objectif de cette étude préliminaire était de valider l'efficacité de l'outil d'aide à l'élaboration d'un projet de vie « C'est ma vie ! Je la choisis. » et d'évaluer les répercussions de son utilisation en termes de bien être, d'estime de soi, de perception d'autodétermination et de niveau d'inquiétude auprès de cinq adultes avec T21.

Les premiers résultats suggèrent que l'assistant que nous avons conçu permet : 1) d'améliorer la richesse du projet de vie des adultes avec T21, 2) d'augmenter leur sentiment de bien être dans les dimensions d'autonomie, de relations positives avec autrui, de sens à la vie et d'acceptation de soi, 3) d'augmenter la perception de l'autodétermination plus particulièrement, dans le domaine des relations interpersonnelles 4) d'augmenter l'estime de soi et 5) de diminuer les inquiétudes.

Les résultats de notre étude confortent l'importance des notions d'autodétermination et de projet de vie dans le parcours des personnes avec DI. Ils rejoignent les résultats des travaux montrant que, la poursuite de buts personnels est reliée positivement à la satisfaction de vivre et négativement à la dépression [13], l'anxiété [14], le développement personnel [17], et le sentiment d'efficacité personnelle [18].

Ils rejoignent également les travaux portant sur d'autres populations comme, par exemple, les personnes âgées. Une étude [29] a proposé une méthode, appelée méthode de gestion des buts personnels, visant à aider les personnes âgées à élaborer et à atteindre de nouveaux buts personnels. La méthode consiste à inviter les personnes (au cours de nombreux entretiens) à imaginer des buts simples et concrets (comme par exemple avoir de nouveaux amis), à identifier les étapes permettant d'atteindre ces buts, à valider les étapes et les buts réalisés, à évaluer le niveau de satisfaction associé à l'atteinte de ces objectifs, à imaginer alors de nouveaux buts, etc. Les résultats montrent une amélioration importante de nombreux paramètres de santé (bien être psychologique, bonheur, anxiété, etc.) chez le groupe expérimental ayant suivi cette méthode et une persévérance de cette amélioration durant 6 mois après l'intervention en comparaison d'un groupe contrôle.

Notre étude souligne également l'importance des technologies de soutien à l'autodétermination et leur efficacité notamment pour les personnes avec déficience intellectuelle. Dans une méta-analyse, [59] recense les principaux assistants numériques proposés et expérimentés auprès de personnes avec DI (notamment des aides à la tâche, tels que l'aide à la réalisation de repas, à l'utilisation d'une carte de crédit, etc.).

Les résultats de ces études montrent généralement une bonne efficacité de ces assistants avec des procédures et des acquisitions qui peuvent être maintenues plusieurs semaines après la phase d'apprentissage. Notre étude apporte une dimension nouvelle en montrant que les technologies de soutien à l'autodétermination peuvent également aider à se projeter dans l'avenir et à élaborer de nouveaux buts et de nouveaux projets, ce qui constituent une activité extrêmement complexe pour les personnes présentant une DI.

Pour conclure, nos résultats confortent l'idée que la capacité à élaborer un projet de vie (guide pour poursuivre des objectifs personnels) joue un rôle majeur dans le développement individuel des adultes avec T21. Sur le principe de la méthode de gestion des buts personnels, nos perspectives sont de poursuivre nos réflexions sur l'assistant numérique en approfondissant l'aide à la définition de nouveaux buts personnels et à l'identification des étapes permettant de réaliser les buts fixés. Nos perspectives sont également de mieux définir cette notion de "projet de vie" qui apparait comme un élément crucial de tous parcours individuels, et également un élément majeur du bien être et de la santé pour les personnes en situation de handicap.

ACKNOWLEDGMENT

Cette recherche est soutenue par la Fondation Internationale de la Recherche Appliquée sur le Handicap et le Comité national Coordination Action Handicap

REFERENCES

[1] Clarke, A.M., Clarke, A.D., & Berg, J. (1985). *Mental deficiency: The changing outlook.* London: Methuen.

[2] Bruni, M. (2006). Fine motor skills for children with Down syndrome (second edition). Bethesda, MD: Woodbine House.

[3] Brown, J. H., Johnson, M. H., Paterson, S. J., Gilmore, R., Longhi, E., & Karmiloff-Smith, A. (2003). Spatial representation and attention in toddlers with Williams syndrome and Down syndrome. *Neuropsychologia, 41(8),* 1037-1046.

[4] Jarrold, C., & Baddeley, A. (2001). Short-term memory in Down syndrome: applying the working memory model. *Down Syndrome Research and Practice, 7(1),* 17-23.

[5] Rondal, J. A. (1995). Exceptional language development in Down syndrome: Implications for the cognition-language relationship. Cambridge University Press.

[6] Kumin, L. (1996). Speech and language skills in children with Down syndrome. Mental *Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews, 2(2),* 109-115.

[7] Lanfranchi, S., Jerman, O., Dal Pont, E., Alberti, A., & Vianello, R. (2010). Executive function in adolescents with Down syndrome. *Journal of Intellectual Disability Research, 54(4),* 308-319.

[8] Malak, R., Kotwicka, M., Krawczyk-Wasielewska, A., Mojs, E., & Szamborski, W. (2013). Motor skills, cognitive development and balance functions of children with Down syndrome. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine, 20(4).*

[9] Lott, T. & Dierssen, M. (2010). Cognitive deficits and associated neurological complications in individuals with Down's syndrome. *Lancet Neurol*, 9: 623-33.

[10] Felce, D., & Emerson, E. (2001). Living with support in a home in the community: Predictors of behavioral development and household and community activity. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Reviews, 7,* 75 – 83

[11] Wehmeyer, M. (1997). Self-determination as an educational outcome: A definitional framework and implications for intervention. *Journal of developmental and physical disabilities, 9(3),* 175-209.

[12] Lachapelle, Y., & Wehmeyer, M. L. (2003). L'autodétermination. *La déficience intellectuelle*, 203-214.

[13] Emmons, R. A. (1986). Personal strivings: Toward a theory of personality and subjective well-being.

[14] Hosen, R. (1990). Strategies for enhancing psychological well-being. *Psychology: A Journal of Human Behavior*, *27*, 20–29.

[15] Reker, G. T., & Wong, P. T. P. (1984). Psychological and Physical Well-Being in the Elderly: The Perceived Well-Being Scale (PWB). *Canadian Journal on Aging / La Revue Canadienne Du Vieillissement*, *3*(1), 23–32. https://doi.org/10.1017/S0714980800006437

[16] Cross, S., & Markus, H. (1991). Possible selves across the life span. *Human Development*, *34*(4), 230–255.

[17] Liber, H.S. (1982). Applications of a theory of personality functioning and change to three career identity changes faced by the elderly. In J.O. Raynor et E.E. Entin (dir.), Motivation, career striving and aging (p. 353-370). Washington, DC: Hemisphere.

[18] Bandura, A. (1993). Perceived Self-Efficacy in Cognitive Development and Functioning. *Educational Psychologist*, *28*(2), 117–148. https://doi.org/10.1207/s15326985ep2802_3

[19] Lee, S. H., Wehmeyer, M. L., Palmer, S. B., Soukup, J. H., & Little, T. D. (2008). Self-determination and access to the general education curriculum. The Journal of Special Education, 42(2), 91-107.

[20] Wehmeyer, M. L., & Abery, B. H. (2013). Self-determination and choice. *Intellectual and Developmental Disabilities*, *51*(5), 399-411

[21] Lachapelle, Y., Wehmeyer, M. L., Haelewyck, M. C., Courbois, Y., Keith, K. D., Schalock, R., ... & Walsh, P. N. (2005). The relationship between quality of life and self-determination: an international study. Journal of Intellectual Disability Research, 49(10), 740-744.

[22] Shogren, K. A., Palmer, S. B., Wehmeyer, M. L., Williams-Diehm, K., & Little, T. D. (2012). Effect of intervention with the Self-Determined Learning Model of Instruction on access and goal attainment. *Remedial and Special Education*, *33*(5), 320-330.

[23] Shogren, K. A., Wehmeyer, M. L., Palmer, S. B., & Paek, Y. (2013). Exploring personal and school environment characteristics that predict self-determination. *Exceptionality*, *21*(3), 147-157.

[24] Stancliffe, R. J., Abery, B. H., & Smith, J. (2000). Personal control and the ecology of community living settings: Beyond living-unit size and type. *American Journal on Mental Retardation, 105(6),* 431-454.

[25] Wehmeyer, M. L., Kelchner, K., & Richards, S. (1995). Individual and environmental factors related to the self-determination of adults with mental retardation. *Journal of Vocational Rehabilitation, 5(4),* 291-305.

[26] Wehmeyer, M. L., & Metzler, C. A. (1995). How self-determined are people with mental retardation? The National Consumer Survey. *Mental Retardation,* 33, 111-119.

[27] Levén, A., Lyxell, B., Andersson, J., Danielsson, H., & Rönnberg, J. (2008). Prospective memory, working memory, retrospective memory and self-rated memory performance in persons with intellectual disability. *Scandinavian Journal of Disability Research*, *10*(3), 147-165.

[28] Bara, M., & Haelewyck, M. C. (2011). Imagine ton projet de vie ! Un outil d'aide à la formulation et la mise en œuvre du projet de vie des personnes porteuses de trisomie 21. Belgique : Service d'orthopédagogie clinique, Handicap et vieillissement.

[29] Dubé, M., Lapierre, S., Bouffard, L., & Labelle, R. (2000). Le bien-être psychologique par la gestion des buts personnels: Une intervention de groupe auprès des retraités. *Revue Québécoise de Psychologie*, *21*(2), 255–280.

[30] Davies, D.K., Stock, S.E. & Wehmeyer, M.L. (2001). Enhancing independent internet access for individuals with mental retardation through use of specialized web browser: A pilot study. *Education and Training in Mental Retardation and Developmental Disabilities, 36,* 107-113.

[31] Green, D. W. (1995). The Benefits of Multimedia Computer Software for Students with Disabilities. *Doctoral seminar in topic in special education at Bringhamton University*.

[32] Braddock, D., Rizzolo, M. C., Thompson, M., & Bell, R. (2004). Emerging technologies and cognitive disability. *Journal of Special Education Technology, 19(4),* 49-56.

[33] Lancioni, G. E., Dijkstra, A. W., O'Reilly, M. F., Groeneweg, J., & Van den Hof, E. (2000). Frequent versus nonfrequent verbal prompts delivered unobtrusively: Their impact on the task performance of adults with intellectual disability. *Education and Training in Mental Retardation and Developmental Disabilities, 35(4),* 428-433.

[34] Stock, S. E., Davies, D. K., Secor, R. R., & Wehmeyer, M. L. (2003). Self-directed career preference selection for individuals with intellectual disabilities: Using computer technology to enhance self-determination. *Journal of Vocational Rehabilitation, 19(2),* 95-103.

[35] Blamires, M. (Ed.). (1999). *Enabling technology for inclusion*. SAGE.

[36] Lancioni, G. E., Oliva, D., Formica, M. M., & Rossetti, A. (1988). Applicability of a computer-aided program to increase the occupational engagement of low-functioning blind persons. *Journal of the multihandicapped person, 1(4),* 271-280.

[37] Collins, B.C., Hall, M. & Branson, T.A. (1997). Teaching leisure skills to adolescents with moderate disabilities. *Exceptional Children, 63,* 499-512.

[38] Davies, D. K., Stock, S. E. & Wehmeyer, M. L. (2002). Enhancing independent task performance for individuals with mental retardation through use of a handheld self-directed visual and audio prompting system. *Education and Training in Mental Retardation and Developmental Disabilities, 37,* 209-218.

[39] Wehmeyer, M. L., Palmer, S. B., Smith, S. J., Parent, W., Davies, D. K., & Stock, S. (2006). Technology use by people with intellectual and developmental disabilities to support employment activities: A single-subject design meta analysis. *Journal of Vocational Rehabilitation, 24(2),* 81-86.

[40] Bohman, P. (2004). *Cognitive disabilities part 1: we still know too little and we do even less*. Retrieved April 1, 2005 from http://www.webaim.org/techniques/articles/cognitive_too_little/.

[41] Bohman, P. R., & Anderson, S. (2005). A conceptual framework for accessibility tools to benefit users with cognitive disabilities. In *Proceedings of the 2005 International Cross-Disciplinary Workshop on Web Accessibility (W4A)* (pp. 85-89). ACM.

[42] Brown, D. J., Standen, P., Evett, L., Battersby, S., & Shopland, N. (2010). Designing serious games for people with dual diagnosis: learning disabilities and sensory impairments. In *Design and implementation of educational games: theoretical and practical perspectives* (pp. 424-439). IGI Global.

[43] Hitchcock, C., & Stahl, S. (2003). Assistive technology, universal design, universal design for learning: Improved learning opportunities. *Journal of Special Education Technology, 18(4),* 45-52.

[44] Sevilla, J., Herrera, G., Martínez, B., & Alcantud, F. (2007). Web accessibility for individuals with cognitive deficits: A comparative study between an existing commercial web and its cognitively accessible equivalent. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)*, *14*(3), 12.

[45] Wehmeyer, M. L., Smith, S. J., Palmer, S. B., Davies, D. K., & Stock, S. E. (2004). Technology use and people with mental retardation. In L. M. Glidden (Ed.), *International Review of Research in Mental Retardation* (Vol. 29, pp. 293–337). San Diego: Academic Press.

[46] Cawley, J. F., Foley, T. E., & Miller, J. (2003). Science and Students with Mild Disabilities: Principles of Universal Design. *Intervention in School and Clinic*, *38*(3), 160-171.

[47] Landuran, A., Haelewick, M. C., Bastien, R., Consel, C., N'Kaoua (en spumission). Designing a digital assistant for developing a life plan.

[48] Reiss, S., & Havercamp, S. M. (1998). Toward a comprehensive assessment of fundamental motivation: Factor structure of the Reiss Profiles. *Psychological Assessment*, *10*(2), 97.

[49] Grégoire, J., 2006. L'examen clinique de l'intelligence de l'enfant. Mardaga, Sprimont.

[50] Wechsler D. (2005). *The Wechsler Intelligence Scale for Children, fourth edition (WISC-IV)*. Éditions du centre de psychologie appliquée. Paris.

[51] Wehmeyer, M., Lachapele, Y., Boisvert, D., Leclerc, D., & Morrissette, R. (2001). *L'échelle d'autodétermination du LARIDI* (version adultes). Québec: Laboratoire de recherche interdépartementale en déficience intellectuelle.

[52] Rosenberg, M. (1965). Rosenberg self-esteem scale (RSE). *Acceptance and commitment therapy. Measures package*, *61*, 52.\

[53] Vallieres, E. F., & Vallerand, R. J. (1990). Traduction et validation canadienne-française de l'échelle de l'estime de soi de Rosenberg. *International journal of psychology*, *25*(2), 305-316.

[54] Meyer, T. J., Miller, M. L., Metzger, R. L., & Borkovec, T. D. (1990). Development and validation of the Penn State Worry Questionnaire. *Behaviour research and therapy*, *28*(6), 487-495.

[55] Gosselin, P., Dugas, M. J., Ladouceur, R., & Freeston, M. H. (2001). Évaluation des inquiétudes : validation d'une traduction française du Penn State Worry Questionnaire. *L'encéphale*, *27*, 475-484.

[56] Blais, M. R., & Vallerand, R. J. (1991). *Échelle de perception d'autodétermination dans les domaines de vie (ÉPADV-16)*. Unpublished manuscript. Université du Québec.

[57] Ryff, C. D. (1989). Happiness is everything, or is it? Explorations on the meaning of psychological well-being. *Journal of personality and social psychology*, *57*(6), 1069.

[58] Lapierre, S., & Desrochers, C. (1997). Traduction et validation des Échelles de bien-être psychologique de Ryff. *Trois-Rivières, Canada: Université du Québec à Trois-Rivières*.

[59] Ramdoss, S., Lang, R., Fragale, C., Britt, C., O'Reilly, M., Sigafoos, J., ... & Lancioni, G. E. (2012). Use of computer-based interventions to promote daily living skills in individuals with intellectual disabilities: A systematic review. *Journal of Developmental and Physical Disabilities*, *24*(2), 197-215.

Accessibilité aux informations textuelles et visuelles sur les sites web pour les personnes avec une déficience visuelle

Katerine ROMEO, Edwige PISSALOUX
Laboratoire LITIS/CNRS FR 3638
Université de Rouen Normandie
Saint Etienne du Rouvray, France
katerine.romeo@univ-rouen.fr

Frédéric SERIN
Laboratoire LITIS/CNRS FR 3638
Université du Havre Normandie
Le Havre, France

***Abstract*—L'accès aux informations numériques textuelles et visuelles pour les personnes ayant une déficience visuelle (PPIV) devient très difficile avec les lecteurs d'écran qui ne sont pas adaptés aux différents sites sur le web. Ce papier analyse l'utilisation des différentes technologies pour accéder au contenu numérique et établir des améliorations de recommandations existantes pour la conception des sites web accessibles à tous. Les résultats d'évaluation préliminaire avec les PPIV du site web de notre projet ACCESSPACE réalisé en tenant compte des améliorations proposées confirment leur pertinence.**

Keywords—e-Accessibilité, information visuelle, Déficience visuelle, information tactile.

I. INTRODUCTION

Nous sommes tous « connectés » et sollicités en permanence pour rechercher des informations sur le web, pour nous inscrire sur différents sites, pour remplir des formulaires en ligne, pour envoyer et recevoir des courriels, pour utiliser différentes applications mobiles, etc. Ces actions font partie intégrante de la société numérique. Or cette société est multimodale avec la prédominance de la vision et de la perception visuelle. Cette prédominance constitue un sérieux frein à l'accès à l'information numérique et à l'intégration de tous à cette société numérique, notamment des personnes présentant une incapacité visuelle (PPIV) et des séniors ; elle crée « l'illettrisme numérique » de ces membres de notre société.

Cette situation d'exclusion devient préoccupante car, selon l'OMS (Organisation Mondiale de la Santé) 285 millions de personnes souffrent de déficience visuelle dans le monde [1]. Parmi les PPIV répertoriées, 4,5 % environ ont une déficience de perception de couleur (la difficulté de distinction de teinte des couleurs et de sensibilité à la luminosité), 4 % de personnes ont une vision tubulaire ou un champ de vue réduit ou encore des problèmes d'acuité visuelle, et 0,6 % sont des non-voyants [2]. Ces maladies impactent directement la localisation de l'information sur les sites internet ainsi que l'acquisition et la compréhension des connaissances qui y sont attachées.

Plusieurs causes peuvent être à l'origine des difficultés d'accès à l'information contenue sur les sites web ; elles peuvent être liées aux sites et/ou aux technologies d'accès aux sites, présentes sur le marché, tant logicielles (ex. lecteurs d'écran) que matérielles (ex. les interfaces à stimulation tactile). Aussi, la conception et la réalisation des sites internet accessibles à tous, accessibles de façon intuitive, exigent une approche holistique et une expérimentation avec « un laboratoire vivant » (living lab).

Ce papier propose une approche holistique du problème d'accessibilité aux sites internet. Après une brève analyse des mécanismes cognitifs de lecture que l'on met en place lors de son apprentissage (II), on analyse l'état de l'art des technologies actuelles (III). Ces deux sections permettent d'établir des améliorations de recommandations existantes pour la conception des sites web accessibles à tous (section IV). Finalement la section (V) présente : (1) une méthode de conception et d'évaluation d'accessibilité de sites web, et (2) les résultats préliminaires d'évaluation d'un site web réalisé pour le projet ACCESSPACE. Finalement, la section (VI) résume les principaux résultats de cette recherche, et propose leur extension.

II. MECANISMES COGNITIFS D'EXPLORATION D'UN DOCUMENT NUMERIQUE

L'apprentissage de lecture de personnes saines et de déficients visuels est basé sur les mêmes mécanismes qui ont été traduits plus ou moins efficacement par les technologies d'assistance de lecture. Cette section rappelle les éléments usuels constituant une page et un document à lire (A), puis les principaux mécanismes naturels d'exploration d'un document lu (B), des supports de représentation de l'information (C), et leurs inconvénients (D).

A. Elements usuels constituant un document numérique

La structuration d'un document numérique essaie de mettre en œuvre les lois de perception (théorie de Gestalt [12]). Cette théorie stipule que le lecteur utilise ses capacités naturelles d'organisation de l'information par regroupement et

en distinguant les différents éléments. La perception visuo-spatiale utilise le principe de similarité, la hiérarchie visuelle et la complexité hiérarchique. L'espace est organisé en utilisant les attributs pour la ségrégation visuelle comme des éléments graphiques ou des effets de contraste.

Ces principes ont été implantés dans un document numérique en l'organisant en deux parties obligatoires. La première partie (l'en-tête) est constituée des métadonnées, c'est-à-dire les informations qui identifient le document et qui caractérisent son contenu. Cette partie permet donc l'indexation de tout document électronique. La deuxième partie est le plan structurel qui présente l'organisation logique du document qui sous-tend le discours, les propos développés. Il comprend des titres, des chapitres, des sections, des sous-sections, des blocs de texte, des blocs d'images, des tableaux, une bibliographie, etc. [3] [4].

Un document HTML est un exemple-type d'un document électronique. Il est constitué d'un en-tête qui précise le titre de la page, les métadonnées de description et de mots clés. Certaines de ces informations sont utilisées pour le référencement de la page web. Le corps de la page (appelé body) est constitué d'éléments sémantiques comme en-tête, menu de navigation, sections, articles, pied de page, etc. Chaque élément d'un document HTML est encadré par une balise qui indique la fonction de cet élément. Un élément de la page courante peut contenir d'autres éléments comme paragraphes, images, vidéos, formulaires etc. Ainsi, les balises sont imbriquées.

Trois caractéristiques syntaxiques inhérentes facilitent l'accès au contenu [6] et attirent l'attention sur : la visibilité (ou le contraste), la lisibilité et l'attention visuelle, qui permet de repérer le contenu d'un document et d'appréhender son sens.

B. Lecture naturelle d'un document numérique

Nous utilisons différentes stratégies cognitives pour lire un document. Une stratégie est une démarche consciente mise en place pour comprendre le document ; elle intègre une suite de processus cognitifs élémentaires (Fig. 1) [5].

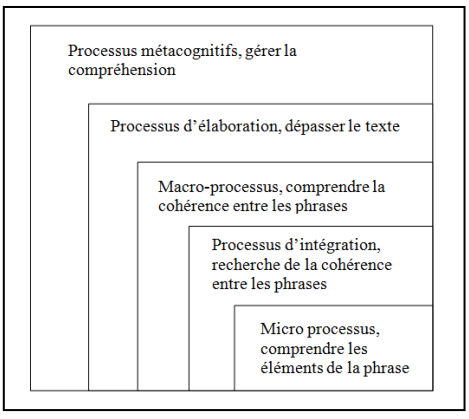


Fig. 1 Processus cognitifs de base connus sous-tendant la lecture [5]

Le processus de lecture et sa vitesse varie avec le but de la lecture. Comme le montre le tableau 1, la lecture pour apprendre et pour mémoriser prend trois à quatre fois plus de temps qu'un balayage seul d'une page.

Activité	Fonction	Vitesse de lecture
Balayage	Rechercher un mot rapidement	600 mots/mn
Ecrémage	Rechercher un contenu rapidement	450 mots/mn
Lecture normale	Lecture silencieuse	300 mots/mn
Lire pour apprendre	Lire pour acquérir un nouveau contenu	200 mots/mn
Lire pour mémoriser	Lire pour mémoriser un texte	138 mots/mn

Tableau 1. Différents vitesses de lecture en fonction de l'activité [6] [7]

La vitesse de lecture est une variable personnelle ; on a estimé qu'un lecteur rapide lit (via les saccades) plus de 500 mots par minute, qu'un lecteur moyen lit entre 200 et 250 mots par minute et qu'un lecteur lent lit moins de 100 mots par minute [6]. Cette vitesse dépend aussi du type de document à lire et de son support matériel: linéaire (une page web, un livre) (1) ou non-linéaire (plusieurs pages web) (2) car les processus cognitifs mis en jeu ne sont pas les mêmes.

1) Lecture naturelle d'un document linéaire: La lecture d'un document linéaire, par exemple, un livre, se fait de façon séquentielle ; les mots sont identifiés et la position de certains mots importants dans la page est mémorisée. Ce processus permet des retours en arrière à une place fixe pour une meilleure assimilation de certaines informations. Le contexte reste donc stable, et les processus d'appréhension et de mémorisation de l'information sont renforcés.

Lorsqu'on lit un texte sur une page de web, ce processus de mémorisation spatiale de mots est dégradé avec le déroulement (scrolling) vertical, voire avec les mises à jour instantanées de page (par exemple les documents partagés, travail collaboratif): le lecteur est face à une instabilité spatiale et perd ses repères spatiaux.

2) Navigation naturelle dans un document non-linéaire: Les documents non-linéaires comprennent des hypertextes qui détournent l'attention du lecteur à cause du contexte élargi de la recherche. La consultation de plusieurs pages en parallèle, tout en enrichissant les connaissances sur le sujet, peuvent néanmoins amener la confusion avec des répétitions. Dans le but de compréhension d'un document non-linéaire, le lecteur doit se construire une représentation mentale du contenu. Cette représentation est complétée ensuite par les recherches effectuées dans le document. Ainsi l'image mentale du contenu évolue en une structure arborescente car c'est une structure algorithmique habituellement mise en œuvre par les réalisateurs de sites, et exige des nouveaux processus de navigation dans une arborescence. Aussi, cette activité de navigation dans un document non-linéaire utilise différents processus cognitifs : de navigation, de sélection de l'information, de traitement spatial du document et de la construction de la représentation de l'information dans le

document [8]. A cela s'ajoute le partage stratégique de l'attention nécessaire à l'analyse de plusieurs médias, textes, images, schémas, vidéos ou animations, ce qui entraîne une charge cognitive importante.

La principale difficulté de lecture d'un document non-linéaire électronique, réside dans le fait qu'à chaque collecte d'information sur internet une nouvelle facette de l'information peut apparaître (une instabilité de connaissance). Pour stabiliser la recherche d'information et écarter les informations non pertinentes un raisonnement spécifique devrait être mis en œuvre, comme le test d'hypothèses [9]. Si le but à atteindre est défini, chaque hypothèse (découverte d'une nouvelle facette de l'information) est successivement examinée, acceptée ou rejetée [10].

3) Accès au document et la déficience visuelle : Force est de constater que tous les éléments d'accès et d'exploration d'un document restent dans le domaine du visuel et sont non accessibles aux personnes présentant une déficience visuelle (PPIV) qui sont privées de la perception visuo-spatiale. La navigation dans un document ou sur internet pour la PPIV se passe différemment car avec le lecteur d'écran elle parcourt de façon séquentielle tout le document. Elle s'attend à trouver une structure de document linéaire ; e.g. pour un site web, le menu pour la navigation doit être toujours situé tout en haut à gauche de la page d'accueil. C'est le point de départ pour l'exploration du site qui devrait être accessible en premier avant toute autre information. Le menu de navigation devrait se trouver aussi dans le plan du site car les PPIV ont l'habitude de le consulter pour trouver les pages qui les intéressent. Ces hypothèses sont reprises par les lecteurs d'écran et renforcent le processus cognitif de recherche d'information des PPIV basé sur un balayage séquentiel d'un document (comme le balayage vidéo).

Pour les parties saillantes d'un document (comme des animations, des vidéos et des images), les PPIV peuvent consulter le texte explicatif pour les images, le sous-titrage et l'audiodescription pour les animations et les vidéos, à condition que ces moyens alternatifs aient été ajoutés. Mais ces opérations additionnelles exigent une concentration, une imagination et le temps.

Le traitement spatial du document pour les PPIV se réduit donc à une structure séquentielle et la représentation de l'information qui dépend étroitement du but recherché. Une PPIV ayant de l'expérience sur internet survole les titres qui ne correspondent pas à ce qu'il recherche, mais peut être très vite perdue si de nouvelles fenêtres s'ouvrent sans prévenir et l'empêchent de revenir au point de départ.

C. *Supports de représentation de l'information*

La représentation structurelle d'un document HTML est organisée par le Modèle Objet du Document (DOM) qui est une API (interface de programmation). Le DOM permet d'accéder aux éléments de la page web pour modifier le document et sa présentation visuelle en reliant les pages web aux scripts et langages de programmation. Les balises HTML décrivent la structure d'un document web et indiquent au navigateur comment afficher le document et les différents médias comme des images, des vidéos, fichiers audio, etc. La représentation structurelle de la page web est organisée de façon arborescente. Le navigateur parcourt cet arbre au chargement de la page web et affiche les différents éléments selon les indications des balises et du style de la page web.

Les balises comme en-tête (header), pied-de-page (footer), bloc vertical de côté (aside) devraient être situés à leur place de définition. La figure 2 montre l'organisation spatiale attendue par rapport à la définition des balises. Le menu (nav), devrait se placer le plus haut possible. Le plan du site devrait se situer dans le pied de page (footer). La figure 3 montre l'arborescence de la structure de la page web de la figure 2.

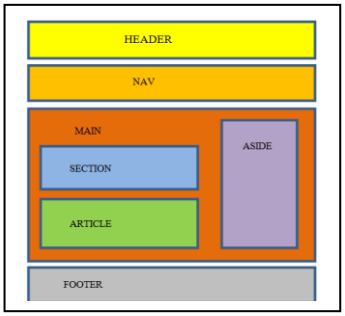


Fig. 2 Structure type d'une page web et son organisation spatiale

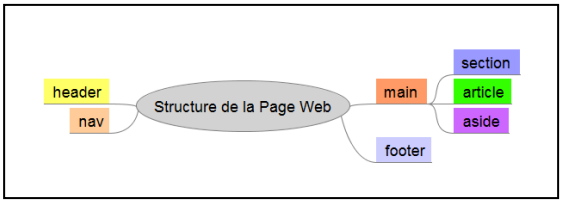


Fig. 3 Arborescence de la structure de la page web de la Fig. 2

D. *Inconvénients de certains supports de représentation de l'information*

Les personnes ayant une déficience visuelle, tout comme les personnes avec une vue correcte, cherchent une structure logique dans un document pour se construire une représentation correcte de l'information. L'organisation non explicite d'une page web où l'information recherchée est difficile à être localisée (car les balises HTML utilisées ne correspondent pas à leur fonction) ou l'organisation spatiale non habituelle des éléments du document peuvent désorienter les lecteurs. Les PPIV sont démunies devant des informations accessibles seulement visuellement comme la présence des informations 2D (ex. des tableaux, des images, des captchas graphiques, etc.). On peut citer aussi les formulaires exigeant des informations obligatoires à rentrer dans les champs indiqués en couleur, ou les formules mathématiques.

Les inconvénients des lecteurs d'écrans sont surtout liés à une représentation interne non standard d'un document ce qui induit un algorithme de navigation dans la page et dans le document qui varie d'un lecteur d'écran à un autre. Les PPIV sont amenées à effectuer des opérations élémentaires inutiles

ne permettant pas d'appréhender rapidement et de façon intuitive l'organisation logique du document (par exemple le retour à la page précédente entraîne souvent sa relecture dès la première ligne de la page initiale au lieu de la place où la page suivante a été appelée, etc.), et entraîne une surcharge cognitive [15], [16], [17], [18].

Des solutions sont proposées pour les personnes ayant des problèmes de distinction de couleur. Dès l'entrée sur le site, un réglage de couleur donne la possibilité d'augmenter le contraste ou sur demande des malvoyants, des traitements sur les images en les rendant monochrome ou en niveaux de gris (Fig. 4). Ces images peuvent être affichées sur un support tactile (cf. III.B).

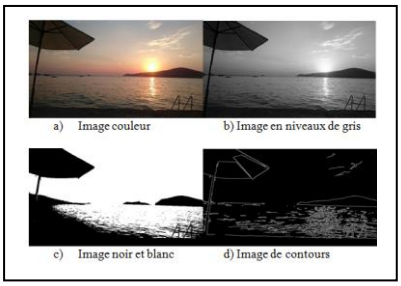


Fig. 4 Images en niveaux de gris (b), en noir et blanc (c) ou avec des contours (d) obtenues à partir d'une image couleur (a)

III. TECHNOLOGIES ACTUELLES D'ACCES A L'INFORMATION POUR LES PERSONNES AVEC UNE DEFICIENCE VISUELLE

Pour réduire le problème de l'accessibilité des documents web il faut disposer d'un ensemble de moyens (audio et/ou à stimulation tactile) qui peuvent être utilisés comme interfaces pour tous, y compris les déficients visuels. Il s'agit d'outils de substitution : visuo-auditive et/ou visuo-tactile.

A. Outils de substitution visuo-auditive

Les lecteurs d'écran sont aujourd'hui des outils les plus représentatifs (et populaires) de substitution visuo-auditive.

Ils fournissent souvent deux fonctions de base :

1) Annonce le contenu de la page courante

Les premiers langages du web ont été conçus en réponse au besoin d'indiquer au navigateur la structure du document et comment l'afficher. Le langage de balisage HTML (Hypertext Markup language, 1991) avait les premières balises comme paragraphe, image, lien etc.

Le lecteur d'écran JAWS (Job Access With Speech, 1989) accède au DOM (Document Object Model) et utilise les interfaces de programmation du navigateur pour avoir les informations sur les objets, leur rôle, leur nom et leur état [11] afin de les annoncer au moment du parcours de la page. Un autre lecteur d'écran pour Windows est NVDA (Non Visual Desktop Access) développé en 2007 en open source.

Les lecteurs d'écran pour les déficients visuels utilisent les balises HTML; le contenu de la page est exploré séquentiellement en parcourant la liste de balises (en appuyant sur la touche « suivant », tab ou flèche). Les balises comme des titres, des liens ou des graphiques sont annoncées suivies du contenu de la balise.

2) Restitution de l'information en synthèse vocale ou en Braille :

Le lecteur d'écran NVDA comme JAWS, annonce le contenu d'une page par synthèse vocale ou en braille. Il est possible de régler la vitesse de lecture et choisir la voix (féminine ou masculine, avec un degré d'intonation métallique). Un temps d'adaptation est nécessaire car la voix étant monocorde et sans intonation, le sens des mots échappe parfois pendant l'écoute. Comme le nombre des PPIV-braillistes diminue, les lecteurs d'écran (comme VoiceOver ou TalkBack) deviennent de plus en plus accessibles et faciles à utiliser. De plus, les seniors n'ont pas toujours la possibilité d'apprendre le braille et se tournent vers une restitution des informations par synthèse vocale.

B. Outils de substitution visuo-tactile

Le contenu des sites web contient souvent des documents visuels avec des explications textuelles. Nous pensons que ces contenus numériques graphiques ou avec des images doivent être accessibles tactilement pour augmenter la compréhension et l'échange de l'information [13]. Il existe des *prototypes* de tablettes qui visent à produire avec des formes simples ces informations visuelles. Ces appareils de substitution visuo-tactiles utilisent différentes technologies. Par exemple, la Stimtac de l'Université Lille 1 ou la Hap2U présentent une surface avec une vibration et un coefficient de friction plus ou moins intense [19] ; le Tactonom [20] reproduit une image avec 10500 points tactiles métalliques qui se placent par attraction magnétique sur une grille de taille A4 ; le Graphiti [21] présente l'image avec des picots à plusieurs hauteurs.

IV. RECOMMANDATIONS ET DEFIS DANS LA CONCEPTION DES SITES WEB

W3C (World Wide Web Consortium) a publié des recommandations pour rendre accessibles les sites web et les applications web à tous y compris les PPIV. En 1997, un groupe de travail nommé WAI (Web Accessibility Initiative) a été créé pour proposer des spécifications sur l'accessibilité du Web. Les normes proposées se nomment WAI-ARIA (WAI-Accessible Rich Interactive Applications) ; elles ajoutent des marqueurs de sémantique et de métadonnées aux balises HTML à destination des outils d'assistance technique comme les lecteurs d'écran. Actuellement HTML5 prend en compte la sémantique et certains attributs ARIA [22] ne sont plus utiles. Les contenus dynamiques, par contre, utilisant la souris et le contrôle des interfaces utilisateur de plus en plus complexes requièrent des définitions ARIA.

Par ailleurs, les règles d'accessibilité WCAG (Web Content Accessibility Guidelines) considèrent qu'un site web devrait avoir les quatre attributs suivants :

(1) être perceptible, c'est-à-dire que le contenu non textuel devrait avoir une alternative textuelle de description, le contraste des couleurs et la taille du texte devraient être réglables, les sons devraient avoir une différence de plus de 20 dB par rapport au fond sonore ;

(2) être utilisable avec la souris et le clavier pour tous les éléments de l'interface utilisateur et de navigation ;

(3) être compréhensible, pour le fonctionnement de l'interface utilisateur et pour l'information du contenu de la page web ;

(4) être robuste par rapport aux outils d'accessibilité et aux navigateurs.

En France, depuis 2009, le Référentiel Général d'Accessibilité pour les Administrations (RGAA) propose des règles d'accessibilité des services de communication publique en ligne. Ces règles sont basées sur le WCAG. L'association française BrailleNet édite le référentiel AccessiWeb qui analyse la question de présence et de pertinence de chaque critère d'accessibilité. On peut citer aussi Opquast qui a établi 226 critères pour un site de qualité et d'accessibilité.

V. EVALUATION DE L'ACCESSIBILTE D'UN SITE : EXEMPLE.

Nous avons réalisé un site web pour l'un de nos projets de recherche, Accesspace (accesspace.univ-rouen.fr). Sa création a été l'occasion d'appréhender les difficultés rencontrées par des PPIV (Fig. 5). Ci-dessous sont présentés : le plan et le parcours du site avec un lecteur d'écran, le suivi de la mise en œuvre des règles d'accessibilité, le protocole de l'évaluation du site par les participants au test préliminaire ainsi que les résultats d'évaluation.



Fig. 5. Accesspace, le site évalué pour l'accessibilité

A. *Plan du site*

Le plan du site permet d'avoir une vision globale du site web et des parcours de navigation. Il comprend les onglets de navigation entre les différentes pages, la navigation secondaire dans chaque page, c'est-à-dire le menu enfant de chaque élément sélectionné dans le menu principal, le pied de page avec un accès à des pages clés. La profondeur des pages est limitée à 3 pour faciliter la navigation de PPIVs (suite à leur recommandation).

B. *Parcours d'une page du site*

Le parcours de chaque page du site avec le lecteur d'écran suit l'ordre de l'arborescence de la page en commençant à chaque fois par : l'intitulé de la barre de navigation, le logo, l'image de l'entête, le choix de langue, les titres des onglets du menu, le titre de la page, le texte, les images et les liens du contenu de la page, et du pied de page. La PPIV doit arrêter le lecteur à l'onglet ou le lien choisi en confirmant ce choix.

C. *Mise en oeuvre des règles d'accessibilité*

En fonction du contenu des pages, les règles d'accessibilité matérialisées par des balises sont appliquées. Voici une liste non exhaustive de critères utilisés : les images et les vidéos sont indiquées par une alternative textuelle ; l'information n'est pas donnée uniquement par la couleur - des contrastes élevés sont utilisés pour la lisibilité du site ; les tableaux sont accessibles avec l'indication des en-têtes de colonnes et des lignes ainsi que le titre du contenu ; les liens, les abréviations, les listes et les boutons sont correctement balisés et indiqués ; la langue par défaut et les changements de langue sont identifiés ; la hiérarchie des titres est respectée ; pour les formulaires chaque champ est associé à son intitulé ; la description de chaque page est ajoutée.

D. *Protocole d'évaluation du site*

L'évaluation est faite avec 25 questions posées à la PPIV après un moment non limité de lecture du site. Quatre personnes ayant différents degrés de perception visuelle ont participé à l'évaluation de notre site: une personne avec la vision tubulaire, une personne avec la vision périphérique, une personne aveugle de naissance, une personne déficiente visuelle tardive. Les participants au test pouvaient utiliser un lecteur d'écran avec ou sans transcription braille (Fig. 6) ; pour les malvoyants, le site pouvait être agrandi à 200% sur un grand écran. Les participants donnaient une note sur 10 des différents points évalués (10 étant la meilleure note).



Fig. 6 Navigation sur le site Accesspace avec un lecteur d'écran et un transcripteur braille (plage tactile)

E. *Résultats d'évaluation préliminaire.*

Le tableau 2 présente quelques critères d'accessibilité les plus importants parmi ceux considérés avec les PPIV, ainsi que les résultats collectés. L'évaluation a porté sur deux éléments : l'accessibilité à l'information (1) et la compréhension du contenu du site (2).

Critère d'accessibilité	Accessible et indiqué avec le lecteur d'écran	Note /10
1. Liens	Indiqués	10
2. Zones cliquables	Indiquer par un lien	8,50
3. Images	Décrire mieux	7,50
4. Vidéos	Pas d'audiodescription	9,00
5. Changement de langue	L'anglais est lu comme le français	8,25
6. Listes	Utiliser aussi pour la navigation	6,67
7. Champs des formulaires	Indiquer le contenu exigé à l'intérieur du champ	6,67
8. Abréviations	Indiquer la description	5,00

Tableau 2. Evaluation de quelques critères d'accessibilité du site Accesspace par les participants à nos tests préliminaires.

1) *L'accessibilité à l'information* a été testée sur la navigation sur la page et dans le site ; et la recherche d'un onglet perdu. La possibilité de navigation sur le site (recherche des liens) avec le clavier ou la souris a été bien appréciée. La note moyenne est de 10/10, ce qui confirme la bonne place et l'annonce par le lecteur d'écran des balises associées aux liens.

Retrouver un onglet qui intéressait le participant (la recherche des « zones cliquables ») en cas de confusion sur le site, a été considéré comme facile et la note moyenne a été de 8,5/10. Cela confirme le bon emplacement de ces balises.

2) *Compréhension du contenu du site* : Le contenu des pages n'était pas toujours compréhensible avec le lecteur d'écran, surtout quand la configuration de l'outil n'était pas optimisée et personnalisée. En plus de l'information donnée par les images et les vidéos, leurs titres et l'audio (noté 7,5/10 pour les images et 9/10 pour les vidéos par rapport à leur description), les participants attendaient plus de description « visuelle » pour les images et l'audio description pour les vidéos. Les participants ont critiqué la synthèse vocale en anglais qui s'apparentait davantage à la lecture française d'un texte anglais. Les listes, les abréviations et les champs des formulaires ont été considérés insuffisamment décrits et lus trop rapidement ou de façon non intelligible (ex. abréviations).

Par ailleurs, la description de chaque page a été trouvée pertinente. Le bouton de retour à la page précédente n'était pas toujours repérable. Un texte trop long était difficile à survoler, les participants ont demandé de mettre des sections indiquant le contenu pour chaque paragraphe pour pouvoir lire plus vite.

Il est à remarquer que la spécificité de chaque participant a montré les besoins très différents des PPIV.

VI. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Ce papier a proposé une analyse de l'accessibilité aux informations textuelles et visuelles sur internet et une méthode d'évaluation de l'accessibilité du site pour les PPIV. Il est nécessaire de proposer un standard de structuration logique d'un document lié à son contenu, guidé par une ontologie et par sa représentation interne arborescente, en tenant compte des mécanismes cognitifs de lecture et de la recherche de l'information.

Le développement des interfaces multimodales spécifiques pour chaque type de déficience et personnalisables semble être une priorité.

Pour la suite de cette étude préliminaire, il faudrait proposer un ensemble de programmes d'évaluation de sites (benchmark) qui teste différents paramètres comme la taille des caractères, les raccourcis, le codage de différentes informations, etc. Une enquête sur l'usage des lecteurs d'écran en France et en Francophonie [14] confirme la nécessité d'une normalisation et d'un programme d'évaluation de sites.

REMERCIEMENTS

Nous remercions la FIRAH, Fondation Internationale de la Recherche Appliquée sur le Handicap, le CCAH, le Comité national de Coordination Action Handicap, le Malakoff Méderic et l'Université de Rouen Normandie et son Espace Handicap ainsi que la COMUe de Normandie, pour leur soutien du projet ACCESSPACE. Nous remercions aussi tous les participants aux tests préliminaires.

BIBLIOGRAPHIE

[1] http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/fr/, consulté le 10 Mai 2018

[2] C. O'Connor, "Color Contrast and why you should rethink it", Smashing Magazine, 22 Oct 2014 https://www.smashingmagazine.com/2014/10/color-contrast-tips-and-tools-for-accessibility/

[3] A. Mkadmi, I. Saleh. «Bibliothèque numérique et recherche d'informations». Editions Hermès, Lavoisier, 2008

[4] R. Parent, N. Boulet, « Les composantes d'un document électronique », Rapport du Groupe de travail sur les métadonnées et les structures logiques, Collection en ingénierie documentaire, 2, Janvier 1999

[5] Giasson J., La compréhension en lecture, Editions De Boeck, 2008

[6] T. Baccino, « Lire sur internet, est-ce toujours lire ? », Laboratoire des usages en technologies numérique, Université de Paris 8, Bulletin des bibliothèques de France, T.56, No.5, 2011

[7] RP. Carver, "Reading Rate : A review of research and theory". 1990, New York, Academic Press.

[8] F. Amadieu, A. Tricot, C. Mariné, « Comprendre des documents non-linéaires : Quelles ressources apportées par les connaissances antérieures ? », L'Année Psychologique, 111, p361-410, 2011

[9] A. Tricot, « Charge cognitive et apprentisage, une présentation des travaux de John Sweller », Revue de Psychologie de l'Education, 1, p37-64, 1998

[10] N. Boubée, A. Tricot, « L'activité informationnelle juvénile », p236-237, Hermes Lavoisier, 2011

[11] A. Breuneval, "Conception d'une aide à la mobilité d'un déficient visuel", LITIS, Univ. Rouen, Tech. Memo., Juillet 2016 (congenitally blind early researcher).

[12] E. Pissaloux, R. Velázquez, F. Maingreaud, "A New Framework for Cognitive Mobility of Visually Impaired Users in Using Tactile Device", IEEE THMS (2017)

[13] S. O'Modhrain, NA. Giudice, JA. Gardner, GE. Legge. « Designing Media for Visually-impaired users of refreshable touch displays : Possibilities and Pitfalls » IEEE Trans. On Haptics, DOI 10.1109/TOH.2015.2466231, 2015

[14] E. Vidal, D. Boulay. "Etude sur l'usage des lecteurs d'écran en France et en Francophonie", Juin 2016. www.aveuglesdefrance.org

[15] L. Watson, C. McCathie Neville. « Accessibility API's : A Key to Web Accessibility », Smashing Magazine, Mars 2015. https://www.smashingmagazine.com/2015/03/web-accessibility-with-accessibility-api/

[16] M. Vigo, S. Harper, "Coping tactics employed by visually disabled users on the web", Int. Journal of Human-Computer Studies, Vol 71, Issue 11, p1013-1025, Nov 2013

[17] A. Michalska, C. You, A. Nicolini, V. Ippolito, W. Fink, "Accessible Web Page Design for the Visually Impaired: A Case Study", Int. Journal of Human-Computer Interaction, 30: 995-1002, 2014

[18] A. Weil-Barais, JL Pedinielli, A. Streri, D. Dubois, « L'homme cognitif », PUF, 2005

[19] T. Zeng, F. Giraud, B. Lemaire-Semail, M. AMBERG. "Analysis of a New Haptic Display Coupling Tactile and Kinesthetic Feedback to Render Texture and Shape" EuroHaptic2010, Vol. 6192, N°. 2, pages. 87-93, ISBN. 10.1007/978-3-642-14075-4_13, 7-2010,

[20] Tactonom, The Tactile Graphics Display. www.tactonom.com (consulté le 12 février 2018)

[21] Graphiti, Interactive Tactile Graphic Display. http://www.orbitresearch.com/product/tactile-products/graphiti/ (consulté le 12 février 2018)

[22] https://www.w3.org/WAI/intro/aria.php (consulté le 12 février 2018)

Mesures simultanées du CoP et du CoM pour l'évaluation posturale

Pour une évolution de la pratique médicale en kinésithérapie

Gilberto Cuarelli, Adriana Gomes Lisboa de Souza, Guillaume Thomann
Univ. Grenoble Alpes, CNRS, G-SCOP, 38 000 Grenoble, France
gcuarelli@yahoo.com.br
adriana.gomes-lisboade-souza@grenoble-inp.fr
guillaume.thomann@grenoble-inp.fr

Vania Cristina dos Reisa Miranda, José Elias Tomazini, José Celso Freire Junior
Laboratório de Biomecânica - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – FEG/UNESP, Brésil
vcrmiranda@yahoo.com.br
tomazini@feg.unesp.br
Jose-Celso.Freire@feg.unesp.br

Résumé— La mesure de l'équilibre postural, son contrôle et l'origine de sa déficience sont importants pour permettre un diagnostic puis éventuellement des préconisations d'équipements de compensation pour maintenir une bonne qualité de vie. Les plateformes de force et logiciels associés pour la mesure du Centre de Pression (CoP), qui permet cette évaluation, sont non seulement souvent onéreux et ne permettent pas non plus d'étude approfondie de la stratégie de contrôle postural des patients par les thérapeutes. Nous développons ici une approche permettant de proposer le capteur Kinect de Microsoft comme alternative à cette situation. Ce matériel plus adapté, à bas coût et transportable pourrait satisfaire la communauté de professionnels de santé. A partir de la conception d'une nouvelle plateforme de force, le travail proposé a vocation à étudier comment le Centre de Masse (CoM) évolue en parallèle au CoP. Les premiers résultats encourageant présentés ici doivent à terme valider l'utilisation du capteur Kinect (mesure aisée du CoM) pour l'évaluation de l'équilibre postural.

Mots-clés — Contrôle postural, capteur de mouvement, plateforme de force, Centre de Masse, Centre de Pression

I. INTRODUCTION

Le contrôle postural a été étudié sous différentes formes d'expériences, la plupart d'entre elles avec des tâches qui exigent le maintien de la posture verticale. En effet, le contrôle postural est un processus dynamique et complexe capable d'intégrer les systèmes sensoriel visuel, somatosensoriel et vestibulaire pour régler l'équilibre dans diverses situations d'instabilité [1]. Il constitue la base sur laquelle tout mouvement est organisé et exécuté [2].

Sachant que certains aspects très importants à la kinésithérapie sont la prévention et le maintien de la qualité de vie et que l'ingénierie a pour but construire et améliorer les équipements qui aident la vie quotidienne, ces deux domaines ont travaillé ensemble en faveur de la qualité de vie.

Ces observations du contrôle postural de patients font donc partie intégrante des activités quotidiennes de certains kinésithérapeutes, notamment pour prescrire des équipements de compensation adaptés. Les matériels utilisés pour ces expérimentations sont traditionnellement les plateformes de force permettant de restituer l'évolution de la position du Centre de pression (Center of Pressure ou CoP en anglais) du patient. Ces équipements commerciaux sont souvent onéreux et permettent rarement aux thérapeutes de comprendre réellement les stratégies de traitement des données et donc les résultats qui leur sont fournis automatiquement. Ces plateformes de force permettent l'observation du comportement du patient en situation stable et en situation instable, en ajoutant simplement une épaisseur de mousse sur la plateforme. Les deux principaux inconvénients soulevés par les thérapeutes sont :

- le coût de ces équipements, la précision des mesures et la méconnaissance de la stratégie de traitement des informations restituant les données vers le thérapeute,
- l'impossibilité d'observer la stratégie de contrôle postural du patient passant en un instant d'une situation stable vers une situation instable (ajout manuellement d'une épaisseur de mouse).

Afin de répondre à ces problématiques, des équipes du laboratoire G-SCOP et du département de mécanique de l'UNESP, Guaratinguéta au Brésil ont travaillé à la conception et la réalisation d'une nouvelle plate-forme de force permettant d'observer l'évolution de la position du CoP, en utilisant des ressorts plutôt que les mousses traditionnelles de kinésithérapeutes. De plus, une connexion avec le capteur Kinect de Microsoft permettait des mesures synchronisées du centre de masse (Center of Masse ou CoM en anglais) et du CoP du patient. Après une première version d'une plateforme de force au Brésil, une seconde a été réalisées au laboratoire G-SCOP à Grenoble pour mener ces études comparatives du CoP et du CoM. Son développement et sa fabrication ont été effectuées sur la plateforme technologique GI-Nova de l'AIP Primeca Dauphiné-Savoie.

L'idée est de proposer un système complet et fiable permettant aux thérapeutes de s'affranchir progressivement de l'utilisation du CoP. Ainsi, l'utilisation du CoM devra être une donnée suffisante de diagnostic de l'équilibre postural. Dans cette optique, il est nécessaire a priori de comparer de manière synchrone ces deux données pour en trouver des points de convergence.

Ce n'est pas la méthode de calcul que nous devons vérifier ici, mais la correspondance entre le CoP et le CoM qui sont des données quantitatives réelle et effectives données théoriquement par des méthodes de calculs géométriques. Nous proposons ici des choix de composants électroniques et mécaniques, leurs intégrations et calibrations et également les méthodes d'acquisitions des signaux.

II. ETAT DE L'ART

Les réactions posturales diffèrent selon deux types de mécanisme : les mécanismes d'anticipation qui se définissent par la prévision de l'organisation de la posture en utilisant des patrons moteurs préprogrammés de la stabilité (contraction musculaire en préparation à un mouvement) [2] et les réponses compensatoires qui se définissent comme des corrections de la posture suite à une information sensorielle provenant de la perturbation de la posture [3].

L'analyse de l'équilibre postural est très utile dans différents domaines tels que dans les sports, la réhabilitation et le diagnostic des maladies avec des troubles de l'équilibre. Une des populations la plus étudiée aujourd'hui est celle des personnes âgées en raison de sa croissance régulière et de l'augmentation de l'espérance de vie [4].

Au fil des ans, le corps humain passe par un processus naturel de vieillissement, générant de grands changements fonctionnels et structurels dans le corps et en favorisant l'émergence de maladies. Les plus répandues sont les maladies osseuses, les maladies cardiovasculaires et le diabète [5]. Ces changements prédisposent l'individu au déséquilibre et aux chutes, suivies de fractures, laissant les personnes âgées alitées pendant des jours, voire des mois, ce qui représente 70% des décès accidentels chez les personnes âgées de plus de 75 ans [6].

Depuis quelques années, des plateformes de force sont apparues sur le marché. Elles ont d'abord principalement été utilisées en recherche et donnent accès au centre de pression du patient (CoP). Dans une étude précédente, il a été montré que la plateforme de force permettait de quantifier l'équilibre et de différencier le contrôle de l'équilibre chez les personnes âgées et les jeunes ou encore de prédire la chute [7, 8]. Mais le coût et la compréhension des plateformes de forces limitent leur utilisation dans des contextes cliniques à grande échelle. La plupart du temps, les logiciels liés à la plateforme de force sont fermés et mal compris par les thérapeutes. Ils doivent baser leurs diagnostics sur des nombres et des courbes dont ils ne connaissent pas le processus de calcul.

Pour une évaluation de l'équilibre postural, l'échelle de Berg et d'autres tests d'équilibre fonctionnel proposent le protocole suivant au patient. Chaque sujet doit effectuer quatre tâches:

- tâche 1: pieds écartés (espace de 20 centimètres)
- tâche 2: pieds joints
- tâche 3: pieds en tandem (l'un dernière l'autre, légèrement désaxé)
- tâche 4: en équilibre sur un pied (pied préféré)

Chacune de ces tâches doit être effectuée dans les conditions yeux ouverts et yeux fermés et dans les conditions de plateforme stable et instable (sauf pour yeux fermés sur un pied et en tandem pour des raisons de sécurité).

La position des pieds est standardisée avec des pieds tournés vers l'extérieur, avec une position confortable mais avec une distance talon-talon fixe [9]:

- Tâche 1: talons en dehors de la ligne (20 cm)
- Tâche 2: talons des deux côtés de la ligne médiane
- Tâche 3: talons sur la ligne médiane
- Tâche 4: le pied sur la ligne médiane

Le temps d'acquisition du signal CoP dépend de la tâche étudiée [10].

Depuis 2014, une nouvelle version du capteur Kinect a entrainé un arrêt de la production de la première version en en 2015. La MK2 possède de meilleures caractéristiques : la caméra couleur (RGB) devient une caméra HD (640* 480 pixel à 30Hz => 1080 pixel à 30 Hz) et la caméra infra-rouge voit sa résolution augmentée (320*240 pixel => 512*424 pixel). L'angle de vue a également augmenté (43,5°=>60° verticalement et 57,5°=>70° horizontalement). Il persiste par contre un effet de distorsion spatial [11] faisant que le système sera plus précis pour des humains détectés au centre du champ de vision de la caméra, n'étant ni trop près ni trop loin (~2,5m). L'erreur générée sur le placement des points du squelette numérique s'avère difficile à quantifier. Des tentatives de corrélations avec des systèmes de mesures médicales ont été effectuées, notamment avec le capteur de mouvement avec marqueurs VICON. L'erreur générée entre un point du squelette par le capteur Kinect et la référence VICON était d'environ 10 cm [12] pour le capteur Kinect V1, erreur qui n'a pas diminué de manière significative avec la version MK2 [13].

L'objectif global de ce travail est l'utilisation de ce capteur MK2 pour évaluer et mesurer l'équilibre postural statique dans différentes situations d'évaluation. Dans le présent article, nous allons utiliser une plateforme de force développée en laboratoire couplée avec un capteur MK2 pour mesurer le CoP et le CoM lors d'un protocole simplifié. Ce travail préliminaire a pour but de trouver des éléments de comparaisons entre ces deux signaux dans les directions médio-latéral (ML ou de la gauche vers la droite) et antéro-postérieur (AP ou avant vers arrière).

III. MATERIEL ET METHODE

A. Matériels

La plateforme de force est équipée de quatre ressorts (une rigidité de 15N/mm à 25N/mm peut être choisie), de deux ventouses électromagnétiques qui permettent de verrouiller et déverrouiller la plate-forme de force [14]. Quatre cellules de charge ont été installées afin de mesurer la répartition de la force en temps réel (figure 1). Le système d'acquisition de données NI USB-6008 de National Instrument a été choisi. En effet, il possède les caractéristiques requises pour travailler avec les composants précédents, à un coût abordable. Il dispose de huit entrées analogiques pouvant être utilisées pour des mesures uniques ou pour des mesures différentielles. De plus, pour une meilleure compatibilité entre matériels, le logiciel de travail de LabVIEW de National Instruments a été choisi.

La MK2 dispose d'une caméra 1080p (pour l'acquisition vidéo HD), d'une caméra infrarouge active (IR) et d'un capteur

de profondeur (pour le suivi du squelette tridimensionnel constitué de 25 points).

B. Le sujet

La présente étude a été proposée non seulement pour valider les technologies matérielles et le logiciel dédié mais aussi pour vérifier la cohérence entre le CoP et le CoM. Un seul sujet sain est nécessaire à ce stade. Il n'a aucun antécédent de trouble neurologique ou vestibulaire ou de blessure musculo-squelettique grave. Il a des fonctions saines au niveau des membres supérieurs et inférieurs, a moins de 65 ans et a signé une fiche de consentement.

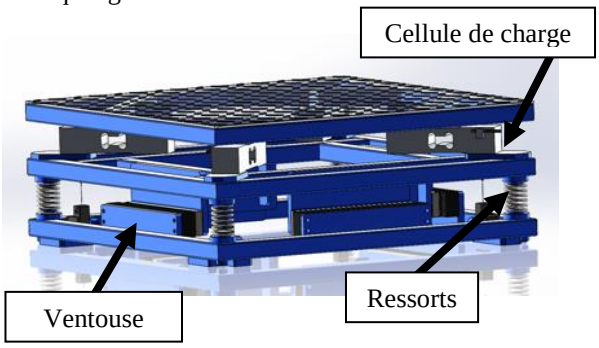


Fig 1: Model CAO de la plateforme expérimentale développée au laboratoire G-SCOP/GI-Nova

C. L'expérimentation

Pour un suivi optimisé, le sujet est placé devant la MK2 placé (à l'aide d'un trépied) à une distance d'environ 2,5 mètres du centre de la plate-forme de force et à 1,4 mètre du sol [15, 16] (Fig. 2)

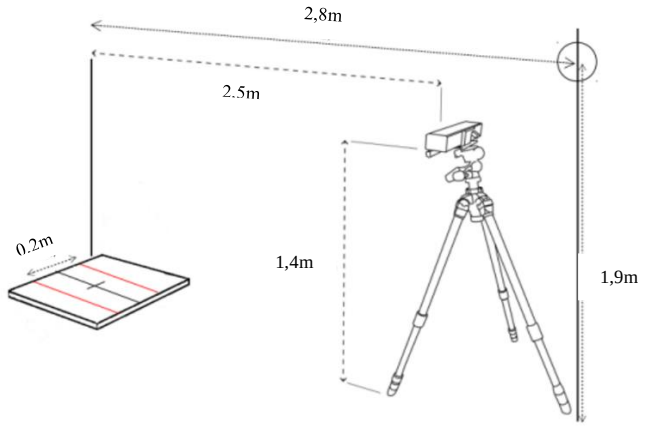


Fig 2. Disposition expérimentale pour la collecte de données: Sujet debout au centre d'une plate-forme de force à une distance de 2,5 mètres du MK2 [17].

La plate-forme de force mesure 50 centimètres de large et 22 centimètres de haut. Des marquages indiquent les positions que doivent y prendre les pieds. Elles permettent la position du sujet au milieu de la plate-forme de force et le contrôle de l'écart entre les pieds pendant les différentes tâches pouvant être demandées.

Une cible de dix centimètres de large est placée sur le mur au niveau des yeux et à 2,8 mètres du centre de la plate-forme de force. Pour étalonner la plate-forme de force, plusieurs masses connues ont été placées en son centre et les quatre capteurs ont été étalonnés.

D. Le protocole

Il est demandé au sujet de se tenir pieds nus sur la plate-forme de force devant la MK2. Il doit se tenir les bras sur les côtés et les yeux fixés sur la cible sur le mur. La position des pieds est standardisée avec les pieds tournés à l'extérieur à leur position confortable.

La tâche proposée consiste en une activité de 20 secondes: Positionné en équilibre vertical sur les deux pieds, le sujet doit se pencher en avant puis revenir à la position d'équilibre vertical, puis pencher vers la droite et revenir à la position d'équilibre vertical. Le sujet a été invité à répéter cette séquence trois fois.

E. Collecte de données

Dans cette phase préliminaire du projet, l'objectif est de trouver des similitudes entre les signaux CoP et CoM. Selon les points de vue du thérapeute, l'expérience doit montrer que le signal CoM donné par le MK2 pourrait être utilisé comme référence pour un diagnostic futur. Connaissant cet objectif, une situation expérimentale simplifiée a été proposée pour pouvoir valider la proposition auprès des thérapeutes.

- Les 5 premières secondes et les 5 dernières secondes seront rejetées.
- Commencez à enregistrer 5 secondes avant que le sujet se penche en équilibre avant pour la première fois et demander au sujet de se pencher sur la droite après un bref retour en équilibre au centre de la plate-forme.
- Le sujet a été invité à répéter cette séquence trois fois.
- Enregistrement pendant le mouvement et arrêt 5 secondes après avoir tenu la position au centre de la plate-forme à la fin du cycle.

Les variables analysées étaient la variation d'amplitude des oscillations CoP et CoM dans les directions AP (antéro-postérieur ou d'avant en arrière) et ML (Medio-latéral ou de gauche à droite). La figure 3 illustre les forces de réaction au sol (R1 à R4) qui sont obtenues par la plate-forme pour un calcul supplémentaire de l'oscillation de CoP dans la direction AP, représentée par x_{CoP}, et ML, par y_{CoP}.

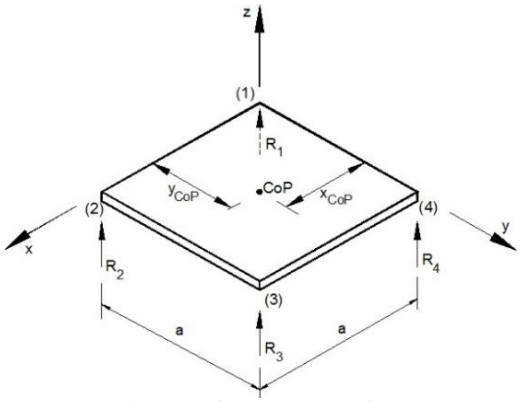


Fig. 3. Illustration des forces de réaction au sol (R_1 à R_4) et dans un repère (x, y, z) pour déterminer la direction et le sens de x_{CoP} et y_{CoP}.

Les données seront acquises à une fréquence d'échantillonnage de 33,3 Hz. Pour calculer les coordonnées du CoP à partir des quatre cellules de charge, on utilise l'équivalence des forces (équation 1):

$$-\vec{R} = \sum_{i=1}^{4} \vec{F_i} \quad (1)$$

Où $\vec{R}$ est l'application du poids du corps à l'endroit du CoP et les $\vec{F_i}$ sont les efforts représentant les réactions des ressorts sur la plate-forme de force.
Et les moments équivalents sont (équation 2):

$$-(\vec{r} * \vec{R}) = \sum_{i=1}^{4} (\vec{r_i} * \vec{F_i}) \quad (2)$$

Projections sur les axes $\vec{x}$ et $\vec{y}$ (équation 3) :

$$\begin{cases} x_{CoP} * R = (R_2 + R_3)a \Rightarrow x_{CoP} = \frac{a(R_2+R_3)}{R} \\ y_{CoP} * R = (R_3 + R_4)a \Rightarrow y_{CoP} = \frac{a(R_3+R_4)}{R} \end{cases} \quad (3)$$

Et finalement, les coordonnées du CoP sont (équation 4):

$$x_{CoP} = \frac{a(R_2+R_3)}{\sum_{1}^{4} R_i} \qquad y_{CoP} = \frac{a(R_3+R_4)}{\sum_{1}^{4} R_i} \quad (4)$$

Où *a* est la distance entre chaque cellule de charge (240 mm pour la présente plate-forme), et les R_i (i=1 à 4) sont les réactions mesurées à chaque cellule de charge.

La MK2 fournit 25 points du corps humain qui sont utilisés pour calculer le CoM à partir des équations (5) et (6)

$$COM_{segment} = Joint_{proximal} + (Joint_{proximal} - Joint_{proximal}) * R_{proximal} \quad (5)$$

$$COM_{total} = \sum COM_{segment_i} * P_i \quad (6)$$

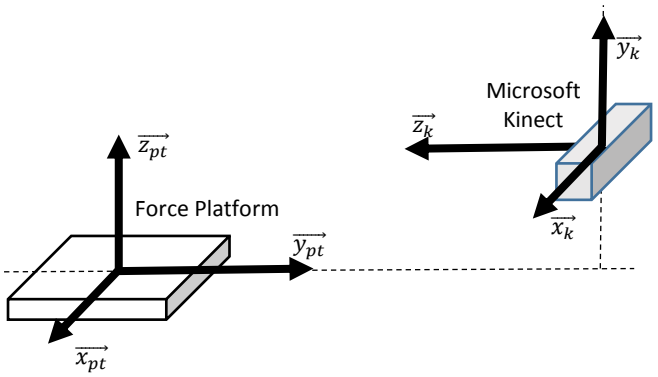
Pour effectuer ces calculs, les données fournies dans le Tableau 1 (pour R et P) sont utilisées.

Tableau1. Position des CoM de chaque segment du corps humain et leur poids respectif.

Segment	Point proximal	Point distal	R	P
Tête - cou	SpineShoulder	Head	1	0.081
Torse	SpineBase	SpineShoulder	0.53 (0.5)	0.355
Bassins	SpineBase	-	-	0.142
Bras	Shoulder	Elbow	0.436	0.028
Avant-bras	Elbow	Wirst	0.43	0.016
Mains	Hand	-	-	0.006
Cuisse	Hip	Knee	0.433	0.1
Jambe	Knee	Ankle	0.433	0.0465
Pied	Foot	-	-	0.0145

Toutes les données du tableau sont utilisées pour calculer le centre de masse lors de nos expérimentations. Un exemple de détermination de centre de masse d'un segment corporel est illustré à partir du lien ci-dessous : http://biomecanique3d.univ-lyon1.fr/webapp/website/website.html?id=1599660&pageId=1899

Les données ont été collectées dans le système de coordonnées de la plate-forme (x_{pt}, y_{pt}, z_{pt}) en fonction du temps. Ensuite, les amplitudes de x_{pt} (ML), y_{pt} (AP), z_{pt} (vertical) ont été calculées, et le CoP représentée.



La position du CoM a également été calculée. Le système de coordonnées local (x_k, y_k, z_k) de la Kinect a été utilisé. La correspondance entre les deux systèmes de coordonnées est effectuée par (Figure 4):

Fig. 4. Correspondances entre le système de coordonnées de la plate-forme de force et le système de coordonnée de la Kinect.

IV. Resultats

Nous avons collecté les coordonnées (x_{CoP}, y_{CoP}) du CoP à partir de la plate-forme de force et les coordonnées (x_{CoM}, y_{CoM}, z_{CoM}) du CoM grâce à la MK2 en fonction du temps. Une personne, les yeux ouverts, debout devant la MK2 et sur la plate-forme de force instable, avait accompli le protocole définit précédemment.

L'expérience a été réalisée et la collecte de données a été analysée. La figure 5 montre les quatre signaux des capteurs (en volt) en fonction du temps (en secondes). Ils représentent la réaction mesurée à chaque cellule de charge: Ri (i = 1 à 4). A partir du protocole proposé, il est validé que les capteurs 1 et 2 sont dans le sens x_{pt} et que les capteurs 2 et 4 sont dans le sens y_{pt}. Ce repère (x_{pt}, y_{pt}) correspond au système de coordonnées CoP. Ainsi, en utilisant l'équation 1, il est possible de représenter la figure 7 : la position du CoP dans le plan de la plate-forme de force.

En théorie, la CoP est la projection verticale de CoM. Une comparaison des deux tracés permet de le vérifier. La figure 6 concorde avec l'expérience proposée. Premièrement, le sujet se penche à en avant, laissant les pieds en contact avec la plate-forme. Ensuite, il revient au centre de la plate-forme, puis il se penche vers la droite. Il répète trois fois ces actions, c'est exactement ce qui est visualisés sur la figure 6. Sur ce graphe, l'amplitude du signal dans la direction AP est d'environ 0,02m et 0,04m dans la direction ML.

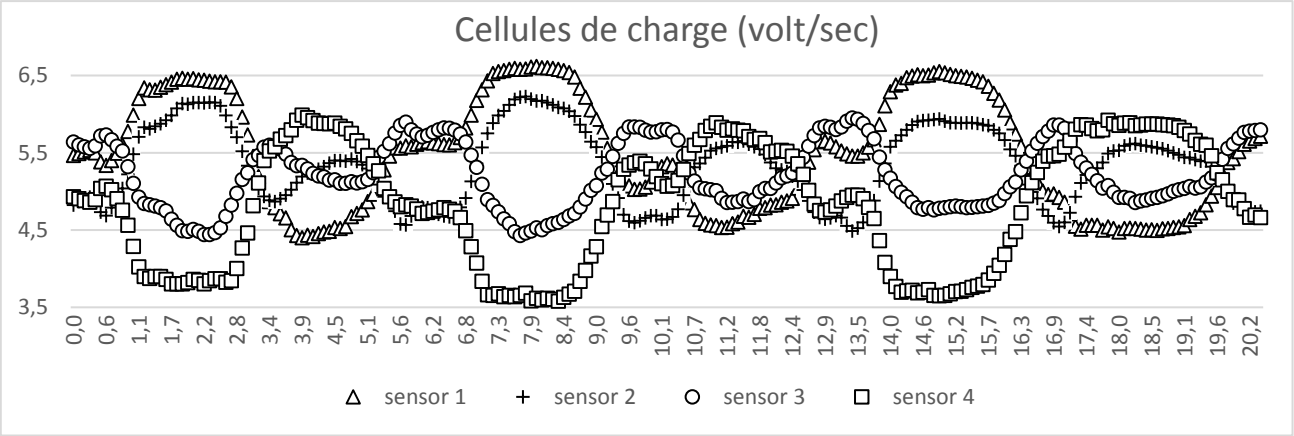


Fig 5. Signaux des quatre cellules de charge.

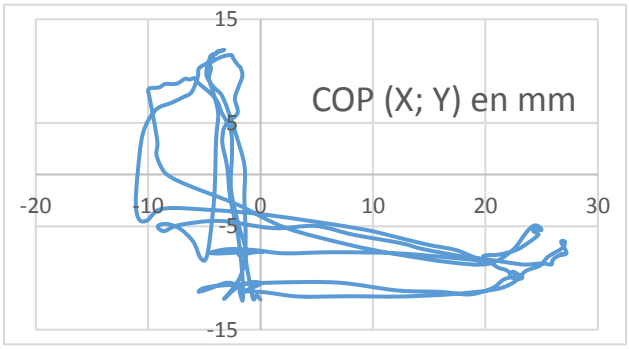


Fig 6. Position du CoP calculé à partir des données des quatre cellules de charge

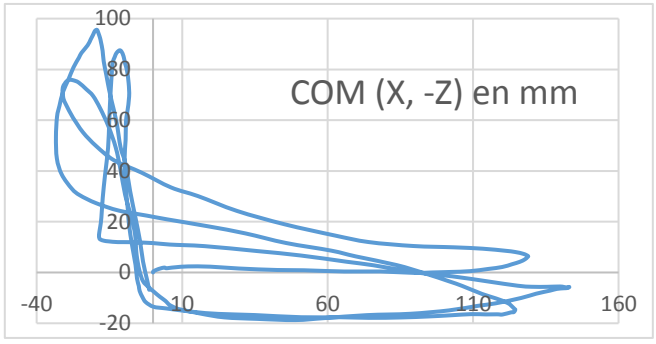


Fig 7. Position du CoM dans le plan (x_k, $-z_k$), measure par la MK2.

La figure 7 représente le CoM, dans le repère (x_k,$-z_k$) du système de coordonnées de la MK2. Encore une fois, le tracé est en accord avec l'expérience proposée. Dans ce graphique, l'amplitude du signal dans la direction AP est d'environ 0,1 m et 0,2 m dans la direction ML.

Ces deux figures montrent qu'effectivement le CoP et le CoM ont la même forme générale. Par contre, il est clairement observé que l'amplitude du CoM est quatre fois plus élevée que pour le CoM.

Les figures 8 comparent les signaux CoP et CoM dans la même direction. Ils confirment la différence d'échelle et la corrélation de mesure.

V. Discussions

Lors de ce travail préliminaire, le CoP et CoM ont été a été affiché en suivant un protocole simplifié. Certains résultats sont étonnants mais cette étape permet malgré tout de synchroniser à la fois le CoM et le CoP. Il permet également de décider des tâches qui peuvent être choisies pour observer facilement des similitudes entre ces signaux. Cette phase était essentielle pour discuter avec les thérapeutes. Après avoir expliqué les conditions expérimentales et la représentation des signaux, les professionnels de santé ont confirmé leur motivation à expérimenter sur plus de conditions expérimentales complexes, avec un sujet sain.

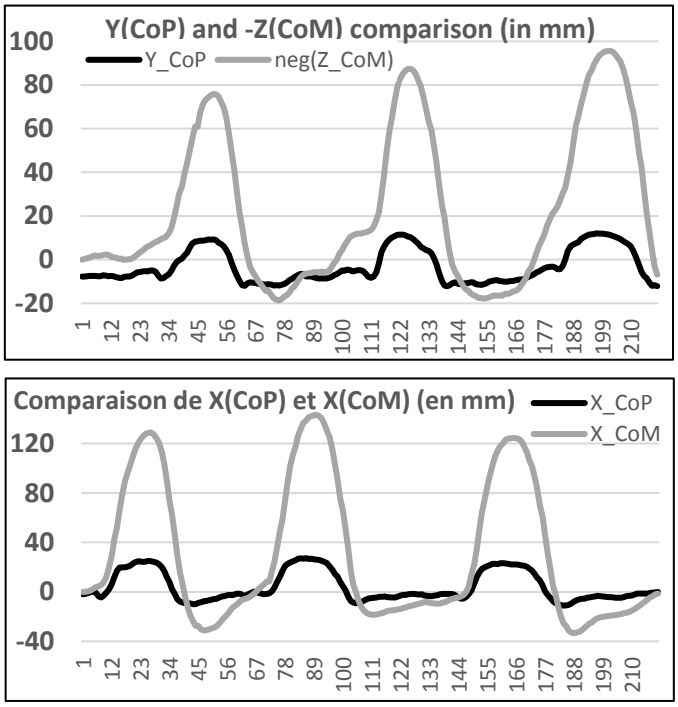


Fig 8. Positions respectives du CoM et du CoP

À ce stade, il est encore difficile de discuter de l'amplitude et de la précision de ces informations CoP et CoM. De plus, la précision de la CoM est non négligeable car elle est comprise entre 20 et 40 mm selon les essais, ce qui peut remettre en cause en partie la différence d'amplitude de signal observée. De plus, la vitesse d'oscillation moyenne et la zone d'oscillation totale doivent être analysées. Ces données sont couramment utilisées par le thérapeute pour évaluer l'équilibre postural des patients.

Au cours des dernières expérimentations, une manipulation facile et complète du système par les thérapeutes a été observée. Ils sont capables de configurer le test, de lancer l'expérience et d'enregistrer des données de manière autonome. La dernière étape consistant à analyser les données est actuellement réalisée avec l'aide des chercheurs.

Les résultats présentés ici ne constituent bien évidemment qu'une étape préliminaire, une validation plus approfondie reste nécessaire. Des tests plus avancés seront présentés lors de la communication orale. Ils mettront l'accent sur la précision de notre plateforme relativement à d'autres dispositifs expérimentaux connus ou référencés dans l'état de l'art. A partir d'expérimentations sur plusieurs sujets sains et dans plusieurs situations différentes, des premiers résultats permettront de comparer l'état et la sensibilité de la plateforme.

VI. Conclusion

Cette recherche consiste à évaluer l'équilibre postural de manière au moins aussi efficace et moins coûteuse qu'avec l'utilisation d'une plateforme de force. Pour cela, le défi consiste à valider les résultats obtenus avec des thérapeutes. Une manière de procéder est de prouver à cette communauté que les données numériques obtenues avec le système MK2 à faible coût sont fiables et robustes.

Ce travail préliminaire nous permet de collecter des données du CoM et CoP de manière synchronisée et en temps réel. Les résultats préliminaires ont clairement montré des similitudes de forme entre ces deux signaux. La manipulation facile de l'IHM par les thérapeutes et les résultats recueillis et très prometteurs.

Pour confirmer ces résultats intéressants, les prochaines étapes consistent à réaliser plus d'expériences complémentaires avec un sujet sain, puis sur un panel plus large de sujets sains, en suivant le protocole standard décrit précédemment dans l'état de l'art (positions des pieds, yeux ouverts / fermés et plateforme stable / instable). Nous expérimenterons le système complet d'évaluation posturale sur plusieurs sujets et sous différentes conditions afin de valider progressivement cette proposition plus efficace et moins coûteuse.

Une piste consiste également à ajouter une caméra vidéo positionnée à 90 ° du capteur Kinect pour valider la précision de la mesure du COM. A plus long terme, le système pourra être évalué sur un plus grand nombre de patients.

VII. References

[1] GAGEY, P. M.; WEBER, B. "Posturologia regulação e distúrbio da posição ortostática". São Paulo: Manole, 2000.

[2] MASSION J. "Postural control systems in developmental perspective". Neuroscie Behav Rev, Vol. N°22(4), p. 465-72, 1998.

[3] LATASH, M. L. "Neurophysiological basis of human movement". Champaign, Human Kinetics, 1997.

[4] Carvalho, J. A. M.; Garcia, R. A. O "Envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico". Caderno de Saúde Pública, Vol. N°19, p. 725-733, 2003.

[5] Konrad, H. R.; Girardi, M.; Helfert, R. "Balance and Aging". Laryngoscope, Vol. N°109, p. 454-60, 1999.

[6] Bittar R.S.M., Pedalini M.E.B., Bottino M.A. & Formigoni L.G., "Síndrome do desequilíbrio no idoso. Pró-fono", Revista de Atualização Científica, Vol. N°14(1), p. 119-28, 2002.

[7] Era, P., Heikkinen E. "Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages". Journal of Gerontology; 1985;40:3; p. 287-295.

[8] Piirtola M., Era P. Force "Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People – A Review". Gerontology 2006; 52; p.1–16.

[9] Chiari L., Rocchi L., Cappello A. "Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement". Clinical Biomechanics 2002;17-9; p. 666–677.

[10] Duarte, Marcos; Freitas, Sandra MSF. "Revision of posturography based on force plate for balance evaluation". Brazilian Journal of physical therapy. 2010;14-3; p. 183-192.

[11] T. DUTTA, "Evaluation of the Kinect sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace," Appl. Ergon., Vol. N°43(4), pp. 645–649, 2012.

[12] B. Bonnechère, B. Jansen, P. Salvia, H. Bouzahouene, L. Omelina, F. Moiseev, V. Sholukha, J. Cornelis, M. Rooze, and S. Van Sint Jan, "Validity and reliability of the Kinect within functional assessment activities: Comparison with standard stereophotogrammetry" Gait Posture, Vol. N°39, pp. 593–598, 2014.

[13] X. Xu and R. W. McGorry, "The validity of the first and second generation Microsoft KinectTM for identifying joint center locations during static postures," Appl. Ergon., Vol. N°49, pp. 47–54, 2015.

[14] Miranda, VCR., Tomazini, JE., Martins, MS., Thomann, G. Evaluation of Balance With Test of Strategies of Balance on A Force Platform. In Congresso Internacional de Fisioterapia Manual, Joao Pessoa, Brasil, 2014.

[15] Stone, EE., Skubic, M. Evaluation of an inexpensive depth camera for passive in-home fall risk assessment. Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth), 5th International Conference on. Ieee, 2011.

[16] Khoshelham, K. Accuracy analysis of kinect depth data. In: ISPRS workshop laser scanning. 2011;12.

[17] Dehbandi, B et al. Using data from the Microsoft Kinect 2 to determine postural stability in healthy subjects: A feasibility trial. PloS one 12.2; 2017.

Session Spéciale : «Défi Auton» CNRS

Président de Session : Pascal Sommer

Extended Abstract:

A new training protocol to improve olfaction and quality of life in patients with dysosmia: a proof of concept study

Manesse, C, Bellil D, Ferdenzi C, Rouby C. Faure F, Bensafi M ; CNRS UMR 5292 and University de Lyon, France

Abstract – In this proof of concept study we developed a new training protocol based on daily contextual olfactory exposure. Patients with olfactory dysfunction were trained for 12 weeks with either a contextual olfactory training or a non-contextual training. Results showed that olfaction improved after training, and especially in the contextual group. Quality of life was significantly enhanced when both groups were considered. This new contextual paradigm will now be exploited in a larger cohort of patients in order to maintain or restore olfaction and improve quality of life and autonomy.

Index Terms – Olfaction, remediation, quality of life.

INTRODUCTION

Olfactory dysfunctions (dysosmia) are not rare. Their prevalence may reach more than 20% of the population after 60 years-old. Since olfaction is a prominent sensory route to enjoy pleasure and avoid hazards, it is essential for quality of life and well-being [1]. The rate of domestic accidents, depression and food pleasure alterations increase in dysomia, which may lead to loss of autonomy. To treat such dysfunction, common drug therapy or surgery can be useful but recent studies have shown that remediation of olfactory dysfunction is possible through olfactory training [2]. In such protocols, patients are given a series of odorized flasks that they smell on a daily basis at home. After 12 weeks of regular exposure, some patients partly recover their olfaction. The present proof of concept study is aimed at improving this type of paradigm by including an additional factor: the context of odor exposure. Indeed, several models of memory functioning argue that perception is facilitated when congruent semantic information is provided [3]. Based on these theoretical models, we here tested the hypothesis that contextual (visual and verbal) information provided during odor exposure would enhance the benefit of olfactory training in dysosmic patients. To this end, we set up a study composed of four phases.

METHODS

I. Phase 1: "Perceptual characterization of odorants". We first selected seven perceptually different odorants from a previous study from our lab and the study of Hummel et al. [2]: terpinen-4-ol ("damp"), cis-3-hexenol ("grass"), d-limonene ("orange"), 2-phenylethanol ("rose"), citronellal ("citronella"), eugenol ("cloves"), cineole ("eucalyptus"). Second, we asked a total of fifty-four individuals without olfactory impairments (mean age ± SEM: 21.96 ± 0.26 yrs; 39 women and 15 men) to evaluate these odorants perceptually along the attributes "intense", "familiar", "pleasant", "edible" and "irritating" (using a scale from 1 "not at all" to 9 "very"), and to perform an odor similarity task (not analyzed here). The odorants were presented in 15 mL flasks (opening diameter 1.7 cm; height 5.8 cm; filled with 5 ml of liquid; odorants diluted in odorless mineral oil; absorbed on a scentless polypropylene fabric to optimize diffusion (3 x 7 cm; 3M, Valley, NE, USA)).

II. Phase 2: "Validation of the contextual items". Here, we first created seven different contexts congruent with each odor (containing both the visual image and the name of each odor source) and pasted them on the dedicated odorant flask. Second, we asked twelve individuals without olfactory deficits (mean age ± SEM: 22.58 ± 0.47 yrs; 8 women and 4 men) to rate the intensity, pleasantness and familiarity of the 7 odors presented either with contextual cues or without (ending in a total of 14 stimulations presented in random order).

III. Phase 3: "Building the olfactory training protocol and apparatus". The training protocol included two tasks: odor detection and odor perceptual evaluations (intensity, familiarity, pleasantness). To this end, 7 triplets of flasks were prepared (**Fig. 1c**). Each triplet consisted in one flask containing the odor and two odorless flasks (containing only mineral oil). The 3 flasks were visually identical (except that the odorous flask was identified with a red label at the bottom of the flask – not visible at first sight to the participant). The training program was set up for 12 weeks and was designed in such a way that the participant would have to train with a single triplet per day (*pseudorandom order of triplets, so that at least 4 days separate the repetitions of a given triplet*). In practice, every day, the participant was asked to: (i) take a triplet, (ii) sniff each flask for 10 seconds and detect which flask (among the 3) contains the odor, (iii) after a 2-minute break, verify whether this was the correct response (by looking at the bottom of the flask), (iv) perceptually evaluate the odor flask using the same scales as in Phases 1 and 2 (if no odor was detected, participants were to write "0" – i.e. off scale – for all ratings). Finally, two training sets were developped: one with contextual cues, and one without. For the contextually cued set, participants were to look at the visual aspect of the flask before sniffing. A tracking sheet and a calendar was provided to each participant in order to follow his/her

personal training. A training was considered as completed if participants followed the protocol every day during 3 months.

IV. Phase 4: "Testing the olfactory training apparatus". Twenty-two dysosmics patients screened by ENT practitioners (mean age ± SEM: 53.50 ± 3.98 yrs; 16 women and 6 men, from the vicinity of Lyon, France) were tested. Patients received a phone call by an experimenter every 4 weeks to maintain compliance with the training procedure. Fourteen patients completed the whole training protocol (mean age ± SEM: 57.43 ± 4.12 yrs; 11 women and 3 men; 8 with context and 6 without), and 8 patients did not (for various reasons such as medication possibly interfering with olfaction, or motivational issues). All patients were tested for their olfactory abilities and quality of life before and after the training procotol (using the odor identification part of the Sniffin' Sticks test [2]; and the same odor similarity task as the one used in Phase 1, not analyzed here). Quality of life was assessed using the following 15 questions for which participants had to give their degree of agreement (totally agree, agree, disagree to totally disagree): (1) "I enjoy eating" (2) "I never let my meals burn in the oven or on the stove" (3) "I often wear perfume" (4) "I add sugar to my meals to make them match up to my taste" (5) "I prefer eating alone" (6) "I often have domestic accidents" (7) "I add salt to my meals to make them match up to my taste" (8) "My body odor does not bother me" (9) "I always detect the odor of smoke and gas" (10) "I add spicy condiments to my meals to make them match up to my taste" (11) "I enjoy smelling flowers' perfume" (12) "I never accidentally eat rotten food" (13) "I add fatty condiments to my meals to make them match up to my taste" (14) "I sometimes take several showers in a day" (15) "I sometimes burn my clothes while I am ironing them."

Results and Discussion

All analyses were performed with RStudio 1.1.383 and FactoMineR package 1.40 on R 3.4.2, with a 95 % level of confidence ($\alpha<.05$; one-sided paired t-test). In Phase 1, a principal component analysis showed that odors were well discriminated and differed along several perceptual dimensions (**Fig. 1a**). Results from Phase 2 showed that context enhanced intensity (p=0.045), pleasantness (p=0.037) and familiarity (p=0.008) of odors (**Fig. 1b**). Finally, in Phase 4 training improved odor identification (p=0.001), but contextual (p=0.004) seemed to be more efficient than non-contextual training (p=0.055) (**Fig. 1d**). Finally, quality of life was also overall improved (p=0.017) (non-contextual training: p=0.054; contextual training: 0.077) (**Fig. 1e**).

In sum, these findings confirmed that olfaction can be improved trough training and showed for the first time that visual and verbal congruent cues can facilitate such chemosensory improvement. Quality of life (as assessed on daily tasks, behaviors and emotions) was also improved, but the contribution of contextual information is less clear. On a practical level, 64% of the participants (14 out of 22) completed the 12-week training: further work is needed to enhance patients' motivation and perseverance. In conclusion, this proof of concept study provides both a fundamental insight (e.g. contextual information during sensory remediation is essential during training) and a practical tool to maintain sensory functions and autonomy in specific populations (such as patients with dysosmia, Alzheimer or Parkinson).

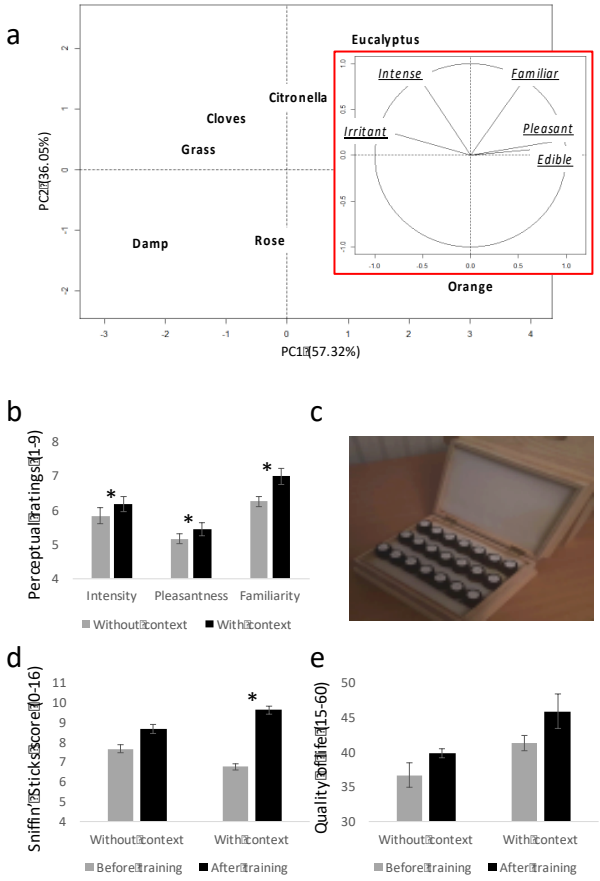


Fig. 1. Effect of training on olfaction and quality of life

Acknowledgements

This project was granted by the Defi AUTON CNRS call and the Region Rhone-Alpes ARC2 call.

References

[1] C. Manesse, C. Ferdenzi, M. Sabri, M. Bessy, C. Rouby, F. Faure, D. Bellil, S. Jomain, B.N. Landis, M. Hugentobler, M. Cuevas, T. Hummel, M. Bensafi. "Dysosmia-associated changes in eating behavior". *Chemosensory Perception*, vol. 10, no. 4, pp. 104-113, 2017.

[2] T. Hummel, K. Rissom, J. Reden, A. Hähner, M. Weidenbecher and K.B. Hüttenbrink. "Effects of olfactory training in patients with olfactory loss". *The Laryngoscope*, vol. 119, no. 3, pp. 496-499, 2009.

[3] R. Versace, G.T. Vallet, B. Riou, M. Lesourd, E. Labeye and L. Brunel. "Act-In: An integrated view of memory mechanisms". *Journal of Cognitive Psychology*, vol. 26, no. 3, pp. 280-306, 2014.

MAN : Mise en Place d'une Méthode d'Evaluation Croisée de l'Accès aux Ressources Numériques

Loïc Caroux*[1], Eric Campo[2], Nadine Vigouroux[3], Eric Bourreau[4], Maureen Clerc[5], Philippe Gorce[6], Christian Graff[7], Marianne Huchard[4], Dan Istrate[8], Julien Jacquier-Bret[6], Nicole Lompré[9], Nathalie Pinède[10], Liliana Rico Duarte[1], Mathilde Sacher[1], Audrey Serna[11], Antonio Serpa[3], Adrien van den Bossche[3], Frédéric Vella[3]

Résumé – L'objectif du projet MAN est d'élaborer et tester une méthodologie d'évaluation de l'accessibilité numérique pour les personnes âgées, croisant approches quantitatives et qualitatives. Les premiers résultats du projet obtenus en 2017 sont présentés, ainsi que les objectifs avancés pour 2018.

Mots-clés – Déficience, Environnement écologique ambiant, Fracture numérique, Personnes âgées.

OBJECTIFS DU PROJET MAN

Le projet MAN est un projet interdisciplinaire permettant de structurer une communauté nationale de chercheurs en interconnectant fortement les dimensions technologiques et les préoccupations en sciences humaines et sociales autour du concept de l'évaluation de systèmes technologiques de suppléance, l'accessibilité numérique et l'assistance à l'autonomie à domicile (« Ambient Assisted Living ») pour les personnes en situation de handicap. Ce réseau de recherche a pour objectif principal de questionner les méthodes de conception et d'évaluation actuelles, de proposer de nouveaux cadres méthodologiques d'observation pour la prise en compte de situations extrêmes (acuité visuelle réduite, raisonnement perturbé par les capacités cognitives, par exemple) et d'adapter et appliquer ces cadres à des environnements écologiques ambiants. Ces recherches visent au final à augmenter la qualité de vie et à renforcer l'autonomie contribuant ainsi à l'inclusion sociale et numérique des personnes âgées ou en situation de handicap.

Les travaux de ce réseau de recherche s'appuient sur une observation et une validation en environnement de laboratoire écologique. La Maison Intelligente de Blagnac a été retenue dans ce projet car elle dispose d'un environnement proche d'un habitat naturel. De plus, ce lieu a été récemment reconnu par l'Agence Régionale de Santé comme lieu de recherche impliquant la personne humaine. En effet, la conception, l'analyse et l'évaluation des besoins et des dispositifs proposés dans des environnements semi-contrôlés et à partir de situations d'usage doivent permettre de mieux prendre conscience des attentes et de la façon dont les personnes considéreront et s'approprieront les solutions mises à leur disposition en environnement écologique.

PREMIERS RESULTATS

Le projet MAN a jusqu'à présent permis de structurer notre communauté de recherche en interconnectant

* auteur correspondant
[1] *CLLE, Université de Toulouse & CNRS, France.* loic.caroux@univ-tlse2.fr ; liliana.rico@univ-tlse2.fr ; mathilde.sacher@univ-tlse2.fr
[2] *LAAS, CNRS, Toulouse, France.* eric.campo@univ-tlse2.fr
[3] *IRIT, Université de Toulouse & CNRS, France.* vigourou@irit.fr ; serpa@irit.fr ; vandenbo@univ-tlse2.fr ; frederic.vella@irit.fr
[4] *LIRMM, Université de Montpellier & CNRS, France.* eric.bourreau@lirmm.fr ; marianne.huchard@lirmm.fr
[5] *Inria Sophia Antipolis – Méditerranée, France.* maureen.clerc@inria.fr
[6] *HandiBio, Université de Toulon, France.* philippe.gorce@univ-tln.fr ; julien.jacquier-bret@univ-tln.fr
[7] *LPNC, Université Grenoble Alpes & CNRS, France.* christian.graff@upmf-grenoble.fr
[8] *BMBI, Université de Technologie de Compiègne & CNRS, France.* mircea-dan.istrate@utc.fr
[9] *Passages, Université de Pau et des Pays de l'Adour & CNRS, France.* nicole.lompre@cnrs.fr
[10] *MICA, Université Bordeaux Montaigne, France.* nathalie.pinede@u-bordeaux-montaigne.fr
[11] *LIRIS, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon & CNRS, France.* audrey.serna@insa-lyon.fr

fortement des approches issues des sciences et technologies de l'information (biomécanique, interaction homme-machine, sciences de l'ingénieur, traitement du signal) et des sciences humaines et sociales (sciences de la communication, psychologie et ergonomie cognitive) dans une méthodologie croisée permettant l'observation et l'évaluation de l'accessibilité au numérique de la personne âgée fragilisée. Ce réseau de recherche a permis de lever les verrous scientifiques présentés ci-après.

I. Elaboration et conception d'une méthodologie d'évaluation pluridimensionnelle dans un environnement ambiant pour des personnes avec des déficiences et/ou fracture numérique : « méthode MAN »

Le projet MAN a élaboré une méthodologie systémique, nommée « méthode MAN », croisant approches qualitative et quantitative de l'évaluation à partir de trois scénarios (contrôle d'une maison connectée, recherche d'un numéro de téléphone, achat sur internet au moyen d'un outil de visio-conférence). Ces scénarios représentent des situations d'usage plausibles dans la vie courante. Ils ont été définis avec un objectif de mise à l'épreuve des outils méthodologiques et une prise en compte des difficultés à l'accessibilité numérique pour la population d'étude.

La méthode MAN est le résultat de la mise en commun des expertises et des pratiques de chaque partenaire dans son champ disciplinaire. Les outils méthodologiques (questionnaires d'acceptabilité des technologies, questionnaire sur profil socio-culturel, technologique et de santé et les deux entretiens pré et post-expérimentation) ainsi que les divers outils d'acquisition (capture du mouvement -mouvement oculaire, membres supérieurs- ; enregistrement de la voix et vidéo ; réseaux de capteurs sans fil ; log d'interaction) ont été définis dans un objectif de comprendre le comportement de la personne en situation d'usage. L'approche méthodologique intégrée permet ainsi à chaque partenaire de franchir son verrou scientifique dans une perspective transdisciplinaire, en croisant les données, comme par exemple, expliquer un comportement moteur avec des données de l'analyse du mouvement ou encore analyser l'intention avec les mouvements oculaires et le message vocal (verbatim).

Le consortium a identifié six indicateurs qui résultent des croisements des données quantitatives et qualitatives : la relation sociale du participant, la motivation des participants dans l'utilisation des technologies, l'effet d'appropriation induit par l'expérience, les comportements et attitudes psycho-sociales, l'utilisabilité et l'utilité.

II. Spécification et conception d'une plateforme d'observation instrumentée pluri-technique

Le consortium a mis en place au sein de la Maison Intelligente une plateforme pluri-technique composée des outils d'acquisition décrits ci-dessus et d'une application tactile simple et accessible (application support) disponible sur tablette afin de permettre la réalisation des trois scénarios d'usage.

III. Mise en œuvre de la méthode MAN

Nous avons réalisé une preuve de concept de notre méthode en mettant en œuvre un protocole complet réalisé avec une maîtrise des risques (1) d'ordre technique (interopérabilité des dispositifs de capture des données), (2) d'inclusion (difficultés d'amener au sein de la Maison Intelligente des personnes, soit très âgées et/ou avec des déficiences visuelles, motrices et auditives), et (3) d'ordre éthique (risque d'abandon ; trop forte sollicitation ; risque de stress ou de détresse du participant lors de l'expérience).

La méthode a été mise en œuvre avec cinq participants aux profils variés : 1 personne âgée (PA) sans fracture numérique (FN) et avec déficience visuelle (DV) ; 1 PA avec FN et DV ; 1 PA avec FN et problème de motricité ; 1 PA très âgée (92 ans) avec FN et déficit auditif ; 1 PA de référence sans trouble particulier. Quelques exemples de données recueillies lors de la mise en œuvre de la méthode sont présentés dans l'exposé oral de cette communication.

Travaux actuels

Compte tenu des résultats très prometteurs obtenus et de la collaboration interdisciplinaire très réussie, le consortium de ce projet poursuit actuellement les travaux avec pour objectif d'étendre, de finaliser et de valider expérimentalement la méthode MAN. Plus précisément, il s'agit de :

- Consolider la méthode MAN à partir de l'introspection des études de cas déjà réalisés sur la base des indicateurs, notamment en identifiant et en ajoutant au protocole des échelles neuropsychologiques pour les profils retenus,
- Identifier les indicateurs d'évaluation de la méthode MAN qui permettront sa validation,
- Mettre à l'épreuve la robustesse de la méthode avec d'autres outils d'interface sur un échantillon de participants identique,
- Affiner la méthodologie de croisements des données qualitatives et quantitatives pour chaque indicateur, pour la population d'étude retenue,
- Analyser les données qualitatives et quantitatives pour la modélisation du comportement,
- Analyser les résultats des indicateurs d'évaluation de la méthode MAN,
- Valoriser au plan scientifique la démarche et les résultats (séminaire européen, publications communes, livre blanc sur la démarche).

Remerciements

Le projet MAN a bénéficié d'un financement de la Mission pour l'Interdisciplinarité du CNRS (défi AUTON) en 2016, 2017 et 2018.

Extended Abstract: TETMOST Toucher et Etre Touché. Les vertus inclusives du Mouvement et de la Sensibilité Tactiles

Edwige PISSALOUX
Katerine ROMEO
LITIS, Université de Rouen
edwige.pissaloux@univ-rouen.fr
katerine.romeo@univ-rouen.fr

Marion CHOTTIN
CNRS, IHRIM
ENS Lyon
marion.chottin@ens-lyon.fr

Pierre ANCET
INSHS, GCG
Université de Bourgogne
pierre.ancet@u-bourgogne.fr

Abstract – Le projet TETMOST s'intéresse à la conception d'un dispositif technologique de suppléance visuo-tactile à destination principale mais non exclusive des personnes présentant une déficience visuelle en partant des besoins exprimés par ces personnes. Le but est de permettre d'accéder par le toucher et une aide audio, à un choix d'œuvres et d'objets culturels exposés dans les musées.

Index Terms – Déficience visuelle, information tactile, mobilité cognitive, œuvres artistiques, suppléance visuo-tactile.

INTRODUCTION

Pour les personnes présentant une incapacité visuelle (PPIV) souhaitant aller dans un musée pour apprécier les galeries tactiles ou juste écouter l'audiodescription des œuvres présentées, tout n'est pas accessible. Les objets artistiques exposés s'adressent pour la plupart au sens visuel et on n'a pas le droit de les toucher. Certaines œuvres ont été transposées sur papier, sur du bois ou une autre matière pour que l'information contenue puisse être explorée par le toucher. La projection d'un objet sur une surface, même extrêmement simple en apparence, correspond toujours à des habitudes liées aux repères visuels [1]. Sa reconnaissance dépend des hypothèses culturelles de notre mémoire. Il faut donc apprendre à interpréter ce type d'images. Cet apprentissage est possible et relativement rapide. Mais une représentation tactile doit être simplifiée par rapport à une représentation visuelle en ne conservant que l'information essentielle permettant sa reconnaissance. Elle doit donner un aperçu global de ce que l'on veut reconnaître, préserver le sens global de l'objet représenté.

Le projet TETMOST prévoit la conception d'un dispositif technologique de suppléance visuo-tactile pour combler le manque de flexibilité des supports rigides. La transposition numérique des œuvres d'artsur ce dispositif tactile permettrait d'accéder à l'information de détail sur les tableaux, sculptures, tapisseries, etc. mais aussi au contexte de l'œuvre, à une évocation de son effet esthétique grâce aux compléments audio.

OBJECTIFS DU PROJET

La conception et la réalisation de systèmes pour l'aide à l'accessibilité aux objets d'art de personnes présentant une déficience visuelle poursuit plusieurs objectifs.

I. Mieux identifier et appréhender les besoins des utilisateurs avec déficience visuelle

La transposition simple d'une représentation visuelle par ajout de relief aux traits qui la composent ne suffit pas, car la perspective et les ombres qui suggèrent ordinairement le volume sur un dessin et la profondeur de la scène gênent la reconnaissance tactile, de même que la multiplication des traits et détails. Cette surabondance de détails sera simplifiée par segmentation en régions et/ou contours par les algorithmes utilisés. Une telle répartition en grandes zones permet de mieux laisser appréhender les œuvres par tous et contribue à une meilleure connaissance de l'organisation générale d'une œuvre d'art plastique.

II. Faire un état des lieux des technologies déployées dans les musées

Pour faciliter l'accès aux œuvres visuelles exposées (tant du point de vue de l'assistance à la navigation à l'intérieur du musée que de l'appréhension du contenu) les technologies utilisées dans les musées ont été répertoriées. Les retours de nos études participatives montrent l'intérêt pour les personnes interrogées, de l'exploration bi-manuelle et pluri-digitale pouvant être maintenue, voire amplifiée, par l'usage d'un retour tactile ainsi que de la complémentarité audio-tactile avec l'explicitation audio de la zone haptique et/ou du contexte de la sensation. Celle-ci a été mise en œuvre dans nos propres phases de test d'appréhension d'une œuvre

picturale de facture en apparence simple : *Le rêve du serpent,* de l'artiste aborigène australien Warlimpirrnga Tjapaltjarri, conservée au Musée du Quai Branly. L'avantage de cette peinture est qu'il n'y a pas de perspective ni d'ombres. Elle est constituée de formes géométriques simples, transposables sur tablette et pouvant être appréhendées par le tact reproduisant ainsi une œuvre traditionnellement inscrite à même le sol et faite pour être touchée.

III. Améliorer la mobilité des personnes présentant une déficience visuelle

Un cadre global théorique de mobilité cognitive pour les PPIV a été proposé [2]. Un algorithme de perception de l'espace à l'intérieur proche dit SLAM (Simultaneous Localisation And Mapping) a été conçu et implanté dans un simulateur et validé. L'originalité de cet algorithme vient de l'affichage dynamique qui fournit l'information minimale mais nécessaire au déplacement autonome et en sécurité d'une PPIV à l'intérieur d'un bâtiment (e.g. un musée). L'algorithme proposé a été implémenté pour une utilisation avec la tablette tactile STIMTAC (emprunt institutionnel de l'Université Lille 1).

Une approche permettant de simplifier la carte géographique classique a été proposée ; son originalité réside dans la simplification de la représentation de l'espace avec trois classes d'objets pertinentes pour la mobilité : des obstacles, des zones libres et des chemins possibles à emprunter. Le concept original de « carte (géographique) augmentée » a été proposé. Il s'agit d'une carte simplifiée et complétée par des informations utiles pour la mobilité de personnes présentant une déficience visuelle dans l'espace muséal (e.g. vitrines, portes, trajet vers des galeries tactiles…)

TECHNOLOGIES ACTUELLES

La conception préliminaire prévoit une tablette tactile avec des fonctions multiples comme une aide à l'acquisition de connaissances ; un outil esthésique (sensation) pouvant conduire à de réelles impressions esthétiques ; une aide à la (géo) localisation à l'intérieur et à l'extérieur et à la mobilité. Elle peut inclure des logiciels d'entraînement et de (ré-) éducation au repérage tactile. Elle permet d'échanger en temps réel et à distance sur internet avec d'autres personnes à propos d'un même objet que chacun peut toucher en même temps. Travailler tactilement permet de compléter des connaissances déjà acquises en associant des indications audio de plus en plus précises en fonction du point que l'on touche. Les critères recherchés dans ces dispositifs sont : exploration libre à plusieurs doigts, forte résolution, affichage de textures, de reliefs, de contours en temps réel, faible poids et tansportable. Les technologies actuelles ne remplissent pas tous les critères mais proposent plusieurs types de tablettes tactiles disponibles sur le marché ou sous forme de prototypes.

Stimtac (Univ. de Lille 1) et Hap2U sont des tablettes à retour vibratoire. Graphiti (Orbit Research) est une tablette à moteurs et des picots à hauteur réglable. Feelif est une tablette classique recouverte d'une grille avec taxels (pixels tactiles). Tactonom est un prototype de tablette avec des 10500 taxels sou forme de billes métalliques.

METHODE DE TRAVAIL

La conception participative et la conception pour tous ont été deux principes fondamentaux de la méthode de travail mise en œuvre: "participative" car les personnes présentant une déficience visuelle ont été impliquées à différentes étapes du projet; "pour tous" car l'information tactile fournie par les prototypes de systèmes de base proposés peut être utilisée efficacement par toute personne. Nous avons mené une série de rencontres avec les utilisateurs finaux et des instructeurs de locomotion: Centre Normandie-Lorraine, étudiants de l'Université de Rouen Normandie, Fédération des Aveugles de France et associé à la recherche des professionnels des musées en France et en Italie.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Une représentation tactile des objets simples et complexes est possible et attendue, mais sans être une pure transposition de représentations visuelles en équivalents tactiles. L'apprentissage des représentations tactiles joue un rôle fondamental dans l'acquisition de connaissances nouvelles. Un dispositif idéal doit respecter les caractéristiques matérielles permettant de distinguer le contour des figures et être muni de logiciels efficaces pour la segmentation d'images et l'assistance de déplacement. Les expérimentations doivent être réalisées dans des groupes avec une approche intégrative de conception de nouvelles interfaces pour l'homme.

REMERCIEMENTS

Nous remercions le CNRS Mission Multidisciplinarité, programme AUTON pour son soutien de cette recherche, ainsi que le CCAH et la FIRAH pour leur encouragement. Nos remerciements vont aussi pour le soutien de l'URN et de leur Espace Handicap ainsi que HANDISUP.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Y. Hatvelle, A. Streri, E. Gentaz: *Toucher pour connaître. Psychologie cognitive de la perception tactile manuelle*, Paris, PUF, 2000

[2] E. Pissaloux, R. Velazquez, F. Maingreaud "A New Framework for Cognitive Mobility of Visually Impaired Users and Associated Tactile Device" in *IEEE Trans.Human-Machine Systems*, Vol.47, Issue 6, pp.2163-2291, Dec 2017.

Extended Abstract: Legal research and ethical reflection on the chronic patients and on the persons with a handicap

M.-A. Ngo
GREDEG CNRS UMR 7321
Mai-Anh.NGO@gredeg.cnrs.fr

L. Lemahieu
CNRS, ENS, Lyon
laura.lemahieu@ens-lyon.fr

V. Siranyan
P2S 4129, UCB Lyon1
valerie.siranyan@univ-lyon1.fr

Abstract - The study and the analysis of the health care for people with a situation of handicap aim to allow a better coordination between the health professionals and the patients. The optimization of their care can lead to a bigger autonomy and to a better integration in the society. This project is based on a multidisciplinary approach with shared experiences for problems resolution.
In this context, a methodology established on clinical ethics can help to obtain a consensus for an efficient decision-making, despite the medical complexity for a patient weakened by a handicap or a chronic pathology.

Index Terms – Health law, Ethics, Handicap, Sport.

INTRODUCTION

Legal and ethical research aims at proposing either some innovative legal tools, or an original use of the legal concepts, with the objective to integrate the evolution of the sciences and the techniques, in the respect of the patients' new expectations.

This approach aspires to limit the gap which can appear between the legislative or statutory texts and the functioning of the health system that presents a perpetual transformation. The development of legal innovative concepts can contribute to the optimization of the patients' accompaniment in health system. A particular attention should be given to weakened people, in particular for care and treatment but also for daily activities and even for sport exercises.

Thus, the researchers in health law would be able to create synergies between the health professionals, the psychologists, the scientists or the sociologists and expert patients.

CONTEXTS

If many publications study the optimization of patients' monitoring and health care coordination, few projects aim at creating a collaborative methodology for the development of the law research, for the medical and pharmaceutical research, and the ethical reflections, in an area affecting the patients' life and people with a handicap or a chronic disease that may cause a loss of autonomy.

I. Legal context

The Law of January 26th, 2016 of modernization of our health system defines the health policy which includes the organization of patients' follow-up and their accompaniment [1]. With this objective, the national strategy of health contains several measures dedicated to the physical activities promotion. Preventing the loss of autonomy is also an important measure for the public health policy. More recently the Law for the financing of the Social Security underlines the need to create a legal framework favorable to the acceleration of the organizational innovations and the telemedicine [2].

II. Economic context

The research for the efficiency of the prevention acts and of the medical care could contribute to the financial balances. In this respect, the development of the new technologies and robotics could favor the coordination of the health professionals. Digital tools could also improve the access to healthcare.

III. Sociologic context

Nobody could contest that the evolution of sciences and techniques profoundly transformed the medical practice and the pharmaceutical exercise. Moreover, the development in communication and information technologies contributes to knowledge sharing between patients and healthcare professionals. In the same movement, to improve safety and quality, the concept of sanitary democracy emphasizes the construction of a well-balanced relation of care.

IV. Ethical context

The ethical research can be understood as a multidisciplinary reflection in a democratic society. This discipline allows to think about the consequences of the

progress of the sciences and techniques, in the respect of the chronic patients. This methodology may lead to several guidelines through a consensus process, among health professionals.

OBJECTIVES

Problematics on handicap must be analyzed not as a central pathology but as an element making up the personality of the patient. The telemedicine can certainly represent a solution, but it will be advisable to remain watchful for a fair access to the health system, in the respect of the human universal rights.

I. Responsabilities in the health system

The patients' monitoring, by a multidisciplinary health team, involves the determination of the responsibilities, according to the competence of each actor. In this respect, it is essential to analyze the respect for the duty to warn patients, by the health professionals and the medical experts [3]. More and more patients are hyperconnected. This is why professionals must help them to choose appropriate information.

II. Support of patients : health care and wellfare

The study and the analysis of the health care for people with a situation of handicap aim to allow a better coordination between the health professionals and the patients. The optimization of their care can lead to a bigger autonomy and to a better integration in the society. This project is based on a multidisciplinary approach with shared experiences for problems resolution. A methodology established on clinical ethics may help to obtain a consensus for an efficient decision-making, despite the medical complexity for a patient weakened by a handicap or a chronic pathology.

Besides, the analysis of the decree n°2016-1990 of December 30th, 2016 concerning the prescription of physical activity by the patient's doctor, underlines the difficult implementation of this program in a multidisciplinary context. These measures are restricted to patients with a long-term pathology and the dispositions do not make specific references to the reimbursement. The development of economic studies could possibly allow to analyze the possibility of a financial coverage. Other works could also help to understand the benefice in term of public health policy [4].

III. E-health

In parallel the development of the telemedicine, associated with the use of connected objects, offers new perspectives for the patients' follow-up. These digital innovations impose caution to the professionals that manufacture medical devices, as well as to those that use them or to those that give advice to patients. Besides, numerous mobile applications are used every day by people who worry about their lifestyle and about their well-being. Thus, personal data could transit by smartphones without real protection. It will be advisable to think about the legal, technical and clinical tools which could protect the health and the private life of the consumers.

In the society of the logarithms, the risk management of the artificial intelligence in the health system, can lead to the implementation of new protocols for a bigger vigilance and to personalization of the accompaniment of the users.

SYNTHESYS

The health care and the accompaniment of the patients with a loss of autonomy would have to integrate specific clinical and social environment of each weakened person. The research for the quality and the security of care will have to base on the coordination of the healthcare professionals. The determination of the respective responsibilities of every actor could also favor the trust into a quality health system. The respect for the rights of the patients in a situation of dependence could allow to build appropriate relationships in the care network.

REFERENCES

[1] Loi n° 2016-41 du 26 janvier 2016 de modernisation de notre système de santé, JORF 27 janvier 2016.

[2] Loi n° 2017-1836 du 30 décembre 2017 de financement de la sécurité sociale pour 2018, JORF 31 décembre 2017.

[3] Article L. 1111-2 du Code de la santé publique.

[4] Décret n° 2016-1990 du 30 décembre 2016 relatif aux conditions de dispensation de l'activité physique adaptée prescrite par le médecin traitant à des patients atteints d'une affection de longue durée, JORF 31 décembre 2016

ABOUT THE AUTHORS

Mai-Anh Ngo, engineer of research, specialized in private law [HDR], GREDEG (UMR 7321, University Côte d'Azur/ CNRS) France.

Laura Lemahieu, Ph. D Student, ENS, Lyon, France

Valérie Siranyan associate professor in health law, faculty of pharmacy, EA P2S 4129, University Claude Bernard Lyon 1, France

MusiDance : Effets thérapeutiques du son et de la musique sur les personnes en situation de dépendance

Mitsuko Aramaki*, Nicolas Darbon, Richard Kronland-Martinet, Jean Vion-Dury, Sølvi Ystad
Aix-Marseille Univ, CNRS, PRISM, Marseille, France
{nom}@prism.cnrs.fr

Cécile Davy-Rigaux, François Giroux, François Madurell
Sorbonne Université, CNRS, IReMus, Paris, France
Cecile.davy-rigaux@cnrs.fr
francois.madurell@paris-sorbonne.fr
francois.giroux@espe-paris.fr

Nathalie Henrich-Bernardoni
Université Grenoble Alpes, CNRS, GIPSA-lab, Grenoble, France
nathalie.henrich@gipsa-lab.fr

Hervé Platel
INSERM, NIMH, Caen, France
herve.platel@unicaen.fr

Géraldine Gaudefroy-Demombynes
Université de Rennes 2, Rennes, France
ggdemombynes@gmail.com

Résumé – Soutenu par la Mission pour l'Interdisciplinarité du CNRS depuis Avril 2018, le projet « MusiDance » a pour objectif la mise en place d'un consortium interdisciplinaire permettant d'aborder les questions liées à l'apport du son et de la musique dans la prise en charge des personnes en situation de dépendance. Il vise à terme à des applications sociétales de santé publique mais il pose en prérequis un ensemble de questions fondamentales relatives à l'influence des structures sonores et musicales (en situation d'écoute et de production) sur le comportement et le ressenti humain.

Introduction

Si l'effet émotionnel de la musique a été intensément étudié dans le domaine des sciences cognitives, son effet thérapeutique a été beaucoup moins abordé par la communauté scientifique. Le projet « MusiDance » a pour objectif de mettre en place un consortium interdisciplinaire susceptible d'étudier l'influence des structures sonores et musicales sur la qualité de vie des personnes en situation de perte d'autonomie dans les activités de la vie courante. Cette initiative constitue une première étape dans la prise en compte de pratiques artistiques à visée thérapeutique (dans les processus de soins) auprès de populations fragilisées.

Le Consortium

Le projet ambitionne le développement d'une véritable réflexion partagée croisant sciences fondamentales, sciences humaines et sciences biomédicales au sein d'un consortium interdisciplinaire constitué de 3 laboratoires CNRS et de 2 institutions académiques experts dans les domaines des sciences du son, de la musique, des arts, du comportement et de la cognition humaine :

- PRISM, « Perception, Représentations, Image, Son, Musique » [*1*] (FRE 2006) favorise l'interdisciplinarité autour des questions de la perception, des représentations et de leurs usages. L'enjeu scientifique de PRISM est de révéler comment l'audible, le visible et leurs interactions engendrent de nouvelles formes de représentations sensibles et/ou formelles du monde contemporain. « MusiDance » s'insère dans le projet structurant et fédérateur du laboratoire « Sons, Musiques et Thérapies » (SoMuThé).
- L'IReMus, Institut de recherche en Musicologie [*2*] (UMR 8223), dont le champ des études recouvre une vaste chronologie allant du Moyen Âge à la musique électroacoustique, au jazz et aux musiques actuelles. Le laboratoire aborde la plupart des sous-disciplines de la musicologie et assure une mission de valorisation du patrimoine musical conservé en France, mission liée à ses partenariats privilégiés avec la BnF et le MiC.

- Le GIPSA-lab [*3*] (UMR 5216) traite des signaux et des systèmes des points de vue théorique et applicatif. L'équipe « Voix Systèmes Linguistiques et Dialectologie » étudie la diversité et la variation des systèmes linguistiques et dialectaux. Des recherches y sont menées sur la production de la voix humaine sous toutes ses formes d'expression, et notamment sur le chant. L'équipe s'intéresse à l'usage de la voix chantée pour l'apprentissage des langues étrangères et pour la prise en charge de maladies neurodégénératives.
- Le laboratoire « Neuropsychologie et Imagerie de la Mémoire Humaine » [*4*] (UMR-S 1077) étudie la mémoire chez le sujet sain et dans diverses pathologies. Il mène des travaux concernant le diagnostic, la mise en place d'approches originales d'interventions cognitives et de prises en charge utilisant des supports artistiques [*5*], en particulier la musique, notamment auprès de patients Alzheimer, en croisant approches cliniques et expérimentales (neuroimagerie).
- Nourrie par de multiples approches méthodologiques et disciplinaires (arts visuels, architecture, photographie, musique, archéologie et philosophie de l'art, littérature), l'équipe d'accueil « Histoire et critique des Arts » [*6*] (EA 1279) de l'université de Rennes 2 appréhende les notions « arts » et « critique » sous des angles historiques, théoriques et épistémologiques très larges, et s'inscrit dans le vaste champ actuel de l'histoire culturelle.

Questionnements – Verrous Scientifiques

Au sein de ce consortium, nous questionnerons l'influence du son et de la musique pour la santé. Nous aborderons le point de vue de la perception mais également celui de la pratique artistique sous un éclairage multiple, i.e. acoustique, musicologique, historique, comportemental, neuropsychologique et psycho-social. En outre, le consortium mènera des réflexions méthodologiques sur la mise en évidence d'indicateurs d'impact robustes (psycho-sociaux, cognitifs et physiologiques) de ces stimulations auditives et pratiques artistiques. La dimension du sonore et du musical sera abordée à travers différentes approches perceptives mettant en jeu les ambiances sonores, les compositions musicales et les répertoires vocaux.

Le laboratoire PRISM est à l'origine d'un système de génération temps réel de sons de l'environnement et de sons abstraits dont le contrôle est lié à l'évocation induite en accord avec l'approche écologique de la perception [*7*]. Sur cette base, nous pourrons développer un synthétiseur spécifique permettant de créer des scènes/ambiances sonores spatialisées et calibrées afin d'évaluer l'influence des morphologies sonores sur le comportement de l'auditeur dans une perspective clinique. Nous étudierons également une mise en contexte musical de ces sons en tirant parti de connaissances musicologiques et herméneutiques sur la relation entre structures sonores et état psychique (normal ou pathologique). Le projet bénéficiera des expériences issues des ateliers d'écoute sonore et musicale menés en psychiatrie. Cette recherche prendra notamment un caractère résolument exploratoire en s'inspirant des études sur la relation entre musiques, sonorités et modalités de conscience (hypnose, musique chamanique, transe).

L'impact cognitif de la voix chantée (en écoute et en production) sur la santé sera étudié dans une perspective clinique et transgénérationnelle. Divers répertoires vocaux seront envisagés à commencer par le « plain-chant » jusqu'aux formes plus contemporaines de chants. En particulier, l'expérimentation musicale sur la base du plain-chant d'Hildegarde de Bingen (abbesse, médecin et musicienne (1098-1179)) sera étudiée selon une double approche musicologique et neuropsychologique. Des mesures psycho-comportementales et physiologiques (cortisol, BDNF, etc.) complémentaires seront réalisées.

D'autres répertoires vocaux telles que des pratiques polyphoniques comme le faux-bourdon de l'époque moderne, et sur des adaptations contemporaines de type « chants corses » par exemple seront abordés. Il s'agirait, à partir de la recherche menée sur la musique monodique et son éventuel usage thérapeutique, d'élargir par étapes le projet à d'autres types de musique en passant par la polyphonie homorythmique – chants harmonisés en accords à trois voix – pour arriver à de courtes pièces tonales mélodico-harmoniques.

La question de l'impact d'exercices en voix chantée sur les capacités mentales et communicationnelles de personnes en situation de dépendance pourra également être abordée. Des liens avec des caractéristiques de la production de la voix chantée (physiologiques, acoustiques et aérodynamiques) pourraient être établis dans ce contexte.

References

[1] [Online]. https://www.prism.cnrs.fr/

[2] [Online]. http://www.iremus.cnrs.fr/

[3] [Online]. http://www.gipsa-lab.fr/recherche/departement-parole-cognition.php

[4] [Online]. https://nimh.unicaen.fr/fr/accueil/

[5] H. Platel and C. Thomas-Antérion, *Neuropsychologie et Art: Théories et applications cliniques*. Paris, France: De Boeck-Solal, 2014.

[6] [Online]. https://www.univ-rennes2.fr/histoire-critique-arts

[7] C. Verron, M. Aramaki, R. Kronland-Martinet, and G. Pallone, "A 3D immersive synthesizer for environmental sounds," *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, vol. 18, no. 6, pp. 1550-1561, 2010.

Influence des Déficits Proprioceptifs sur Perception, Action et Cognition : Leçons Tirées de l'Etude de Patients Neurologiques, Amputés et Déficients Visuels.

Fabrice SARLEGNA
Institut des Sciences du Mouvement, CNRS & AMU
fabrice.sarlegna@univ-amu.fr

Consortium AUTON Subilma
http://www.cnrs.fr/mi/IMG/pdf/auton2017_jr_presentation_subilma_reduit.pdf

Résumé - Dans le cadre d'un projet collaboratif, les capacités perceptives, motrices et/ou cognitives sont analysées chez des sujets, humains et animaux, sains ou atteints de déficience sensorielle. Au delà des 5 sens biens connus, nous avons étudié les déficiences proprioceptives, relatives à la perception de la position et du mouvement des segments corporels, et/ou les déficits moteurs et cognitifs chez des individus amputés, des malvoyants ou encore des patients atteints de neuropathie sensitive afin de mieux caractériser les deficits. Les études soulignent des déficits proprioceptifs limitant, au quotidien, l'autonomie des personnes. Nous avons ainsi amorcé le développement de technologies d'assistance basées sur les concepts de compensation sensorielle et de plasticité cérébrale.

Mots clés – Proprioception, déficience, vision, motricitié

INTRODUCTION

L'autonomie d'une personne dépend de ses capacités à interagir avec l'environnement, donc de ses capacités motrices. Or l'élaboration des commandes motrices repose fortement sur les informations provenant des différentes modalités sensorielles. La motricité peut ainsi, au-delà d'une atteinte du système moteur lui-même, être altérée par la perte d'information sensorielle. De ce point de vue, il nous est apparu pertinent d'étudier en parallèle la motricité de patients utilisant des prothèses technologiques (prothèses de membre pour des amputés), celle de patients déafférentés (n'ayant pas de retour proprioceptif sur leur membre) et celle de sujets sains utilisant des outils pour interagir avec leur environnement.

RÉSULTATS

En caractérisant les différences ainsi que les points communs chez ces différentes populations, nous avons pu mettre en évidence l'origine, au moins pour partie, des déficits sensorimoteurs mais aussi pour la représentation du corps et de l'espace. En effet, l'ensemble des travaux réalisés tend à mettre en évidence l'importance des signaux proprioceptifs pour la perception et l'action ainsi que la cognition spatiale. L'absence de proprioception d'origine musculaire, cutanée et articulaire serait ainsi à la base des difficultés verbalisées par les amputés utilisateurs de prothèse. Les conséquences motrices des déficits proprioceptifs ont bien été mises en évidence par des études avec des patients dépourvus de proprioception musculaire à la suite d'une neuropathie sélective des fibres afférentes proprioceptives. Ces études révèlent notamment d'importants déficits de coordination, que la vision ne permet de compenser.

Nous avons alors évalué sur la plasticité cérébrale permettait, à des fins de compensation fonctionnelle, une amélioration de la proprioception chez des déficients visuels. Nous avons pu travailler avec des individus présentant une cécité légale acquise et nos données préliminaires montrent chez chaque déficient visuel un déficit proprioceptif. Ceci suggère que la perte d'un sens a des répercussions sur d'autres modalités sensorielles. Celles-ci doivent donc bien être étudiées afin d'améliorer les dispositifs et méthodologies de la substitution sensorielle (quelles informations sensorielles transmettre à un patient dont la perception est altérée/absente au travers de quelle autre modalité sensorielle ? par quel moyen technologique ?), et, d'autre part, de faciliter la motricité elle-même (intégration d'une prothèse, développement de stratégies motrices alternatives bio-inspirées). Seule cette

approche holistique peut, selon nous, permettre aux patients d'accéder à une expérience sensorimotrice optimale, c'est-à-dire naturelle et détaillée ; la seule à même de favoriser une intégration corporelle de ces dispositifs et ainsi une plus grande autonomie.

About the Authors

Fabrice SARLEGNA est Chargé de Recherche CNRS. Il étudie les spécificités et complémentarités des sens visuels et proprioceptifs au service du contrôle de la motricité chez l'Humain sain et pathologique. Dans le cadre du projet avec le consortium SUBILMA, financé par la Mission Interdisciplinarité du CNRS via le programme AUTON, les capacités perceptives, motrices et/ou cognitives sont analysées chez des sujets, humains et animaux, sains ou atteints de déficience sensorielle (proprioceptive ou visuelle) afin de mieux identifier les deficits et développer des technologies d'assistance adaptées aux besoins.de chaque utilisateur.

Extended Abstract: AMISIA: A multidisciplinary approach for the secondary prevention of the loss of autonomy for patients with traumatic brain injury and stroke

Stephane Mandigout
HAVAE EA 6310
Limoges, France
stephane.mandigout@unilim.fr

Ioannis Kanellos
LabSTICC - IHSEV/ HAAL UMR 6285
Brest, France
ioannis.kanellos@telecom-bretagne.eu

Damien Ricard
a HIA Percy, Clamart, France
b CNRS, UMR-MD4 8257 Cognition and action group,
Paris, France
damien.ricard@m4x.org

Anaick Perrochon
HAVAE EA 6310
Limoges, France
anaick.perrochon@unilim.fr

Benoit Encelle
Université de Lyon 1, LIRIS, UMR CNRS 5205
Lyon, France
benoit.encelle@univ-lyon1.fr

Michel Schneider
LIMOS UMR 6158
Clermont-Ferrand, France
michel.schneider@isima.fr

Stéphane Buffat
a Institut de Recherche Biomédicale des Armées, Brétigny-sur-Orge, France
b CNRS, UMR-MD4 8257 Cognition and action group,
Paris, France
stephane.buffat@defense.gouv.fr

Laure Fernandez
Sc. du Mouvement UMR 7287.
Marseille, France
laure.fernandez@univ-amu.fr

Nasser Rezzoug
Université de Toulon
Toulon, France
rezzoug@univ-tln.fr

Marinette Bouet
LIMOS UMR 6158
Clermont-Ferrand, France
Marinette.BOUET@univ-bpclermont.fr

Abstract - AMISIA a multidisciplinary, 36 months Defi CNRS AUTON project, aimed at the secondary prevention of the loss of autonomy for patients with traumatic brain injury and stroke. As "any patient is a unique case", AMISIA proposes an integrated approach, mixing medical heath devices, information technology and human factors to provide patients, health care actors and caregivers from the relatives both the best incentives and high degree of monitoring. Three scientific aims are targeted: (i) to study the ability to effectively monitor ones' health by extracting relevant indicators, to factor the information flux and to organize the information flowchart for long-term benefits; (ii) to set up an adaptive system on which individualized incentive scenarios can be defined and associate to them assistance protocols, by means of humans and/or robots; (iii) to provide an effective feedback based on the information gathered through real rehabilitation in-context sessions, performed on such scenarios. In line with the first aim, we conducted a data collection experiment in Limoges with 61 volunteer participants. Data were Biographic elements, socio-economic profiles, Cognitive

performance (Corsi test results), psychological battery (anxiety, fatigue, sleep), posture and gait measurement with 4 Imus and a Wii-balance board, and finally the physical activity over a week span at home (Armband and Fitbit sensors). These data will help build a control database, to help extract individual profiles with machine learning techniques.

Index Terms - Secondary prevention, stroke, brain traumatic injury, activity incentive, multidimensional data collection

INTRODUCTION

The loss of autonomy, due to age disabilities, chronic pathologies or as a consequence of a sudden illness, is both a personal affliction and a dire socio-economic issue [1]. Autonomy preservation and recovery necessitate physical activity to tap into physiological resources and neurological plasticity [2]. However, as simple as this goal seems, more than 80% of the patients do not respect simple daily activities recommendations [3]. On the contrary, such patients significantly increase their sedentariness, which notably increase the recurrence risk. Thus, it is urgently needed to find strategies aiming at actively controlling, following, inciting such patients for better practices in a personalized way [4]. A fully ecological follow-up of everyday activities at home could be an optimal solution [5], insofar as any handicap is a complex combination melting previous health issues and contextual problems, such as social and economic factors, as the International Classification of Functioning, Disability and Health [6] shows. A first step is to ensure adequate data gathering and analysis. Several “commercial off the shelf” (COST) sensors exists. However, their reliability and a true accessibility to the raw data can be questioned [7].

The aim of the present article is to present an experiment realized during the AMISIA project. AMISIA a multidisciplinary, 36 months Defi CNRS AUTON project, aimed at the secondary prevention of the loss of autonomy for patients with traumatic brain injury and stroke. As “any patient is a unique case”, AMISIA proposes an integrated approach, mixing medical heath devices, information technology and human factors to provide patients, health care actors and caregivers from the relatives both the best incentives and high degree of monitoring. Three scientific aims are targeted: *(i)* to study the ability to effectively monitor ones’ health by extracting relevant indicators, to factor the information flux and to organize the information flowchart for long-term benefits; *(ii)* to set up an adaptive system on which individualized incentive scenarios can be defined and associate to them assistance protocols, by means of humans and/or robots; *(iii)* to provide an effective feedback based on the information gathered through real rehabilitation in-context sessions, performed on such scenarios.

II. MATERIAL AND METHOD

I. Participants

Sixty one participants (age between 18 and 35) volunteered to participate in this study. The inclusion criteria for this study were: healthy adult. Exclusion criteria for this study were: subject with visual or perceptual disorders; cognitive disorders; known neurological or psychiatric disorders; subject taking treatment likely to influence memory; walking disorder; subject over 35 years of age. Informed consent was signed before the study began by each participant.

II. Experimental design

The objective of our study was to define criteria allowing us to define precisely individual strategies to encourage physical activity. For this each participant carried out a battery of evaluations, which included*: (i*) A recording of physical activity level over 7 days (Armband SenseWear Bodymedia). The variables selected for this study are: total and active energy expenditure (TEE, AEE), number of steps and activity at low, moderate and vigorous intensity*; (ii)* The evaluation of activity level by the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ)*; (iii)* A socio-economic assessment to collect the parents' personal and professional situation, their housing, their daily life, their habits (video games, Internet, social networks, sports activity), their personal satisfaction and their resources*; (iv)* An extended assessment of stress, sleep, physical activity engagement, and coping habits in stressful situations using the Coping Inventory for Stressful Situations (CISS), the Epworth Sleepiness Questionnaire, the Profile of Mood States (POMS), the fatigue severity scale e-Fatigue, the PA for Health Purposes Motivation Scale (EMAPS), the Treatment-State Anxiety Inventory, the Pittsburgh Sleep Quality Index (PSQI)*; (v)* An assessment of the balance. This evaluation was carried out on a Wii-board platform using two methods (open and closed eyes) and information such as the stability index was collected on a tablet*;* [8] *(vi)* The walking quality was evaluated on the basis of a 10m round-trip test (walking speed, cycle variability, walking symmetry, double press time). A data recording from 4 inertial units has been done (Xsense®) [9]*; (vii)* A mental imagery test consists in performing the above walking test in the head, without moving and with the eyes closed. The person she thinks she's leaving gives the "top" start and when she thinks she's back says "top" again. In parallel, his walking time was timed. *(viii)* Finally, each subject carried out a cognitive evaluation based on the Corsi test, in four different modalities [10]: In near and far space and space navigation

in an environment without spatial landmarks (E-Corsi test and Walk-Corsi test, see Figure 1, and Figure 2)

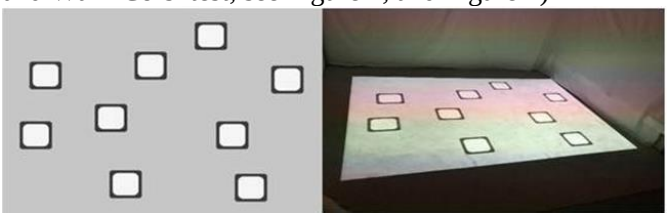


FIGURE 1. SMALL AND LARGE SCALE CORSI TEST.



FIGURE 2. SMALL AND LARGE SCALE ECOLOGICAL CORSI TEST.

III. RESULTS

I. Population assessment

Sixty-one participants (20 men and 41 women, 23 ± 3 years), were included in our study. Two groups performed the classical Corsi navigation score: Group A (n = 30), memory span less than 7 and Group B (n = 31), memory span more than 7, the span 7 being the median of our population sample.

II. Cognitive results

Mean memory span for Group A is 5.5±0.7, and 7.6±0.9 (p<0.001) for Group B. Both TEE and AEE were significantly higher in Group B (TEE: 2297±269 kcal vs. 2736±585 kcal, p=0.0016; AEE: 667±320 kcal vs. 1017±504 kcal, p=0.0028). Similar results were obtained for physical activity duration. However, we found no difference between groups for the IPAQ score. Additionally, we find, with the socio-demographic questionnaire, that participants from Group B are more prone to play video games that participants from Group A. Fatigue questionnaire results show also that participants from Group A have a higher fatigue level (3.1±1.2) than participants from Group B (2.8±0.9). There is no significant difference between Group A and B for the other variables (Gait quality, posture, anxiety, drowsiness, motivation, sleep). A multiple regression analysis shows that AEE, total physical activity duration and fatigue account for 40% of the memory span variance.

IV. DISCUSSION

Cognitive disorders are strongly present in traumatic brain injury or stroke patients. It constitutes a limitation for the activity and the return to a normal social life. This study, even if we included only healthy young subjects, allows us to postulate that the cognitive disorders could be partly explained by the lack of activity of the people, and also by a state of greater fatigue. Our study reports few other criteria that can explain the variance of the span. The lack of effect for these criteria can be explained by the characteristics of our subjects, young and healthy. However, the ability to better identify *(i)* the primary symptoms of restriction of activity and limitation of participation, and *(ii)* the criteria explaining the majority of these variations, will undoubtedly help to define the individual strategy of incentive for the activity. If all this analysis can be done via a sensor and an application (adapted dashboard), then it will be easier to follow the patient and advised for a successful home return. And these data will help build a control database, to help extract individual profiles with machine learning techniques. Ultimately, the AMISIA project will focus on three directions.

The first one is the pursuit of the work on data collection, treatment and interpretation: A set of sensors and traditional approaches will be combined to produce interpretable data for the follow-up and future evaluations [11]. This objective will address the issue of data presentation in personalized score boards for the patient, the medical team and the caregivers. Heterogeneous in nature and massive in volume, data will need a flexible storage solution [12]. The ability to insert “on the fly” additional data collection devices, or additional services will be here addressed.

The second one is the design and the classification of sets of personalized scenarios building blocks: On the basis of upstream defined indicators and personæ modeling, we shall first develop an adaptive system able to generate personalized scenarios as concatenation of elementary items aka grains [13]. Thanks to an intuitive interface, the medical team will be able to provide several scenarios, organized in classes. Scenario relevance, ease of use and classes scope will be evaluated.

The third one is the implementation of incentive scenarios: The matter here is to study how to help the participants to recover or discover a beneficial physical activity in a personalized mode. It will combine human and/or robotic and/or system helping mediations [14, 15]. The acceptability and usability of such interactions and mediation proposals will be evaluated, especially at the social level.

.

ACKNOWLEDGEMENTS

We are thankful to the Mission pour l’Interdisciplinarité Team, Défi CNRS AUTON, for their scientific insights, and their unyielding support.

REFERENCES

[1] Autonomie des personnes âgées. Synthèse documentaire dans le cadre de la mise en place des plateformes de santé publique à

l'ARS de Poitou-Charentes. S. Robin, J. Giraud & F. Moreau. ORS Poitou-Charentes - Février 2014 – Rapport n°155, 79 pages.

[2] L'accident vasculaire cérébral (AVC) et la perte d'autonomie - https://essentiel-autonomie.humanis.com/comprendre-perte-autonomie/causes/avc-accident-vasculaire-cerebral - Mis à jour le 07/11/2016.

[3] Marcus, B. H., Forsyth, L. H., Stone, E. J., Dubbert, P. M., McKenzie, T. L., Dunn, A. L., & Blair, S. N. (2000). Physical activity behavior change: issues in adoption and maintenance. Health Psychology, 19(1S), 32

[4] Marshall, S.J, Biddle, S.J.H. The transtheoretical model of behavior change: a meta-analysis of applications to physical activity and exercise. Ann Behav Med 2001 ; 23 : 229-246.

[5] Michie, S., & Johnston, M. (2012). Theories and techniques of behaviour change: Developing a cumulative science of behaviour change. Health Psychology Review, 6(1), 1-6.

[6] Dennison, L., Morrison, L., Conway, G., & Yardley, L. (2013). Opportunities and challenges for smartphone applications in supporting health behavior change: qualitative study. Journal of medical Internet research, 15(4), e86

[7] Mandigout, S., Vuillerme, N., Borel, B., Perrochon, A., Lacroix, J. : Measuring the daily energy expenditure related to physical activity by actigraphy: Comparative study. Ann. Phys. Rehabil. Med. 2016 Sep. 59S:e52. (doi: 10.1016/j.rehab.2016.07.119.).

[8 Bargiotas I, Audiffren J, Vayatis N, Vidal P-P, Buffat S, Yelnik AP, et al. (2018) On the importance of local dynamics in statokinesigram: A multivariate approach for postural control evaluation in elderly. PLoS ONE 13(2): e0192868. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0192868

[9] Barrois R, Gregory T, Oudre L, Moreau T, Truong C, Aram Pulini A, et al. (2016) An Automated Recording Method in Clinical Consultation to Rate the Limp in Lower Limb Osteoarthritis. PLoS ONE 11(10): e0164975. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0164975

[10] Perrochon A, Mandigout S. Soria-Garci N, Pestruzellis S, Henri E, Daviet J-Cet al. "Évaluation de la mémoire de travail visuo-spatiale lors de tâches de navigation spatiale avec et sans repères spatiaux chez des sujets jeunes et âgés." (2017) in *Neurophysiologie Clinique*. 47(5-6):346.

[11] Shull PB, Jirattigalachote W, Hunt MA, Cutkosky MR, Delp SL. Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. Gait Posture. 2014;40(1):11–9.

[12] Abu-Elkheir M, Hayajneh M, Ali NA. Data Management for the Internet of Things: Design Primitives and Solution. Sensors (Basel, Switzerland). 2013;13(11):15582-15612. doi:10.3390/s131115582.

[13] Titov I, McDonald R. Modeling online reviews with multi-grain topic models. In Proceedings of the 17th international conference on World Wide Web (WWW '08) 2008. ACM, New York, NY, USA, 111-120. DOI=http://dx.doi.org/10.1145/1367497.1367513.

[14] Akgun B, Cakmak M, Yoo JW, Thomaz AL. Trajectories and keyframes for kinesthetic teaching: A human-robot interaction perspective. In: Proceedings of the seventh annual ACM/IEEE international conference on Human-Robot Interaction [Internet]. ACM; 2012 [cited 2016 Oct 25]. p. 391–8. Available from: http://dl.acm.org/citation.cfm?id=2157815

[15] Koenitz H, Ferri G, Haahr M, Sezen D, Sezen Tİ, editors. Interactive Digital Narrative: History, Theory and Practice. New York: Routledge; 2015. 302 p

Conférences Invitées

Président de Session : Mohamed Slimane, Guy Bourhis, Dominique Archambault

2000-2018 : quels progrès pour l'autonomie des personnes en situation de handicap, *Éric Molinié*



Eric Molinié
Dalkia

Secrétaire Général

Âgé de 57 ans, diplômé d'HEC Paris, Eric Molinié débute sa carrière en 1983 à la Banque Indosuez ; il est en charge de la syndication des émissions obligataires. De 1987 à 1998, il est Directeur Général Adjoint de Cyril Finance, établissement financier créé par le groupe MMA. Il est parallèlement Trésorier bénévole de l'Association Française contre les Myopathies (AFM) organisatrice du téléthon, dont il devient en 1999 Directeur Général puis Président. En 2004, il devient conseiller au cabinet du Président d'EDF. Depuis 2007, il est Membre du Conseil d'Administration de la Fondation Adolphe de Rothschild. De 2010 à 2011, il est Président de la Haute Autorité de Lutte contre les Discriminations et pour l'Egalité (HALDE), et Président du Samu Social de Paris de 2011 à 2013. De 2010 à 2014, il dirige le pôle Ethique et Responsabilité d'Entreprise en tant que Directeur Adjoint de la Direction du Développement Durable du groupe EDF. En juin 2013, avec deux autres personnes missionnées par le Gouvernement français, il remet au Gouvernement 20 propositions pour développer la RSE en France. Depuis 2013, il est Président de la Commission Ethique et Déontologie du groupe EDF. Il rejoint Dalkia comme Secrétaire Général en juillet 2014. Depuis 2016, il est Membre du Conseil d'Administration de l'organisation humanitaire ATD Quart Monde. En 2016, il est nommé Membre du Comité du Label ISR (Investissement Socialement Responsable) par le Gouvernement français. En mai 2016, il publie « Vivant ! » aux éditions Odile Jacob.

Utiliser les interfaces cerveau-ordinateur pour ameliorer des performances cognitives et motrices : defis et enjeux dans le cadre de la reeducation post-AVC

Camille Jeunet
CNBI, EPFL, Genève, Suisse / Univ. Rennes,Inria,IRISA,CNRS, Rennes, France

Les Interfaces Cerveau-Ordinateur (ICO) ont été définies comme étant des outils de communication et de contrôle permettant à leur utilisateur d'interagir avec l'environnement uniquement par le biais de leur activité cérébrale (Wolpaw et al., 2002). Cette activité cérébrale est la plupart du temps mesurée grâce à un ElectroEncéphaloGraphe (EEG), cette technique étant à la fois non-invasive, accessible, portable et associée à une excellente résolution temporelle. Parmi les différents types d'ICO (Zander & Kothe, 2011), nous nous intéressons ici tout particulièrement aux ICO basées sur l'imagerie mentale, ou IM-ICO (Pfurtscheller et al., 1997). Afin de contrôler une IM-ICO, les utilisateurs doivent apprendre à réaliser des tâches mentales leur permettant de moduler des rythmes EEG spécifiques. Pour ne citer qu'un exemple, dans le cadre d'ICO basées sur l'imagerie motrice (c.-à-d., l'imagination de mouvements), le fait de réaliser des tâches d'imagerie motrice de la main gauche vs. droite va typiquement générer une diminution de l'amplitude des rythmes sensori-moteur (rythmes μ et β) au niveau des aires sensori-motrices droites vs. gauche, respectivement (Pfurtscheller et al., 1997). Chaque tâche mentale étant associée à une commande (par exemple faire tourner un fauteuil roulant à gauche ou à droite), il est alors possible d'inférer la commande que l'utilisateur souhaite envoyer à partir des caractéristiques des signaux EEG mesurés.

Historiquement, les Les Interfaces Cerveau-Ordinateur (ICO) ont été définies comme étant des outils de communication et de contrôle permettant à leur utilisateur d'interagir avec l'environnement uniquement par le biais de leur activité cérébrale (Wolpaw et al., 2002). Cette activité cérébrale est la plupart du temps mesurée grâce à un ElectroEncéphaloGraphe (EEG), cette technique étant à la fois non-invasive, accessible, portable et associée à une excellente résolution temporelle. Parmi les différents types d'ICO (Zander & Kothe, 2011), nous nous intéressons ici tout particulièrement aux ICO basées sur l'imagerie mentale, ou IM-ICO (Pfurtscheller et al., 1997). Afin de contrôler une IM-ICO, les utilisateurs doivent apprendre à réaliser des tâches mentales leur permettant de moduler des rythmes EEG spécifiques. Pour ne citer qu'un exemple, dans le cadre d'ICO basées sur l'imagerie motrice (c.-à-d., l'imagination de mouvements), le fait de réaliser des tâches d'imagerie motrice de la main gauche vs. droite va typiquement générer une diminution de l'amplitude des rythmes sensori-moteur (rythmes μ et β) au niveau des aires sensori-motrices droites vs. gauche, respectivement (Pfurtscheller et al., 1997). Chaque tâche mentale étant associée à une commande (par exemple faire tourner un fauteuil roulant à gauche ou à droite), il est alors possible d'inférer la commande que l'utilisateur souhaite envoyer à partir des caractéristiques des signaux EEG mesurés.

Historiquement, les ICO ont été développées afin de permettre à des personnes totalement paralysées de pouvoir communiquer à nouveau (via des systèmes appelés spellers leur permettant d'épeler des mots), puis de contrôler un fauteuil roulant uniquement par le biais de leur activité cérébrale (Vidal, 1973). Il s'agissait pour eux de réaliser des tâches d'imagerie mentale, en l'occurrence d'imaginer des mouvements de la main gauche ou de la main droite afin de faire tourner le fauteuil vers la gauche ou vers la droite, respectivement (Millán et al., 2010). Depuis, de nombreuses autres applications ont été développées, rendant les IM-ICO extrêmement prometteuses dans de nombreux domaines. Ces technologies pourraient en effet permettre d'améliorer les conditions de vie de patients atteints

de sévères handicaps moteurs en leur redonnant une certaine autonomie motrice : notamment grâce à des technologies d'assistance telles que des fauteuils roulants, des prothèses ou des orthèses. Mais les IM-ICO permettent aussi de proposer des modalités de contrôle innovantes pour les sujets tout-venant, par exemple dans le cadre de jeux vidéo. En plus de leur intérêt pour le contrôle d'applications, les ICO peuvent être utilisées pour des entraînements NeuroFeedback (NF) dans le but d'améliorer les performances cognitives ou motrices, aussi bien de patients que de sujets tout-venant. Un entraînement NF consiste à cibler une capacité cognitive/motrice sous-tendue par des processus neurophysiologiques spécifiques, puis à entraîner les utilisateurs à moduler/autoréguler ces processus neurophysiologiques en leur fournissant un retour perceptif (feedback) au sujet de leurs signaux EEG. De tels entraînements NF ont déjà été montrés efficaces pour réduire les symptômes du Trouble Déficit de l'Attention/Hyperactivité (TDAH) à travers la modulation des rythmes alpha impliqués dans les processus attentionnels (Milstein et al., 1969). Ils sont aussi de plus en plus utilisés dans le cadre de la rééducation post-Accident Vasculaire Cérébral (AVC) ayant entraîné des séquelles motrices (p. ex., paralysie d'un membre) (Ramos-Muguialday et al., 2013). Plus précisément, les patients s'entraînent à moduler leurs rythmes sensori-moteurs. Dans une approche de renforcement positif, lorsque la modulation de l'activité cérébrale cible dépasse un certain seuil, on leur fournit un retour perceptif (feedback) afin de favoriser le phénomène de plasticité synaptique et donc la récupération motrice. L'entraînement NF est aussi prometteur pour l'entraînement cognitif et moteur des personnes âgées (Angelakis et al., 2007), des athlètes (Mirifar et al., 2017), ou encore pour la formation professionnelle (Ros et al., 2009). En effet, certaines populations d'experts (notamment les pilotes, les chirurgiens ou les architectes) ont besoin d'acquérir d'excellentes capacités motrices et/ou de représentation dans l'espace. Or, il a été montré que capacités motrices et habiletés spatiales étaient fortement liées aux capacités d'imagerie mentale (Fleishman, 1963), d'où l'intérêt de proposer un entraînement à l'IM. L'entraînement à l'IM n'est pas nouveau en tant que tel, puisqu'il est déjà utilisé lors de la formation des chirurgiens par exemple (Arora et al., 2011). Cependant, les IM-ICO apportent une possibilité nouvelle et majeure : la possibilité de fournir un retour perceptif en temps réel aux apprenants sur la modulation de leur activité cérébrale en lien avec les tâches d'IM qu'ils réalisent, et donc la possibilité d'apprendre à mieux réaliser ces tâches.

Pour résumer, que ce soit dans le cadre du contrôle d'applications ou de l'entraînement NF, les IM-ICO sont extrêmement prometteuses dans de nombreux domaines (rééducation, technologies d'assistance, jeux vidéo, sport, formation professionnelle, etc.) et pour de nombreuses populations (patients avec handicap moteur ou cognitif, personnes âgées, apprenants, athlètes, etc.). Si elles se démocratisent, elles pourraient notamment permettre d'améliorer la qualité de vie de nombreux patients et de leur entourage en leur offrant de retrouver une certaine autonomie. Elles pourraient aussi permettre à des sujets tout-venant d'améliorer leurs performances cognitives et motrices (p. ex., dans le cadre de leur formation professionnelle). Lors de cette présentation, j'évoquerai plus en détails les enjeux liés à la démocratisation des ICO, tout particulièrement dans un contexte d'amélioration de performances cognitives et motrices chez les patients ayant subi un AVC.

Nous discuterons aussi des défis liés à la démocratisation des ICO dans un tel contexte. En effet, bien que prometteuses, les ICO sont encore peu utilisées en dehors des laboratoires, notamment en raison de leur manque de fiabilité. La communauté s'affaire actuellement à remédier à ce manque de fiabilité. De nombreux travaux sont menés d'une part pour améliorer la qualité des capteurs, et d'autre part pour améliorer la fiabilité des algorithmes de traitement du signal et d'apprentissage automatique, le tout dans le but d'avoir accès à des signaux EEG plus clairs et exploitables. Par ailleurs, on travaille aussi à améliorer les entraînements pour favoriser l'apprentissage des compétences nécessaires au contrôle d'une ICO. Notamment, un défi majeur consiste à comprendre et modéliser les facteurs cognitifs et neurophysiologiques influençant les performances ICO afin de pouvoir proposer des entraînements ICO adaptatifs, pertinents, efficients. Au-delà de ces aspects, la communauté doit enfin mener une réflexion fondamentale sur les aspects éthiques liés au ICO, tout particulièrement en termes d'accessibilité et de gestion de

l'espoir suscité. ICO ont été développées afin de permettre à des personnes totalement paralysées de pouvoir communiquer à nouveau (via des systèmes appelés *spellers* leur permettant d'épeler des mots), puis de contrôler un fauteuil roulant uniquement par le biais de leur activité cérébrale (Vidal, 1973). Il s'agissait pour eux de réaliser des tâches d'imagerie mentale, en l'occurrence d'imaginer des mouvements de la main gauche ou de la main droite afin de faire tourner le fauteuil vers la gauche ou vers la droite, respectivement (Millán et al., 2010). Depuis, de nombreuses autres applications ont été développées, rendant les IM-ICO extrêmement prometteuses dans de nombreux domaines. Ces technologies pourraient en effet permettre d'améliorer les conditions de vie de patients atteints de sévères handicaps moteurs en leur redonnant une certaine autonomie motrice : notamment grâce à des technologies d'assistance telles que des fauteuils roulants, des prothèses ou des orthèses. Mais les IM-ICO permettent aussi de proposer des modalités de contrôle innovantes pour les sujets tout-venant, par exemple dans le cadre de jeux vidéo. En plus de leur intérêt pour le contrôle d'applications, les ICO peuvent être utilisées pour des entraînements NeuroFeedback (NF) dans le but d'améliorer les performances cognitives ou motrices, aussi bien de patients que de sujets tout-venant. Un entraînement NF consiste à cibler une capacité cognitive/motrice sous-tendue par des processus neurophysiologiques spécifiques, puis à entraîner les utilisateurs à moduler/autoréguler ces processus neurophysiologiques en leur fournissant un retour perceptif (feedback) au sujet de leurs signaux EEG. De tels entraînements NF ont déjà été montrés efficaces pour réduire les symptômes du Trouble Déficit de l'Attention/Hyperactivité (TDAH) à travers la modulation des rythmes alpha impliqués dans les processus attentionnels (Milstein et al., 1969). Ils sont aussi de plus en plus utilisés dans le cadre de la rééducation post-Accident Vasculaire Cérébral (AVC) ayant entraîné des séquelles motrices (p. ex., paralysie d'un membre) (Ramos-Muguialday et al., 2013). Plus précisément, les patients s'entraînent à moduler leurs rythmes sensori-moteurs. Dans une approche de renforcement positif, lorsque la modulation de l'activité cérébrale cible dépasse un certain seuil, on leur fournit un retour perceptif (feedback) afin de favoriser le phénomène de plasticité synaptique et donc la récupération motrice. L'entraînement NF est aussi prometteur pour l'entraînement cognitif et moteur des personnes âgées (Angelakis et al., 2007), des athlètes (Mirifar et al., 2017), ou encore pour la formation professionnelle (Ros et al., 2009). En effet, certaines populations d'experts (notamment les pilotes, les chirurgiens ou les architectes) ont besoin d'acquérir d'excellentes capacités motrices et/ou de représentation dans l'espace. Or, il a été montré que capacités motrices et habiletés spatiales étaient fortement liées aux capacités d'imagerie mentale (Fleishman, 1963), d'où l'intérêt de proposer un entraînement à l'IM. L'entraînement à l'IM n'est pas nouveau en tant que tel, puisqu'il est déjà utilisé lors de la formation des chirurgiens par exemple (Arora et al., 2011). Cependant, les IM-ICO apportent une possibilité nouvelle et majeure : la possibilité de fournir un retour perceptif en temps réel aux apprenants sur la modulation de leur activité cérébrale en lien avec les tâches d'IM qu'ils réalisent, et donc la possibilité d'apprendre à mieux réaliser ces tâches.

Pour résumer, que ce soit dans le cadre du contrôle d'applications ou de l'entraînement NF, les IM-ICO sont extrêmement prometteuses dans de nombreux domaines (rééducation, technologies d'assistance, jeux vidéo, sport, formation professionnelle, etc.) et pour de nombreuses populations (patients avec handicap moteur ou cognitif, personnes âgées, apprenants, athlètes, etc.). Si elles se démocratisent, elles pourraient notamment permettre d'améliorer la qualité de vie de nombreux patients et de leur entourage en leur offrant de retrouver une certaine autonomie. Elles pourraient aussi permettre à des sujets tout-venant d'améliorer leurs performances cognitives et motrices (p. ex., dans le cadre de leur formation professionnelle). Lors de cette présentation, j'évoquerai plus en détails les enjeux liés à la démocratisation des ICO, tout particulièrement dans un contexte d'amélioration de performances cognitives et motrices chez les patients ayant subi un AVC.

Nous discuterons aussi des défis liés à la démocratisation des ICO dans un tel contexte. En effet, bien que prometteuses, les ICO sont encore peu utilisées en dehors des laboratoires, notamment en raison de leur manque de fiabilité. La communauté s'affaire actuellement à remédier à ce manque de fiabilité. De nombreux travaux sont menés d'une part pour

améliorer la qualité des capteurs, et d'autre part pour améliorer la fiabilité des algorithmes de traitement du signal et d'apprentissage automatique, le tout dans le but d'avoir accès à des signaux EEG plus clairs et exploitables. Par ailleurs, on travaille aussi à améliorer les entraînements pour favoriser l'apprentissage des compétences nécessaires au contrôle d'une ICO. Notamment, un défi majeur consiste à comprendre et modéliser les facteurs cognitifs et neurophysiologiques influençant les performances ICO afin de pouvoir proposer des entraînements ICO adaptatifs, pertinents, efficients. Au-delà de ces aspects, la communauté doit enfin mener une réflexion fondamentale sur les aspects éthiques liés au ICO, tout particulièrement en termes d'accessibilité et de gestion de l'espoir suscité.

Références :

Angelakis, E., Stathopoulou, S., Frymiare, J. L., Green, D. L., Lubar, J. F., & Kounios, J. (2007). EEG neurofeedback: a brief overview and an example of peak alpha frequency training for cognitive enhancement in the elderly. The clinical neuropsychologist, 21(1), 110-129.

Arora, S., Aggarwal, R., Sirimanna, P., Moran, A., Grantcharov, T., Kneebone, R., ... & Darzi, A. (2011). Mental practice enhances surgical technical skills: a randomized controlled study. Annals of surgery, 253(2), 265-270.

Fleishman, E. A., & Rich, S. (1963). Role of kinesthetic and spatial-visual abilities in perceptual-motor learning. Journal of Experimental Psychology, 66(1), 6.

Millán, J. et al. (2010). « Combining Brain-Computer Interfaces and Assistive Technologies: State-of-the-Art and Challenges. » In: Frontiers in Neuroprosthetics.

Milstein, V., J. Stevens, and K. Sachdev (1969). « Habituation of the alpha attenuation response in children and adults with psychiatric disorders. » In: Electroencephalography and clinical neurophysiology 26.1, pp. 12–18.

Mirifar, A., Beckmann, J., & Ehrlenspiel, F. (2017). Neurofeedback as Supplementary Training for Optimizing Athletes' Performance: A Systematic Review with Implications for Future Research. Neuroscience & Biobehavioral Reviews.

Pfurtscheller, G., C. Neuper, D. Flotzinger, and M. Pregenzer (1997). « EEG-based discrimination between imagination of right and left hand movement. » In: Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 103, pp. 642–651.

Ramos-Murguialday, A., Broetz, D., Rea, M., Läer, L., Yilmaz, Ö., Brasil, F. L., ... & Cho, W. (2013). Brain–machine interface in chronic stroke rehabilitation: a controlled study. Annals of neurology, 74(1), 100-108.

Ros, T., Moseley, M. J., Bloom, P. A., Benjamin, L., Parkinson, L. A., & Gruzelier, J. H. (2009). Optimizing microsurgical skills with EEG neurofeedback. BMC neuroscience, 10(1), 87.

Vidal, J. J. (1973). « Toward Direct Brain-Computer Communication. » In: Annual Review of Biophysics and Bioengineering 2. Ed. by L. J. M. (Ed.), pp. 157–180.

Wolpaw, J., N. Birbaumer, D. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. Vaughan (2002). « Brain-computer interfaces for communication and control.» In: Clinical Neurophysiology 113.6, pp. 767–791.

Zander, T. and C. Kothe (2011). « Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to humanmachine systems in general. » In: Journal of Neural Engineering 8

Evolution des recherches dans le domaine des technologies d'assistance

Alain Pruski
Lcoms, Université de Lorraine, Metz, France

De tout temps la recherche dans le domaine de l'assistance technique a été active, rarement, voire jamais, par des institutionnels mais très souvent par des proches de personnes souffrant de déficiences de tout type. La technologie peut apporter un très grand secours dans le domaine de l'assistance au quotidien pour des personnes ayant des difficultés spécifiques mais à contrario elle peut générer le handicap. Une prise de conscience de l'intérêt que peut jouer la technologie a été établie très récemment. Des institutions publiques importantes comme le CNRS, l'Inserm ou des initiatives privées comme l'Ifrath ont été conscientes de cet intérêt et ont chacun de leur côté initié des démarches pour instaurer des recherches dans le domaine des aides techniques.

Le domaine de la robotique fut l'un des premiers à proposer de travailler dans le champ des aides techniques. La raison essentielle est certainement parce que le handicap le plus visible a toujours été le handicap moteur ou physique. Le symbole même du handicap a été depuis longtemps le fauteuil roulant ou à moindre mesure la prothèse du bras ou de la jambe. Le programme Spartacus lancé en 1975 fut le premier projet qui a clairement eut pour objectif l'utilisation du robot pour une assistance à la personne. A partir de 1995 une sensibilisation plus grande à vue de jour ce qui a eu pour effet l'émergence de plusieurs initiatives de chercheurs qui pour certains ont créés des regroupements privées pour activer des collaborations dans le but de promouvoir la recherche dans le domaine des aides techniques. A partir de ce moments l'intérêt des institutions va grandissant jusqu'à aujourd'hui ou plusieurs projets du CNRS et de l'Inserm ont vu je jour avec des financements importants. Tous les domaines disciplinaires sont impactés créant un champ de recherche très fortement pluridisciplinaire. Cet aspect fait à la fois sa force et sa faiblesse.

Le domaine des aides techniques est aujourd'hui un domaine reconnu pour son intérêt par rapport aux diverses problématiques qu'il renferme. Il s'est forgé une place et s'est doté des outils habituels dont les sociétés savantes, les revues et les conférences associées qui permettent l'échange des informations, des travaux et des innovations. Nous remarquons qu'avec un léger retard la France a emboité le pas des autres pays européens. Malgré une participation encore relativement modeste les chercheurs français sont présents dans les diverses réunions scientifiques, par leurs résultats de recherche, leurs innovations et leurs participations aux instances internationales.

Autisme, robotique et les jeux sérieux : réalités tangibles ou abus de langage,

David Cohen

Résumé : Le nombre d'études sur l'utilisation des technologies de l'information, de la communication et de la robotique au service des enfants autistes a progressé rapidement au cours des 15 dernières années. Nous détaillons les espoirs, mais aussi les écueils et les verrous technologiques des deux domaines les plus dynamiques, à savoir : (1) la réalisation de jeux sérieux destinés à entrainer des habiletés spécifiques (reconnaissance des émotions, interactions sociales) ; (2) les interactions avec des robots. Nous prendrons plus particulièrement deux exemples à partir de projets auxquels nous collaborons ou avons directement collaboré, JeMiMe et eGOLIAH pour les jeux sérieux, et Michelangelo pour la robotique. Nous concluons que si nous sommes convaincus de l'impact potentiel de ces méthodes dans la prise en charge des enfants autistes, les limites sont encore importantes et la validité clinique très limitée.

Index des auteurs

Abchiche-Mimouni Nadia, 25
Abellard Alexandre, 39
Abellard Patrick, 51
Adrar Ryad, 59
Akaichi Jalel, 25
Alvarado Shirley, 133
Ancet Pierre, 73, 213
Arab Farah, 151
Aramaki Mitsuko, 217
Archambault Dominique, 79
Aubert Dominique, 85

Babel Marie, 93, 99
Baptiste-Jessel Nadine, 133
Bartalucci Karine, 51
Baudry Aline, 93
Bellil Djaber, 209
Bensafi Moustafa, 209
Berger-Vachon Christian, 65
Besnard Stéphane, 169
Blangy Emmanuelle, 105
Bocca Marie Laure, 169
Bouet Marinette, 221
Bouillon Pierrette, 143
Bourhis Guy, 59, 105
Bourreau Eric, 211
Bousefsaf Frédéric, 163
Buffat Stéphane, 221

Cabestaing François, 137
Campo Eric, 211
Carlson Tom, 99
Caroux Loïc, 211
Chehab Nael, 183
Cherké Salma, 45
Chottin Marion, 73, 213
Clerc Maureen, 211
Colle Etienne, 19, 25
Cosnuau Kévin, 105
Cuarelli Gilberto, 201
Cucis Pierre-Antoine, 65

Darbon Nicolas, 217
David Bastien, 143
David Cohen, 233
Davy-Rigaux Cécile, 217
Delcour Camille, 137
Devigne Louise, 99
Dos Reisa Miranda Vania Cristina, 201
Duprès Alban, 137
Durampart Michel, 39

Encelle Benoit, 221

Fage Charles, 157
Fali Thamila, 125
Farcy René, 111
Faure Frédéric, 209
Favey Clément, 111
Ferdenzi Camille, 209
Fernandez Laure, 221
Fontugne Elodie, 39
Formet Léo, 59
Freire Jose Celso Junior, 201

Gaborit Mathieu, 79
Gagnon Dany, 117
Gaildrat Veronique, 133
Gallego Stéphane, 65
Gallien Philippe, 99
Garibaldi Gaëlle, 85
Gaudefroy-Demombynes Géraldine, 217
Gay Simon, 73
Giblet Sarah, 157
Gillet Christophe, 117
Girard Nicolas, 45

Giroux François, 217
Golliot Julie, 39
Gomes Lisboa de Souza Adriana, 201
Gorce Philippe, 211
Graff Christian, 211
Grevesse Pascale, 157
Guilmois Georges, 105
Guégan Sylvain, 93

Hadj Abdelkader Amine, 105
Henrich-Bernardoni Nathalie, 217
Herrera Cathy, 39
Huchard Marianne, 211

Ikhlef Zakia, 183
Istrate Dan, 211

Jacquier-Bret Julien, 211
Jaspard Marie, 157
Jeunet Camille, 228
Jordan Liam, 111

Kalouaz Assim, 31
Kanellos Ioannis, 221
Kronland-Martinet Richard, 217

Lamy Au Rousseau Georges, 169
Landuran Audrey, 31, 189
Le Borgne Nicolas, 99
Lecouvey Grégory, 31
Lemahieu Laura, 215
Lenay Charles, 85
Leroux Roger, 111
Lewi-Dumont Nathalie, 79
Lompré Nicole, 211

Maaoui Choubeila, 163
Maddouri Amina, 25
Madurell François, 217
Maillart Christelle, 157
Mandigout Stéphane, 221
Manesse Cédric, 209
Molinié Éric, 227
Monacelli Eric, 125
Morère Yann, 105

N'Kaoua Bernard, 31, 189
Ngo Mai-Anh, 215

Paganelli Sébastien, 117
Pasteau François, 99
Peillon Aurélie, 169
Perrochon Anaick, 221
Pino Pierre, 59
Pinède Nathalie, 211
Pissaloux Edwige, 73, 195, 213
Platel Hervé, 217
Pradeau Charles, 137
Pruski Alain, 163, 183, 232
Pudlo Philippe, 117
Puustinen Minna, 79

Rebib Smail, 59
Rezzoug Nasser, 221
Ricard Damien, 221
Rico Duarte Liliana, 211
Rivière Marc-Aurèle, 73
Romeo Katerine, 73, 195, 213
Rouby Catherine, 209
Rouillard José, 137
Rumilly Emilie, 105

Sacher Mathilde, 211
Sarlegna Fabrice, 219
Schneider Michel, 221
Sehaba Karim, 177
Seldran Fabien, 65
Serin Frédéric, 195
Serna Audrey, 211
Serpa Antonio, 211
Simon Galerne, 19
Siranyan Valérie, 215
Soubaras (Van Den Broek) Hélène, 45
Spartacus Victoria, 117

Tagnithammou Tafsut, 125
Thomann Guillaume, 201
Tiffreau Vincent, 137
Tijus Charles, 183
Timsit Michèle, 39
Tixier Matthieu, 85
Tomazini José Elias, 201
Toussaint Iannis, 73
Truillet Philippe, 133
Truy Eric, 65
Trénoras Lambert, 125

Van Den Bossche Adrien, 211
Veillard Manon, 169
Velazquez Ramiro, 73
Vella Frédéric, 211
Vigouroux Nadine, 211
Villanueva José, 111
Vion-Dury Jean, 217

Ystad Sølvi, 217

Zatla Hicham, 105
Zogaghi Aziz, 111

Crédits

Ces actes ont été produits à l'aide des logiciels libres suivants :

- LaTeX `http://latex-project.org/` pour la génération des actes ;
- Geany `http://www.geany.org/` et Perl `http://www.perl.org/` pour la programmation de l'automatisation de la génération du document LaTeX ;
- Inkscape `https://inkscape.org/fr/` pour la création des logos et de la page de garde.

Pour plus d'informations sur les logiciels libres :

- `http://fr.wikipedia.org/wiki/Logiciel_libre`
- `http://www.france.fsfeurope.org/index.fr.html`
- `http://www.cecill.info/`
- `http://www.aful.org/`
- `http://www.gnu.org/home.fr.html`

Yann MORÈRE

Maquette
Guy Bourhis
Yann Morère
Couverture
Yann Morère

Imprimé à Paris

Dépôt légal : juin 2018

ISBN 978-2-9536899-8-3

Handicap 2018
© IFRATH 2018