

Handicapa 2020



Handicap 2020

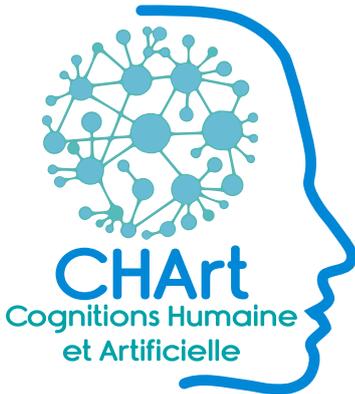
*11^e conférence de l'IFRATH sur
les technologies d'assistance*

Paris, 4-6 novembre 2020

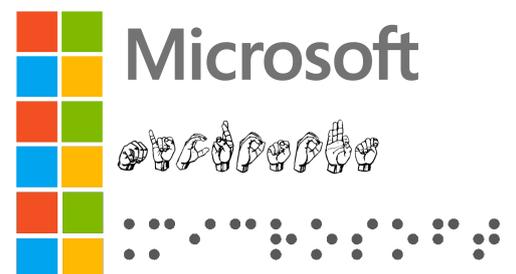
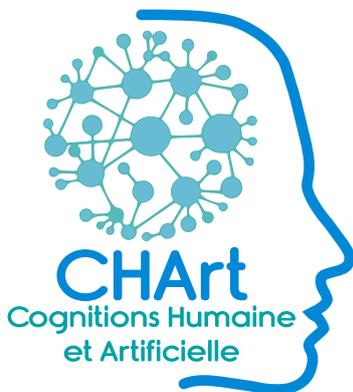
Technologies pour l'autonomie et l'inclusion

C. Jost
G. Uzan
Eds.

Partenaires de l'organisation



Sponsors de la conférence





Handicap 2020
Technologies pour l'autonomie et l'inclusion
Copyright IFRATH novembre 2020, Paris

www.ifrath.fr

ISBN 978-2-9571218-0-9



9 782957 121809

Le mot du président

L'IFRATH est une société savante qui célèbre en 2020 sa vingt-deuxième 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, Mohamed Slimane* – 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'accroître l'autonomie des personnes en situation de handicap et des personnes vieillissantes.

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 accompagné d'une récompense.

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 Humaines et Sociales, Ingénierie. . .).

Cette édition, toute singulière, marquera la mémoire de tous, compte tenu du contexte de pandémie. Cependant toute la communauté scientifique a témoigné d'une volonté de participation à travers les nombreuses contributions. Initialement prévue en juin, notre conférence se déroulera en novembre et sera propice à la convivialité recherchée et appréciée de tous les participants. Elle conserve l'esprit d'une volonté commune au service de la personne en situation de handicap.

Dans ce contexte particulier, je remercie notre présidente du Comité d'Organisation Céline Jost, maître de conférences, qui a maintenu tout au long de la préparation la rigueur et le rythme nécessaires à la préparation de la conférence. Nos remerciements s'adressent également à tous les membres du Comité Scientifique et du Comité d'Organisation qui ont été plus fortement sollicités que de coutume. Et nous remercions également les conférenciers qui ont répondu à nos invitations.

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

Bienvenue à l'ensemble des participants. Que cette édition de la conférence Handicap 2020 vous permette de profiter pleinement de moments d'échanges agréables et fructueux.

Gérard Uzan
Président de l'IFRATH

Préface du Comité Scientifique

Comme lors des éditions précédentes, la conférence Handicap 2020 est un lieu d'échanges interdisciplinaires pour l'émergence de technologies pour l'autonomie et l'inclusion.

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 manière 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 11e édition s'ouvrira dans la continuité des précédentes avec 30 présentations orales ou posters. Nous aurons aussi l'honneur et le plaisir d'accueillir quatre invités prestigieux, dont la lauréate du prix de thèse IFRATH 2018.

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 compte tenu du contexte de pandémie. Nous remercions plus particulièrement Dominique Archambault, professeur des universités, pour son investissement qui a permis le bon déroulement de toutes les phases de l'évaluation. Nous remercions également tous les acteurs ayant œuvré à la réussite de cette édition Handicap 2020.

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 !

Gérard Uzan
Président du Comité Scientifique de Handicap 2020

Préface du Comité d'Organisation

Handicap 2020 restera pour toujours la conférence de la solidarité, de la ténacité et de la communauté. A l'heure où j'écris ces mots – deux semaines avant la conférence – l'incertitude plane toujours, et nous ignorons si nous pourrions nous réunir en présentiel. Elle devait avoir lieu initialement du 10 au 12 juin. Nous l'avons reporté du 4 au 6 novembre, en espérant que la situation sanitaire - liée à la pandémie de Covid-19 - se soit améliorée et permette à tous de se réunir. Car la conférence Handicap est un lieu d'échange, d'amitié, de convivialité, de rencontre ; un lieu où les différences se voient, où les différences se mêlent et se côtoient, où les différences nous enrichissent. C'est pour cela que le Conseil d'Administration de l'IFRATH et le Comité d'Organisation de la conférence ont tout mis en œuvre pour maintenir cette conférence en présentiel. Mais des restrictions de déplacement ont lieu un peu partout sur le territoire et dans le monde. Cette année, pour la première fois, la 11ème édition de la conférence francophone bisannuelle Handicap, sera organisée au format hybride pour permettre à tous d'y participer. Et cette année, le salon Autonomic nous manquera.

Mais nous sommes soutenus, malgré la situation sanitaire. Nous souhaitons remercier, avec la plus grande chaleur, nos sponsors à qui nous avons donné la parole dans ces actes, car tous agissent en faveur des personnes en situation de handicap. Et nous voulions que tous nos lecteurs puissent le savoir. Ainsi, nous remercions chaleureusement (dans l'ordre alphabétique) : le Crédit Mutuel Arkéa, l'IRESP, La Ville de Paris, la MSA, Microsoft France SAS, et Thalès ; et bien sûr nos partenaires institutionnels : le Laboratoire CHArt, l'Université de Lorraine, l'Université Lyon 1 et l'Université Paris 8. Leur soutien, de longue durée pour nombre d'entre eux, nous est totalement indispensable. Merci !

Nous remercions également l'hôtel Mercure Porte de Versailles et le restaurant l'Île qui ont tout mis en œuvre pour s'adapter à la situation et pour nous permettre d'envisager une conférence en hybride dans les meilleures conditions possibles. Il restera d'ailleurs dans les souvenirs attendris que notre dîner de gala est devenu un déjeuner de gala. Soyons ravis, nous pourrions profiter du jour pour admirer les paysages qui entourent le restaurant !

Nous remercions également, très chaleureusement, nos 4 conférenciers invités qui nous promettent des présentations de très belles qualités : Jean-Yves Antoine qui nous parlera de la Communication Alternative et Augmentée ainsi que de la prédiction de mots ; Romuald Bodin, qui proposera de s'interroger sur la définition du handicap dans le cadre de la technologie ; Julie Ducasse – prix de thèse 2019 de l'IFRATH – qui nous présentera ses travaux sur les cartes et diagrammes tangibles pour des utilisateurs déficients visuels ; et Sylvie Gibet qui nous proposera un état de l'art sur les avatars signeurs et sur les défis à relever pour la production de contenu en Langues des Signes.

Nous souhaitons également remercier tous les auteurs qui ont trouvé le temps, l'énergie, la motivation, le courage (et bien d'autres sentiments encore) de soumettre des contributions, malgré une situation très compliquée. Nous

avons retenu 31 communications sur 39 soumissions – dont 26 présentations et 5 posters – qui seront présentées dans le cadre des sessions suivantes (dans l'ordre chronologique) : accessibilité dans le monde, conception de technologies d'assistance, analyse de la personne et des aides techniques, session posters, apprentissages, fauteuil roulant, navigations, outils pédagogiques pour personnes aveugles et communication. Cela nous promet trois magnifiques journées !

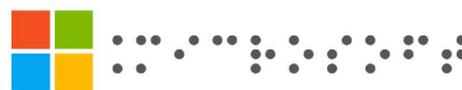
Enfin, je tiens à remercier personnellement l'ensemble des membres du Comité d'Organisation qui ont tous été très actifs, très motivants et motivés, et grâce à qui cette conférence se passera très bien, sans aucun doute. Je remercie également toutes les autres personnes qui ont œuvré pour que cette conférence puisse se dérouler : membres du Conseil Scientifique, qui nous assurent des communications de qualité, et membres du Conseil d'Administration de l'IFRATH.

Je vous souhaite à tous, au nom du Comité d'Organisation de Handicap 2020 et au nom de l'IFRATH, une très belle conférence !

Modification du 30/10/2020 – Aujourd'hui la France connaît un nouvel épisode de confinement. La conférence ne peut plus se tenir en présentiel. Mais hors de question de l'annuler ! Elle aura lieu sur la toile. Nous ne mangerons pas ensemble, mais nous parlerons science ensemble. Et nous nous retrouverons le plus vite possible tous ensemble, pour partager un bon repas, pourquoi pas. Handicap 2020 restera pour toujours la conférence de la solidarité, de la ténacité et de la communauté !

Céline Jost
Présidente du Comité d'Organisation de Handicap 2020

Le mot des sponsors



Le **groupe Arkéa**, banque coopérative et mutualiste fortement implantée sur ses territoires, poursuit depuis de nombreuses années maintenant **une politique très volontariste en matière de handicap**.

Fidèle à sa « **raison d'être** », véritable feuille de route de notre stratégie globale, le groupe, au travers de sa mission handicap, porte et anime actuellement, et ce pour 5 ans, **son 6ème accord consécutif depuis 2003**, agréé par la DIRECCTE Bretagne.

Si le maintien dans l'emploi, le recrutement, et la collaboration avec le milieu protégé et adapté en sont les principaux axes, l'accord actuel porte également **une attention toute particulière à l'accessibilité numérique pour ses salariés, clients et sociétaires**.

Véritable enjeu de société pour demain, **l'inclusion par le numérique et les nouvelles technologies** est, nous en sommes convaincus, un impératif de citoyenneté pour tous les acteurs publics, privés, institutions ou administrations.

Et parce que nous soutenons toutes les actions et dispositifs pouvant permettre de développer l'accessibilité numérique pour tout à chacun, Arkéa soutient naturellement **la Conférence Handicap 2020 organisée par l'IFRATH**. Nous sommes en effet persuadés que votre contribution par vos recherches, vos publications et vos travaux, permettront des avancées significatives et concrètes dans ce domaine, profitant au plus grand nombre.

Alors, soyez-en fiers !



Bien à vous – La Mission Handicap d'Arkéa

Notre mission chez Microsoft est de donner à chaque individu et à chaque organisation les moyens de réaliser ses ambitions. Avec près de 20% de personnes en situation de handicap dans le monde, il est facile de comprendre l'importance de cette thématique chez Microsoft.

I. RECRUTEMENT & TRANSFORMATION CULTURELLE

Permettre à des étudiants en situation de handicap de trouver un métier est une priorité pour Microsoft. Nous avons notamment cette année ouvert une école sur l'Intelligence Artificielle dite « Intelligence Atypique » afin d'offrir à une quinzaine de jeunes un métier dans le domaine de l'IA.

Mais pour intégrer les personnes porteuses d'un handicap il faut souvent vaincre des préjugés et se transformer culturellement. Une formation gratuite sur ce thème est disponible ici : <https://aka.ms/unconsciousBias>

Microsoft est également engagé auprès d'une vingtaine d'universités sur le sujet de l'autisme avec le projet Aspie-Friendly : <http://aspie-friendly.fr>

II. ACCESSIBILITÉ NUMÉRIQUE

Afin d'améliorer l'emploi des personnes en situation de handicap, Microsoft a engagé un travail important notamment sur la suite Microsoft 365. La mise à disposition de nombreuses solutions numériques offre des adaptations indispensables aux futurs collaborateurs de l'entreprise. Des solutions comme la dictée vocale, le sous-titrage automatique, le vérificateur d'accessibilité sont autant de solutions permettant une meilleure intégration de tous au sein des entreprises. Vous pouvez découvrir ces solutions ici : <http://aka.ms/accessibilite>

En complément, il est aussi indispensable d'accompagner la transformation des solutions numériques (sites web, applications, sites mobiles). Microsoft a développé un outil aujourd'hui Open Source pour accompagner les tests d'accessibilité : <https://accessibilityinsights.io>

En conclusion, n'hésitez pas à me contacter si vous êtes intéressés pour faire que les solutions numériques offrent davantage encore d'inclusion dans notre société.

Philippe Trotin

**Directeur mission Handicap et Accessibilité
Microsoft France, Issy Les Moulineaux, France
ptrotin@microsoft.com**

THALES



Thales est un leader mondial de hautes technologies qui façonne aujourd'hui le monde de demain. Le Groupe propose des solutions, services et produits à ses clients dans les domaines de l'aéronautique, de l'espace, du transport, de l'identité et sécurité numériques, et de la défense. Avec 83 000 collaborateurs dans 68 pays, Thales a réalisé un chiffre d'affaires de 19 milliards d'euros en 2019 (sur une base intégrant Gemalto sur 12 mois).

Thales investit notamment dans les innovations numériques - connectivité, big data, intelligence artificielle et cybersécurité – technologies au cœur des moments décisifs des entreprises, des organisations et des Etats.

En tant qu'employeur responsable, Thales s'engage depuis plus de 28 ans pour l'emploi et l'insertion des personnes en situation de handicap avec une double ambition : accueillir tous les talents et accompagner ses collaborateurs concernés par le handicap.

Afin de favoriser l'emploi, dans un axe territorialité, Thales acteur responsable sur ses bassins d'emploi poursuit les partenariats avec les écosystèmes existants. Des conventions ont été signées avec les rectorats et les universités en vue d'accompagner les jeunes en situation de handicap dans leurs études et leur insertion professionnelle au travers des conventions régionales « Atouts pour tous » dont Thales est à l'origine.

Par ailleurs un axe important de l'accord handicap Thales concerne l'utilisation des technologies de Thales au service de projets d'aides techniques pour les personnes en situation de handicap afin de leur permettre de mieux s'intégrer dans la société. Ces projets sont menés en partenariat avec des laboratoires universitaires en France et dans le monde.

L'Institut de Recherche en Santé Publique (IReSP) est un groupement d'intérêt scientifique (GIS) créé en 2007. Il rassemble différents acteurs de la recherche en santé publique (agence de Santé Publique, opérateur de recherche, ministère, organisme de protection sociale).

L'objectif général de l'IReSP est de développer, structurer et promouvoir la recherche en santé publique, en lien avec les divers acteurs concernés et la société dans son ensemble, afin de renforcer les interventions et politiques visant à l'amélioration de l'état de santé et de bien-être de la population.

A cette fin, l'IReSP joue un rôle d'interface et anime les échanges entre les communautés de chercheurs et les acteurs de la décision publique, dans une perspective d'amélioration des politiques publiques. L'Institut est aussi un espace de dialogue entre les communautés de recherche et les parties prenantes (professionnels, associations, usagers, patients...). Il recourt à différentes modalités d'action et promeut notamment l'interdisciplinarité, la recherche interventionnelle en santé et la recherche participative.

Cet objectif se décline notamment au travers des missions suivantes :

- Élaborer et gérer des Appels à Projets ;
- Contribuer à l'animation et la coordination des communautés de recherche en santé publique ;
- Accroître la visibilité et faciliter l'accès aux résultats de la recherche en santé publique à un large public

Les 3 axes thématiques principaux soutenus par l'IReSP concernent la prévention et la promotion de la santé ; les addictions et la perte d'autonomie (personnes âgées et personnes en situation de handicap).

La Mutualité sociale agricole (MSA) est en France l'organisme de protection sociale de l'ensemble des populations agricoles : exploitants (tes), salariés (ées), employeurs agricoles actifs et retraités ainsi que leurs ayants droits.

Seul guichet unique, la MSA regroupe l'ensemble des branches de la protection sociale et couvre 5,6 millions d'assurés sociaux, les actifs représentent 1,1 million de personnes.

Les prestations versées est en 2019 de 27 milliards d'euros.

La MSA est investie dans l'accompagnement et la promotion des personnes en situation de handicap à partir de deux entrées qui forment un tout :

- l'entrée, acteur de la protection sociale, versant les prestations aux assurés en situation de handicap, et aussi, à travers son action sociale soutenant le maintien en emploi, les projets de reconversion professionnelle, à travers l'expertise des équipes de santé sécurité au travail facilitant les aménagements de postes ou de situation de travail en milieu agricole. Tournée vers les populations rurales, la MSA est à l'origine de la création de nombreuses structures de type ESAT et Entreprises adaptées regroupées dans le réseau solidel.fr. Soucieuse depuis plusieurs décennies de l'inclusion des personnes en situation de handicap la MSA a aussi créé des Villages vacances fonctionnant grâce l'intégration dans les murs d'un ESAT.

- l'entrée employeur, 16 000 Salariés travaillent dans les 37 organismes MSA. L'exercice de la responsabilité sociale du réseau MSA l'a conduit il y a plus de dix ans à mettre en place au sein de ces 37 organismes, un référent handicap et une commission pluridisciplinaire chargés de piloter et animer la politique d'embauche, de maintien en emploi, d'accompagnement des parcours professionnels des salariés en situation de handicap.

La question de l'accessibilité universelle est désormais portée de manière transversale, pluridisciplinaire car elle concerne les assurés et les salariés en situation de handicap, parmi les assurés, la MSA est aussi attentive aux personnes identifiées pour leur illettrisme.

Dans le domaine du handicap, plus que dans tout autre domaine, nous savons que nous ne pouvons pas travailler seuls et que le partage des expertises et des expériences est une clef de progrès.

C'est pourquoi, la MSA a notamment développé des échanges avec le secteur de la recherche et en particulier, l'Université Paris 8 et le laboratoire THIM. Les travaux portant sur le logiciel Adele team, correcteur orthographique pour personnes dyslexiques vont permettre de mettre cet outil à disposition des salariés qui en auront besoin. Ces échanges ont aussi permis à ce jour de sensibiliser les équipes informatiques à la notion d'accessibilité effective, plus proche des besoins des utilisateurs et moins coûteuse pour la collectivité.

Depuis 2001, La Ville de Paris s'est fortement engagée auprès de ses habitants et de ses visiteurs en situation de handicap.

De nombreux citoyens sont concernés : avec plus de 40 000 situations individuelles analysées par an, l'activité de la MDPH en atteste. On dénombre ainsi 26 600 Parisiens bénéficiaires de l'Allocation aux adultes handicapés, 5 000 de la Prestation de compensation du handicap et 2 700 de l'Allocation compensatrice tierce personne. À chacun d'entre eux, leur famille et leurs aidants, la Ville s'efforce d'apporter des réponses adaptées et plurielles.

La stratégie « handicap, inclusion et accessibilité universelle » pour 2017-2021 a fait de l'inclusion accompagnée l'un des axes d'action prioritaires.

L'inclusion pour tous exige une authentique accessibilité universelle et une pleine participation des personnes à la vie de la cité. Elle nécessite d'offrir à ce public l'usage réel et concret des dispositifs et la capacité d'investir au quotidien la ville dans toute la richesse des activités qu'elle met à disposition.

La Ville de Paris encourage toutes les initiatives associatives favorisant l'accessibilité, l'autonomie et l'inclusion des personnes en situation de handicap.

C'est dans ce cadre qu'elle soutient l'IFRATH depuis plusieurs années, et qu'elle apporte à nouveau son appui à l'organisation de la Conférence Handicap 2020, 11e conférence nationale pour l'autonomie et la qualité de vie des personnes en situation de handicap. La Ville de Paris ne peut qu'encourager les avancées technologiques, méthodologiques ou sociologiques, favorisant l'inclusion des personnes en situation de handicap.

Comités

Comité scientifique

Président :

Gérard Uzan [CE] (Université Paris 8)

Membres :

Salvatore Maria Anzalone (Université Paris 8)

Farah Arab (Université Paris 8)

Dominique Archambault [CE] (EA 4004 – CHArt-THIM Université Paris 8)

Christian Berger Vachon (Université Lyon I)

Giuseppe Boccignone (University of Milan)

Stéphanie Borel (APHP)

Guy Bourhis (LCOMS, Université de Lorraine)

Frédéric Bousefsaf [CE] (LCOMS, Université de Lorraine)

François Cabestaing (Université Lille 1)

Aurélie Clodic (LAAS-CNRS)

Donatello Conte (Computer science Laboratory (LIFAT EA 6300), Tours)

Jerome Dupire (CNAM – CEDRIC)

Benoît Encelle (Université de Lyon, CNRS Université Lyon 1, LIRIS, UMR5205, F-69622, France)

Jan Engelen (Katholieke Universiteit Leuven)

Karine Gros (Université Paris Est Créteil)

Olivier Habert (LCOMS, Université de Lorraine)

Odile Horn (LCOMS, Université de Lorraine)

Celine Jost (Université Paris 8 – Laboratoire CHArt-THIM)

Christophe Jouffrais (CNRS & Univ Toulouse – IRIT)

Brigitte Le Pevedic (Université de Bretagne-Sud)

Jacqueline Leybaert (Université libre de Bruxelles)

Jaime Lopez-Krahe [CE] (Université Paris 8)

Vincent Meyer (Université Nice Sophia Antipolis)

Alain Mille (LIRIS UMR CNRS 5205)

Eric Monacelli (LISV)

Nicolas Monmarché (University François Rabelais of Tours)

Yann Morère [CE] (LCOMS, Université de Lorraine)

Bernard Oriola (IRIT-CNRS UMR505)

Pierre Pino (LCOMS, Université de Lorraine)

Antonio Pinti [CE] (I3MTO Orléans)

Edwige Pissaloux (Sorbonne University, Rouen)

Philippe Pudlo (LAMIH UMR CNRS 8201 UHF)

Alain Pruski (LCOMS, Université de Lorraine)

Mathieu Raynal (IRIT – University of Toulouse)
Anis Rojbi (Université Paris 8 – Laboratoire CHArt-THIM EA 4004)
Jack Sagot (Equipe THIM CHArt 4004)
Anne-Catherine Scherlen (Essilor)
Karim Sehaba (LIRIS – Université Lumière Lyon 2)
Mohamed Slimane (Université de Tours)
Guillaume Thomann (Grenoble INP)
Isis Truck (Université Paris 8 – CHArt EA 4004)

Comité d'organisation

Présidente :

Céline Jost (Université Paris 8)

Membres :

Salvatore Maria Anzalone (Université Paris 8)
Dominique Archambault (Université Paris 8)
Christian Berger Vachon (Université Lyon I)
Johana Bodard (Université Paris 8)
Frédéric Bousefsaf (Université de Lorraine)
Clémence Chassan (Université Paris 8)
Susana Herrera (Université Nationale de Santiago del Estero)
Yann Morère (Université de Lorraine)
Subha Peroumal (Université Paris 8)
Anis Rojbi (Université Paris 8)
Isis Truck (Université Paris 8)
Gérard Uzan (Université Paris 8)

[CE] : Comité éditorial

Table des matières

Le mot du président	5
Préface du Comité Scientifique	7
Préface du Comité d'Organisation	9
Le mot des sponsors	11
Comités	17
Table des matières	19
Session 1A : Accessibilité dans le monde	
<i>Président de session : Gérard Uzan</i>	23
Accessibility in Argentina. Initial comparison with the French domain., <i>Paula Barrera Nicholson, Guillermo Trutner, Susana Herrera, Guillermo Diorio, Adriana Macedo</i>	25
Session 1B : Conception de technologies d'assistance	
<i>Président de session : Gérard Uzan</i>	31
Accessibilité et jeux vidéo : Quid de l'architecture logicielle Entités-Composants-Systèmes ?, <i>Délia Garbarini, Mathieu Muratet</i>	33
Motiver les personnes atteintes de sclérose en plaques dans leur auto-rééducation : enquête qualitative sur la conception d'une application mobile, <i>Clémence Chassan, Céline Jost, Thomas De Broucker, Marc Sévène, Olivier Cras, Dominique Archambault</i>	39
Démarche centrée utilisateur pour la conception d'une application mobile de gestion des douleurs chroniques, <i>Ying-Dong Liu, Benoît Encelle, Karim Sehaba</i>	45
Session 2 : Analyse de la personne et des aides techniques	
<i>Présidents de session : Frédéric Bousefsaf – Yann Morère</i>	51
Évaluation clinimétrique des mesures cinématiques de rééducation du membre supérieur, <i>Meziani Yeser, Hadj Abdelkader Amine, Morère Yann, Bourhis Guy, Karaouzène Meryeme, Benmansour Mohammed</i>	53
Détection in situ de la normalité des séquences d'activité d'une personne dépendante, <i>Chaima Bouali, Olivier Habert, Abderrahim Tahiri, Ciré Régis, Muller Mathieu</i>	59

Mesure déportée de signaux physiologiques : vers une estimation de la pression sanguine par caméra, <i>Frédéric Bousefsaf, Djamaleddine Djeldjli, Choubeila Maaoui, Pruski Alain, Fethi Bereksi Regui</i>	65
Implant cochléaire : effet du nombre canaux et de leur chevauchement sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit. Etude en simulation avec des sujets normoentendants, <i>Pierre-Antoine Cucis, Christian Berger-Vachon, Ruben Hermann, Hung Thai-Van, Stéphane Gallego, Eric Truy</i>	71
Static protocol for multiclass SVM classification of hand grasping movements, <i>Alina Krasnobrizha, Olivier Polit, Emmanuel Valot, Laurent Gallimard, Nicolas Jouandeau</i>	77
Session 3 : Apprentissages	
Président de session : Salvatore Maria Anzalone	83
L'apport des Nouvelles Technologies et de la Robotique dans les Aides Techniques de Compensation du Handicap, <i>Lucie Ménard, Axel Petit, Emilie Leblong, Redouane Khemmar, Eleni Hatzidimitriadou, Philippe Gallien, Sharon Manship, Rachael Morris, Maria Stein, Nicolas Ragot</i>	85
The First Massive Open Online course of the European Psychiatric Association on Cognitive and Behavioural Therapy, <i>Tiago Costa, Nikitas A. Arnaoutoglou, Thomas Gargot, Olga Sidorova, Natasha Liu-Thwaites, Stirling Moorey, Cécile Hanon</i>	91
Caractérisation des capacités cognitives chez les déficients cognitifs vieillissants Vers un usage de technologies adaptées au maintien de l'autonomie, <i>Taina-Steevine Victor, Justine Seba, Isabelle Monnier-Kirsch, Elvez Beladjal</i>	95
MemoRob : étudier l'effet distracteur des robots, <i>Céline Jost, Le Pevedic Brigitte, Marine Grandgeorge, Marie Le Menn, Farah Arab, M'Ballo Seck, Charles Tijus</i>	101
Session 4 : Fauteuils roulants	
Président de session : Yann Morère	107
Simulateur de Conduite de Fauteuil Roulant avec Retours Vestibulaires : Une Etude Pilote, <i>Guillaume Vailland, Yoren Gaffary, Louise Devigne, Valérie Gouranton, Bruno Arnaldi, Marie Babel</i>	109
Etude de cas : Navigation autonome d'une personne déficiente visuelle avec perte de sensibilité des membres, via un fauteuil roulant électrique augmenté, <i>Clément Favey, Aziz Zogaghi, Roger Leroux, Bruno Vivian, Farcy René</i>	117
Modélisation énergétique d'un fauteuil roulant électrique pour prédire la faisabilité d'effectuer un trajet, <i>Jean-Yves Ertaud, Nicolas Ragot, Ronaldo Da Silva Moura, Paul Alias, Marie Babel, Sylvain Guégan, Louise Devigne, François Pasteau, Redouane Khemmar, Romain Rossi</i>	123
Detection, Localisation et Tracking d'Objets basé Deep Learning pour un Fauteuil Roulant Intelligent, <i>Louis Lecrosnier, Redouane Khemmar, Nicolas Ragot, Romain Rossi, Jean-Yves Ertaud, Benoit Decoux, Yohan Dupuis</i>	129
Session 5 : Navigations	
Président de session : Frédéric Bousefsaf	135
Une ontologie au service de la mobilité de personnes présentant une déficience intellectuelle, avec une visée de conception de systèmes d'aide à la navigation, <i>Laurie Letalle, Hursula Mengue-Topio, Yannick Courbois, Aymen Lakehal, Johann Saint-Mars, Sophie Lepreux, Christophe Kolski, Françoise Anceaux, Philippe Pudlo</i>	137
Dispositif d'enregistrement de données hétérogènes ouvert et configurable pour tests cliniques, <i>Annemarie Kokosy, Gilles Tagne, Philippe Saey, Alexis Clemente, Ali Oukhrif, Frederic Depuydt, Mathieu Troch, Dimitri De Schuyter</i>	143

Session 6 : Outils pédagogiques pour personnes aveugles	
<i>Président de session : Dominique Archambault</i>	149
GéOrigamétrie. Une approche sur l'accessibilité de la géométrie pour personnes aveugles, <i>Jaime Lopez Krahe</i>	151
Evaluation d'un dispositif audio-tangible pour l'apprentissage spatial chez les enfants déficients visuels, <i>Julie Mulet, Dimitrov Lachezar, Ducasse Julie, Marc Macé, Mathieu Raynal, Bernard Oriola, Valérie Tartas, Lemarié Julie, Christophe Jouffrais</i>	157
Vers l'utilisation de tablettes à picots pour l'illustration de livres tactiles, <i>Carolane Mascle, Florence Bara, Gwenaël Kaminski, Christophe Jouffrais</i>	163
Session 7 : Communication	
<i>Présidente de session : Céline Jost</i>	169
Child-Comm : An Alternative Communication System adaptive to user's features, <i>Federico Rosenzwaig, Paola Daniela Budan, Melisa N. Cordoba, Pablo Najar</i>	171
Évaluation de la compréhension de pictogrammes Arasaac et Sclera pour améliorer l'accessibilité du système de traduction médicale BabelDr, <i>Magali Norré, Pierrette Bouillon, Johanna Gerlach, Hervé Spechbach</i>	177
Évaluation de la prédiction de mots dans un système de communication améliorée et alternative pour les personnes en situation de handicap : Presage et ACAT, <i>Magali Norré</i>	183
La prise de décision floue peut-elle permettre d'améliorer les correcteurs orthographiques dys ?, <i>Johana Bodard, Isis Truck, Céline Jost, Gérard Uzan</i>	189
Session Posters	
<i>Président de session : Susana Herrera</i>	195
L'utilisation de l'outil numérique et de la voix chantée dans le cadre du polyhandicap, <i>Karine Bartalucci, Patrick Abellard</i>	197
Introduction d'une aide technique numérique pour compenser la perte de vue suite à une dégénéres- cence maculaire liée à l'âge (DMLA), <i>Jean-Philippe Mengual, Corentin Voiseux</i>	201
Modélisation d'interactions avec un Cobot dans un contexte d'assistance à la personne, <i>Samia Benferhat, Florent Frizon De Lamotte, Christophe Lohr, Jean-Luc Philippe</i>	206
Système de conduite d'un fauteuil roulant électrique à l'aide d'oculométrie : une preuve de concept, <i>Patrick Albers, Frédéric Jouault, Mickaël Clavreul</i>	212
[S-Map & H-Map] des Indicateurs Visuels de la Rééducation du Membre Supérieur par Exosquelette Comme Feedback Accessible au Patient, <i>Yeser Meziani, Amine Hadj Abdelkader, Yann Morère, Guy Bourhis</i>	216
Conférences invitées	223
Avatars signeurs : quels défis pour la production de contenu en Langues des Signes ?, <i>Sylvie Gibet</i>	224
La technologie peut-elle se passer d'une définition du handicap ?, <i>Romuald Bodin</i>	232
Cartes et diagrammes tangibles pour des utilisateurs déficients visuels, <i>Julie Ducasse</i>	234
Communication Alternative et Augmentée et prédiction de mots : un tour d'horizon, <i>Jean-Yves Antoine</i>	236
Index des auteurs	239
Crédits	241

Session 1A : Accessibilité dans le monde

Président de session : Gérard Uzan

Accessibility in Argentina

Initial comparison with the French domain

Paula Barrera Nicholson, Susana Herrera, Adriana
Macedo

IIISI Institute of Research
National University of Santiago del Estero
Santiago del Estero, Argentina

Guillermo Trutner, Guillermo Diorio

University Information System
National Inter-University Council
Buenos Aires, Argentina

Abstract— The aim of this paper is to reveal actions that have been carried out in Argentina in order to improve accessibility in public environments. The regulatory legal framework referring to disability is presented in general, and the standards referring to higher education and digital fields in particular. It is also described, as a study case, how accessibility at Universidad Nacional de Santiago del Estero in the northwest of Argentina is addressed. As regards digital accessibility, the activities carried out to make the different subsystems of the University Information System accessible are introduced, which are used in most Argentine universities. An initial comparison of the treatment of accessibility between France and the developing world is presented as well. This work is expected to allow, in the future, define criteria that favor the identification of solutions with positive results that can be shared and implemented in different cultures.

Keywords: accessibility – digital accessibility – accessibility in Argentina – comparison between the treatment of accessibility between countries

I. INTRODUCTION

Accessibility in France has been systematically addressed for several years now, with a strong boost from Law 102/2005. Public, scientific and non-profit organizations as well as private companies have undertaken several efforts to achieve greater accessibility. In [1, 2] there are some examples of computer solutions that were developed to improve accessibility for persons with disabilities.

Progress in this area in that region is considerably accelerated and generally takes place within the framework of common regulations throughout all the European Union. Specifically, in the case of digital accessibility, France is governed mainly by Law 771/2018 and various decrees that have been issued to regulate it, as the Decree 689/2018 (online service payment) and Decree 768/2019 (on penalties). These, in turn, are based on the following European regulations: EU Directive 2016/2102, Standard EN 301549 v2.1.2 (2018-18).

These European rules are adapted to the Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) v2.1 Standard of 2018 of the World Wide Web Consortium (W3C), which mark the worldwide primitives. It is important to highlight that Annex A of EU 301549 standard contains two tables that relate this standard to the EU directive 2016/2012; one of the tables contains requirements for web pages and the other requirements for mobile applications.

The rate of improvements in accessibility that is observed in France is different to that of developing countries, where improvements are generally slow and isolated. In the case of Argentina, it adhered to the United Nations Convention on the Rights of Persons with Disabilities [3] through Law 26378 [4] in 2008. Although accession of this country was immediate, advances in terms of accessibility are not systematic and could be optimized taking advances of developed countries as a guide.

The Argentine community is attracted to the Francophone community because it has a large portion of the population of French descent. Between the years 1880 and 1910, Argentina welcomed 250.000 people coming from France [5] (in 1880 Argentina had less than 4 million inhabitants) and to date it is the largest destination of French emigration to a single country [6]. These French immigrants were integrated into the rest of the population and it is the reason why Argentina has more than 6 million inhabitants of French descent [7]. The influence of France in Argentina through the years can be seen in architecture, literature, science, laws (civil code) and education [5, 6, 7]; for example, there are traditional “lycées” as part of Buenos Aires educational offer [8, 9].

In this context it is aimed to start a common study in an area that is very important for computer communities of both countries: disability and accessibility. For that purpose, this paper presents a summary of the regulatory framework of this issue in Argentina. In addition, as an example, it describes actions that are carried out in Argentine public universities: a) accessibility in general, at National University of Santiago del Estero (UNSE, Spanish acronym), www.unse.edu.ar; and b) digital accessibility in the University Information System (SIU, Spanish acronym), www.siu.edu.ar. The last one is the

organization in charge of the development of the information systems used in most Argentinian public universities; it depends on National Inter-university Council (CIN, Spanish acronym).

This article is organized as follows: section II describes the general regulatory framework of disability in Argentina. Section III discusses how accessibility at Argentine Public university is addressed, describing regulations and mechanisms created in the field of higher education (section A); also the management of accessibility at UNSE is presented as a concrete example (section B). Under section IV digital accessibility is discussed. In the first part, the evolution of general regulations in the country is presented, while in the second part, it is presented as a specific example how digital accessibility in the SIU is managed. In section V initial comparative considerations about the treatment of accessibility between Argentina and France are proposed. Finally, under section VI future works are presented, which are proposed in order to start collaborative works between developed countries and developing countries as regards digital accessibility, particularly in the field of university public education.

II. DISABILITY IN ARGENTINA

It is worth mentioning that Argentina was the first country in Latin America to recognize the rights of persons with disabilities, through Law 22431 of 1981, when voluntary registration in the National Registry of Persons was initiated [10]. Since then, several laws have been passed to guarantee their rights and improve their accessibility. The Digest on Disability [11] contains all the relevant legislation on his topic.

The National Advisory Commission for the Integration of Persons with Disabilities (CNAIPD, Spanish acronym) was established in 1987. Then, as it was mentioned above, in 2008, Law 26378 [4] validated the United Nations Convention and its protocol. Also, through Law 27044/2014 [12], the Convention was granted constitutional rank. Progress has been made in the following areas:

- National Program for Early Detection and Care of the Hearing Impaired (Law 25415/2001).
- Labor rights and social security (Res. 1539/2010, Res. 31/2011); Program to promote equal employment opportunities (Res. 124/2011) and the Supported Employment Program (Res. 1/2019).
- Comprehensive and Interdisciplinary approach to people with autism spectrum disorders (Law 27043/2015).
- Digital accessibility, which is dealt with in detail in section IV.
- Inclusion of the treatment of persons with disabilities in the new Civil and Commercial Code (Ley 26994/2015) and in the draft new Criminal Code (under consideration by the Argentine Senate since July 2019).

Recently, in 2017, CNAIPD was replaced by the National Disability Agency, www.argentina.gob.ar/andis. It is in charge of the design, coordination and general implementation of public policies on disability.

Within the framework of this legislation in force in Argentina, the social model of disability supported by the World Health Organization (WHO) and [13] the United Nations is proposed [3]. For this model, disability is not an attribute of the person, but a set of conditions that respond to the interaction between the characteristics of the individual and the social context. Disability is, in this regard, a negative result of the interaction between a personal condition –the impairment- and the environment – due to its barriers.

In 2017 a national study on the profile of persons with disabilities was conducted [14], which revealed that 10, 2 % of the population has disability, according to the WHO International Classification of Functioning, Disability and Health [13]. Thereafter, that is 2017; the National Disability Plan has been defined [15].

As it was mentioned, while progress is being made guided mainly by the recommendations of the United Nations, as a country that has acceded to the Convention, most efforts are isolated. In the area of the public organizations, improvements in accessibility made in public state universities stand out. Argentine higher education system is characterized by 55 national public universities with free education. Mechanisms to study and promote accessibility have been developed, particularly academic and digital accessibility.

III. DISABILITY IN UNIVERSITIES

A. Disability and accessibility in Higher Education

In Argentina, access to higher education for persons with disabilities is protected by the National Constitution, the aforementioned national and international regulations [3, 4, 12], the Higher Education Law 24.521/95 and its 2015 amendment [16, 17], the National Education Law 25.573/02 and the World Conference on Higher Education in Latin America and the Caribbean CRES.

It is important to highlight that through Law N° 26.379/08 [4], by which Argentina adheres to the Convention on the Rights of Persons with Disabilities, the Argentine State guarantees equal opportunities and is committed to working for the inclusion of students with disabilities in the educational system in general and in university institutions in particular.

In 1994 the Inter-University Commission on Disability and Human Rights was formed, through which Argentine universities started working in a network. Its main function consisted in providing an environment for meeting and exchange to analyze the integration of the person with disability in university life. It was not until the legislation of 2002 that this commission was formally recognized.

Later, in 2003, the Inter-University Network on Disability and Human Rights was created which made the incorporation of more universities possible, and at the same time broadened the dissemination of achievements and joint work. Its main objective is to promote accessible universities for the disability community. It addresses topics such as: physical, communicational and academic accessibility, flexible curricula and teacher training. It is working intensely for the definite incorporation of the paradigm of Universal Design with respect

to the approach to disability, replacing the hegemonic paradigm.

Recently, this network has joined the CIN under the name of Inter-University Network on Disability (RID, Spanish acronym).

B. Accessibility at Universidad Nacional de Santiago del Estero

UNSE is a public university in the north of Argentina; it has its headquarters in the capital city of Santiago del Estero. It is organized in 6 academic units (faculties) that offer graduate and undergraduate training in: engineering, exact sciences, humanities, social sciences, medicine and teacher training. It has approximately 20.000 students.

Since it is a national state institution, UNSE has the non-delegable function of providing persons with disabilities access to higher education on an equal basis. Through the Regulation HCS 59 of 2011, UNSE made public its Institutional Declaration on Disability and created the Disability Commission. Through it, UNSE guarantees equal opportunities for all members of the university community and draws attention to students with disabilities, from the welfare approach from a conception of comprehensive development: physical, social, mental and cultural, which considers the student as a subject with rights. In this regard, it maintains that the actions undertaken should promote universal accessibility, inclusive and labor education and equal opportunities for admission, transit, permanence and performance at university for students with motor, visual, hearing, mental, cognitive and other disabilities, facilitating access to all levels and spaces of UNSE.

As for the Disability Commission, it has the general objective of contributing, through concrete actions, to the inclusion of persons with disabilities within the scope of UNSE. Therefore, it carries out actions that tend to favor full integration, avoiding and eliminating physical, access to information, academic, pedagogical-didactic and attitudinal barriers that could hinder it. The commission is composed of representatives from all academic and administrative areas of the university as well as representatives of trade unions, medical insurance and students with disabilities. In turn, this commission is part of the RID.

In 2015, through the Regulation HCS 220, the Manual of Action and Good Practices for Inclusion in UNSE was issued. This Manual has two parts. The first part deals with the General Guidelines of Action and Good Practices for Academic Accessibility at UNSE. The second part is a Guide of Action and Good Practices for care of students with disabilities within the scope of UNSE. It presents a set of basic actions referred to different instances of the teaching-learning process that ensure the access, admission and transit of the student with disability under equal conditions. It addresses the following aspects of academic accessibility: a) accessibility to classes, seminars and workshops, b) evaluation situations, c) guidelines for consultation and tutorial spaces, d) procedures for requesting support. These guidelines constitute a general framework, the implementation of which should take into account the uniqueness of all students, that is to say their requirements or

needs. The application of these guidelines involves reasonable adjustments so that students with any kind of disability can access knowledge and can be evaluated under equal conditions.

On the other hand, UNSE has the Center for Educational and Psycho-Pedagogical Orientation (COEP, Spanish acronym), which provides pedagogical assistance to students of the different university programs. In 2019, COEP carried out a project on accessibility in articulation between secondary and university levels, with an emphasis on persons with disabilities, generating actions of academic, communicational and physical accessibility. The following lines were worked on:

- Communicational accessibility: diffusion of the educational offer of our university, elaborating brochures and accessible informative material,
- Academic accessibility with teaching staff, non-teaching staff, students and graduates: conferences were held in order to foster spaces for reflection, to generate awareness on the subject matter and information on the regulations, and also the manual for Action and Good Practices for inclusion at UNSE was socialized.

IV. DIGITAL ACCESSIBILITY IN UNIVERSITIES

A. Digital accessibility in Argentina

In Argentina, the first regulation that was passed on digital accessibility was Law 26653, of 2010, named Accessibility of Information on Web Pages [18]. This establishes that the national State (and all organizations that depends on it) must respect, on the design of their web pages, the rules and requirements on information accessibility that facilitate access to their contents to all people with disabilities in order to guarantee them real equality of opportunities and treatment, thus avoiding any type of discrimination. In addition, this law determines that the National Office of Information Technology (ONTI, Spanish acronym) would be responsible for defining accessibility standards and requirements; but does not define which authority would be responsible for implementation.

Decree 335/2013 was issued which regulated Law 26653 (three years later) and defined the Secretary of Cabinet and Administrative Coordination as the implementing authority. Meanwhile, ONTI issued Order 2/2014 adopting the WCGA regulations of W3C for the Argentine state.

Recently, in September 2019, Decree 656 was issued, which defined ONTI as the implementing authority. In the same month, ONTI issued Order 6/2019 [19] that establishes the Web Content Accessibility Guidelines and Compliance Criteria; leaving Order 2/2014 without effect.

In summary, ONTI is currently responsible for issuing accessibility standards and criteria of government websites and mobile applications; and is also responsible for monitoring compliance with the criteria. The Guidelines established by Order 6/19 (Annex 1), consist of a Spanish translation of the WCGA 2.0 regulation, which is not the last version in force at that time, version 2.1 was already available. The guidelines are established based on the principles of perceptibility, operability, compressibility and robustness. It also sets the

different levels of conformity requirements: A (minimum), AA and AAA (maximum) levels. Annex 2 of Provision 6/19 contains the Conformity Criteria, also taken from WCGA 2.0. It is important to note that this Order states that the minimum level of compliance to be met by organizations will be 20 criteria for the first year of validity of this Order and 30 for subsequent periods (out of the total 38 criteria).

B. Accessibility in the University Information System

The SIU [20] is an area that was created by the Secretary of University Policies of the Ministry of Education of Argentina in 1994, with the objective of building a statistical database with economic, budgetary and academic data of the national universities (UUNN, Spanish acronym) in Argentina. In 1996, a far more ambitious objective was proposed: to provide the university system with elements that would improve the reliability, completeness, availability and integrity of the UUNN information. As a consequence, SIU started the development of a series of computer solutions to support daily management of universities, providing different kinds of users with services, at any time and place. In 2013, the SIU was incorporated as an area of CIN. The IT solutions cover a variety of university areas: academic, accounting, financial, budgetary, human resources, inventory, salaries, etc.; in addition to solutions for decision making and institutional analysis. The name of these solutions correspond to Argentine indigenous communities: Guaraní, Pilagá, Diaguíta, Kolla, Mapuche, Sanavirón, Wichi, Araucano, Sanavirón-Quilmes, Tehuelche.

All these solutions (or modules) are built in a collaborative environment, taking into account the knowledge of all the actors of the university system. For that purpose, permanent agreements between users and developers are generated; and communities of practice emerged. These communities, in an on-site and virtual way, at an inter-organizational level, generate and share knowledge, good practices, examples, documentation, customizations (programming code).

The SIU-Guaraní module is massively used, by most students, teachers and staff of the 55 UUNN in the country. This is why it was considered the most relevant module for its accessibility to be analyzed. Guaraní contains information of all students, including information about disability. This module is managed by all students and teachers, from students and teacher's Web Portal.

SIU-Guaraní administers the academic management of students at UUNN, from the time they are admitted until they obtain their diploma. Although the system is developed by the central team of SIU-CIN, it has mechanisms that allow it to be adapted to the processes of academic management, educational offers and organizational structure of each university. It has three fully integrated subsystems, aimed at different users: a) the pre-registration interface for applicants, b) the portal for students and professors, and c) the portal for administrative staff. In addition to this, the system has a mobile application that aims to streamline communication between students, teachers and the institution. This application allows teachers to send messages to their students and the institution to send messages to students and teachers. There is also a functionality

that, if activated, updates the schedule of course schedules and exams of students.

There are predefined and configurable variables, agreed upon by the entire University System, related to student information. Among them, the census data, which are those that vary throughout the student's life, are updated periodically. Data related to disability are also comprised in the census data. This means that every Argentine university has the necessary mechanism to collect safe, complete, consistent and appropriate information on the disability of its students, and can be used to carry out specific actions (see Fig.1). In this section, information is input about: type of disability, if it is permanent, degree, start, if it is certified. The system uses the classification of the National Institute of Statistics and Censuses, which is based on [13]. From an ethical point of view, the system complies with the law of privacy of personal data, Law 25326/2000 [21]. Considering this law and the autonomy of the universities, each of them is responsible for configuring the data collection and storage process, as well as formally registering the database.

On the other hand, with regard to digital accessibility, the SIU team takes into account, as guidelines, the WCAG of the W3C [22]. A complete analysis of the SIU-Guaraní student and teacher portal was undertaken so as to assess its accessibility. The analysis was organized in three different stages: manual, automatic, and with users. This analysis was conducted in 2012 during the development of the Portal.

The screenshot shows the 'SIUGUARANÍ' web portal interface. The user is logged in as 'Rafael, Obligado'. The main menu includes 'MATRÍCULA', 'PERSONAS', and 'ADMINISTRAR PERSONAS'. The 'Datos de salud' form is displayed with the following fields: 'Tipo Discapacidad (*)' set to 'Auditiva', 'Carácter (*)' set to 'Transitoria', 'Fecha Desde (*)' set to '03/11/2019', and '¿Presenta certificado? (*)' with a dropdown menu open showing 'Si' and 'No' options. The 'Grado (*)' field is partially visible on the right. The left sidebar contains a list of navigation links such as 'Datos principales', 'Acceso al sistema', 'Situación laboral', 'Antecedentes laborales', 'Antecedentes docentes', 'Estudios cursados', 'Financiamiento de estudios', 'Situación familiar', 'Allegados', 'Tecnología', 'Habilidades', 'Deportes', 'Datos de salud', 'Preferencias de Institución y Propuesta', 'Bitácora', and 'Modelo'.

Figure 1. Data about students' disability at SIU-Guaraní.

The following aspects were taken into account for the manual analysis:

- Control using different browsers
- Analysis with different monitors, different resolutions and different color settings
- Check by disabling javascript, activeX and stylesheets
- Device independent control: interaction only with the mouse, interaction only with the keyboard
- Control using fitting tools: magnifiers and screen readers

For the automatic analysis, the tools selected for use were: TAW, Hera, Firefox Accessibility bar, IE AIS bar. For the analysis with users, interviews and interaction logs were

carried out. After verifying the accessibility of the Web Portal, the information of operations to be improved was collected.

The incorporation of the RID into the CIN will increase the synergy between the areas RID and SIU. This would improve the management of information related to disability, as well as the accessibility of the Portal. In addition, the SIU will repeat the complete evaluation of IT solutions to analyze if the guidelines continue to be met, in accordance with the regulations recently established at the national level.

V. INITIAL COMPARATIVE CONSIDERATIONS

Based on what was analyzed in the previous sections, the treatment of accessibility in Argentina presents the following features:

- It is a country that started working on the rights of persons with disabilities since XX century and is adhered to the UN International Convention on Persons with Disabilities [3] since 2008. Then, it cooperates with the monitoring efforts and mechanisms of the international community.
- The regulatory and legal framework did not evolve systematically. However, it is important that the rights of the persons with disabilities are involved in the most relevant laws of the country: National Constitution, New Civil and Commercial Code and the draft new Criminal Code. Moreover, the National Disability Digest was developed in order to address the lack of systematization in regulations [11].
- In recent years, a statistical study on the profile of disability was conducted in Argentina, making use of the WHO classification [13]. Based on the results, a National Plan of Disability was defined [15]. This reveals that the lack of systematization on the evolution of regulations and actions is being dealt with.
- The description of the treatment of accessibility in the UUNN shows that state organizations have been working "in advanced" to the formalization of the national regulatory framework, taking the WHO standards as a reference [13].
- It is emphasized the collaborative work "in network" of the 55 UUNN for the management of accessibility, which allows to generate a diversity of ideas-solutions and to improve the efficiency of solutions. Accessibility is approached from the Universal design paradigm. This collaborative work, since early times, favored the inclusion of disability in the Higher Education Law [16, 17].
- The collaborative work of the UUNN for the development of their information systems, through the SIU area, allows the 55 UUNN to have complete information regarding students with disabilities, complying with legislation that protects personal data [22].
- Digital accessibility standards have not evolved steadily, but have been delayed due to the change of government in 2015. In other words, although the legislation on website accessibility was regulated in 2013, the implementing authority "disappeared" in 2015. It was not until 2019 that the new enforcement authority, the deadlines for making

public websites accessible and the precise regulations were defined.

- Regardless of the regulations regarding deadlines and penalties in Argentina, the work of the SIU in digital accessibility shows that public organizations have been working in advance to the regulations, since 2012, considering the W3C standards.

This paper aims to make an initial comparison on digital accessibility between France and developing countries such as Argentina. However, this article does not present an in-depth study of the French domain, since there is literature available on the subject [23, 24]. In this regard, the important features that allow France to be considered as an exemplary country in relation to digital accessibility and accessibility in general are highlighted:

- In the introduction (see I), some aspects were mentioned which show that the evolution of digital accessibility regulations in France is systematic and organized. They are evolving within the framework of the European Union.
- The existence of organizations such as the "Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées" (ifrath.fr) and the "Institut Fédératif de Recherche sur le Handicap" (ifr-handicap.inserm.fr), show the capacity of the scientific world to link with the needs of people with disabilities. It encourages the proposal of innovative technological developments.
- The existence of educational proposals that link higher education and disability enriches the accompaniment and learning of people with disabilities, favors the generation of technological solutions, and stimulates scientific research. The educational offers of the "Institut national supérieur de formation et de recherche pour l'éducation des jeunes handicapés et les enseignements adaptés" (www.inshea.fr) and the Master's Degree in Technologies and Disability of the University of Paris 8 (master-handi.univ-paris8.fr) are some examples.

Having highlighted characteristics of both countries on accessibility and digital accessibility in particular; the following comparative aspects can be raised:

- Both countries have adhered to the United Nations Convention [3] and have a legal framework that guides their efforts to improve accessibility. The French regulations are framed, in turn, in the European Union regulations.
- The presentation of the study case "Accessibility at UNSE", shows that accessibility is a relevant aspect in public organizations and that work is being done collaboratively throughout the country to address it. However, France has organizations that strongly link science and education with the needs of persons with disabilities. No organizations of that kind have been found in Argentina.
- With respect to digital accessibility, both countries are generally governed by W3C standards. However, France is

more advanced. It is based on the latest version of the WCAG standards. Moreover, while France is in the control and penalty stage, Argentina has only recently issued regulations that will allow control in the coming years.

VI. FUTURE WORK

This article analyzes the regulatory framework of accessibility in Argentina, in general, and digital accessibility in particular. Furthermore, it presents two study cases: the UNSE (accessibility in general) and the SIU (digital accessibility). These provide insights into the way this topic is tackled in Argentinian public organizations. Based on this and on literature about accessibility in France, initial comparative features are presented about the approach to accessibility in both countries. It is clearly observed that France presents a more advanced evolutionary state.

This work is expected to serve as an initial document for future collaborative works between scientific and/or educational organizations of both countries (France & Argentina), but mainly regarding digital accessibility. In this regard, organizations responsible for software development, as the SIU, will take a path (as France already did) of improving their systems accessibility according to new standards. To this end, new methodologies and tools will be adopted, in which France's contributions will be important.

REFERENCES

- [1] IFRATH. Actes de la Conférence Handicap 2000. « Nouvelles technologies : Assistance technique aux handicaps moteur et sensoriel ». Paris, 2000.
- [2] IFRATH. Actes de la 10^{ème} conférence Handicap. Editeurs : Guy Bourhis, Mohand Slimane. ISBN 978-2-9536899-8-3. Paris, 2018.
- [3] United Nations. Convention on the Rights of Persons with Disabilities and Optional Protocol. New York, 2006. <https://www.un.org/development/desa/disabilities/convention-on-the-rights-of-persons-with-disabilities.html>.
- [4] Congreso Argentino. Ley 26378. Adhesión a la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad y su protocolo facultativo. Buenos Aires, 2008. <https://www.argentina.gob.ar/normativa/nacional/ley-26378-141317>.
- [5] Ambassade de France en Argentine. Les relations entre la France et l'Argentine prennent racine dans l'indépendance de ce pays. <https://ar.ambafrance.org/Reperes-historiques>. Last update: 24/05/2019.
- [6] C. Peiró. Pierre Guignard, embajador de Francia, se despide de Argentina. In: Infobae. Buenos Aires, 17/07/2019. <https://www.infobae.com/politica/2019/07/14/pierre-guignard-embajador-de-francia-se-despide-de-argentina-no-voy-a-extranar-el-mate-porque-me-lo-llevo/>.
- [7] A. Maugey. Les merveilleux francophiles argentins. SAV201. <https://www.canalacademie.com/emissions/sav201.mp3>. Upload date: 05/10/2006.
- [8] Colegio Franco-Argentino. <https://www.cfam.edu.ar/>.
- [9] Lycee Lycée franco-argentin Jean-Mermoz. <http://sd-1028032-h00004.ferozo.net/ml/index.php/>.
- [10] M. F. Stang Alva. Las personas con discapacidad en América Latina: del reconocimiento jurídico a la desigualdad real. Centro Latinoamericano y Caribeño de Demografía. CEPAL. United Nations. ISSN 1680-8991. Santiago de Chile, 2011. https://repositorio.cepal.org/bitstream/handle/11362/7135/1/S1100074_es.pdf.
- [11] Agencia Nacional de Discapacidad. Digesto Nacional de Discapacidad. <https://www.argentina.gob.ar/andis/digesto-nacional-de-discapacidad>.
- [12] Congreso Argentino. Ley 27044. Jerarquía Constitucional a la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad. Buenos Aires, 2014. <https://www.argentina.gob.ar/normativa/nacional/ley-27044-239860>.
- [13] Organización Mundial de la Salud. Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud. ISBN 92 4 154542 9. 2001.
- [14] Instituto Nacional de Estadística y Censos. Estudio nacional sobre el perfil de las personas con discapacidad. ISBN 978-950-896-532-5 Ciudad Autónoma de Buenos Aires, 2018. https://www.indec.gob.ar/ftp/cuadros/poblacion/estudio_discapacidad_1_2_18.pdf.
- [15] Agencia Nacional de Discapacidad. Plan Nacional de Discapacidad. www.argentina.gob.ar/andis/plan-nacional-de-discapacidad.
- [16] Congreso de la Nación Argentina. Ley 24521, Educación Superior. Bs. As. 1995. <http://servicios.infoleg.gob.ar/infolegInternet/anexos/25000-29999/25394/norma.htm>.
- [17] Congreso de la Nación Argentina. Ley 27204, Implementación Efectiva de la Responsabilidad del Estado en la Educación Superior. Bs. As., 2015. <http://servicios.infoleg.gob.ar/infolegInternet/anexos/250000-254999/254825/norma.htm>.
- [18] Congreso de la Nación Argentina. Ley 26653, Acceso a la Información Pública. Buenos Aires. Noviembre de 2010. <http://servicios.infoleg.gob.ar/infolegInternet/anexos/175000-179999/175694/norma.htm>.
- [19] Oficina Nacional de Tecnologías de la Información. Decreto 6/2019. Pautas de Accesibilidad de Contenido Web 2.0 y Criterios de Conformidad. Ciudad de Buenos Aires. Setiembre de 2019. <http://servicios.infoleg.gob.ar/infolegInternet/anexos/325000-329999/329284/norma.htm>.
- [20] Consejo Interuniversitario Nacional. Sistema de Información Universitaria. <https://www.siu.edu.ar/>.
- [21] Congreso de la Nación Argentina. Ley 25326 de Habeas Data. Protección de Datos Personales. Buenos Aires. Octubre de 2000. <http://servicios.infoleg.gob.ar/infolegInternet/anexos/60000-64999/64790/norma.htm>.
- [22] World Wide Web Consortium. W3C. Introducción a las Pautas de Accesibilidad para el Contenido Web (WCAG). <https://www.w3.org/WAI/standards-guidelines/wcag/es>.
- [23] L.S., Pereira, D. Archambault. Correlating Navigation Barriers on Web 2.0 with Accessibility Guidelines. In: Miesenberger K., Kouroupetroglou G. (eds) Computers Helping People with Special Needs. ICCHP 2018. Lecture Notes in Computer Science, vol 10896. Springer, Cham. 2018. DOI https://doi.org/10.1007/978-3-319-94277-3_3.
- [24] L.S., Pereira, D. Archambault. Preliminary Web Accessibility Evaluation Method through the Identification of Critical Items with the Participation of Visually Impaired Users. Procedia Computer Science. Volume 67, 2015, Pages 77-86, ISSN 1877-0509, <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.09.251>.

Session 1B : Conception de technologies d'assistance

Président de session : Gérard Uzan

Accessibilité et jeux vidéo : Quid de l'architecture logicielle Entités-Composants-Systèmes ?

Délia Garbarini

Université Paris Lumière, Paris 8, F-93526 Saint-Denis,
France

Mathieu Muratet

Sorbonne Université, CNRS, LIP6, F-75005 Paris, France
Université Paris Lumière, INS HEA, 92100 Suresnes,
France
mathieu.muratet@lip6.fr

Résumé—Les jeux vidéo font partie intégrante de la culture populaire. Le défi pour l'industrie du jeu vidéo est d'autant plus grand que les nombres de joueurs, de jeux et de domaines applicatifs augmentent. Cette augmentation de joueurs inclut les joueurs « handi » et de ce fait, les jeux vidéo doivent s'adapter à ces publics qui peuvent être touchés par une ou plusieurs déficiences passagères ou continues. Les jeux universellement accessibles (UA-Games) ont pour but de créer des interfaces accessibles et manipulables par le plus grand nombre. Pour ce faire, les moteurs de jeu actuels doivent donc être performants mais également évolutifs et modulables. Cet article étudie l'intérêt de l'architecture logicielle Entité-Composant-Système (ECS) pour intégrer des fonctionnalités d'accessibilité dans un jeu existant. Nous prenons comme cas d'étude un jeu sérieux développé en ECS mais non accessible : E-LearningScape. Nous présentons les fonctionnalités d'accessibilité que nous avons intégrées au jeu et nous discutons les avantages et inconvénient de cette approche. Ce retour d'expérience nous montre que l'ECS apporte une souplesse de conception très utile pour intégrer dans les jeux vidéo des fonctionnalités d'interactions non anticipées.

Mots clés—Architecture logicielle, design universel, Entités-Composants-Systèmes, fonctionnalité d'accessibilité, jeu vidéo accessible, jeux sérieux, programmation orientée donnée.

I. INTRODUCTION

De nos jours, le jeu vidéo est devenu une activité de loisir pour tous et qui en France, est en passe de devenir le premier objet culturel juste derrière le livre. En 2018, le marché français du jeu vidéo connaît une croissance de 15% et vaut 5 milliards d'euros¹. Un Français sur deux joue aux jeux vidéo, dont 53% de joueurs masculins et 47% de joueurs féminins c'est-à-dire 30% de plus que dans les années 2000². À l'échelle mondiale, le jeu vidéo représente un objet de partage, de socialisation, d'apprentissage et de travail, qui permet d'interagir avec le monde extérieur, de faire partie d'une communauté et de rencontrer des personnes.

Toutefois, un grand nombre de personnes rencontrent des difficultés pour y jouer à cause d'une ou plusieurs invalidités. Pour jouer à un jeu vidéo, les joueurs doivent solliciter leur vue, leur audition, leur toucher, analyser ces informations

multimodales et effectuer des actions motrices en retour (capacité à tenir une manette ou à réaliser des mouvements amples) [1, 2, 3].

L'industrie du jeu est grandissante tout comme le nombre de joueurs. Cette augmentation inclut celle du nombre de joueurs handicapés (handi) dont leur déficience temporaire ou chronique révèle des situations de jeu ou des modalités d'interaction inaccessibles. Pour pallier ce problème, il est nécessaire aujourd'hui que les jeux vidéo s'adaptent à l'ensemble de leur public. Pour ce faire, il existe différentes approches dont l'une d'elles consiste à concevoir des jeux vidéo universellement accessibles (UA-Games) [1, 4, 5, 6]. Cette méthode a pour but de créer des interfaces pour tous c'est-à-dire accessibles à autant de joueurs que possible, avec leurs capacités et incapacités.

Pour cela, l'architecture d'un moteur de jeu doit être suffisamment flexible pour permettre au cours du processus de développement du jeu d'ajouter de nouvelles fonctionnalités, de tester différentes modalités d'interaction et de proposer plusieurs représentations de l'information.

Nous nous intéressons dans cet article à l'architecture logicielle Entité-Composant-Système (ECS). Cette architecture logicielle en plein développement dans le domaine du jeu vidéo semble embarquer des mécanismes favorisant la modularité et l'évolutivité. C'est une approche orientée donnée fondée sur la notion de composition et qui se soustrait des mécanismes fondamentaux de la POO tels que l'héritage ou l'encapsulation. Plusieurs travaux démontrent qu'elle est en mesure de répondre aux problèmes qui incombent à la POO dans le domaine du développement des jeux vidéo [4, 7, 8, 9].

La question que nous nous posons dans ce travail de recherche est la suivante : l'architecture logicielle ECS peut-elle avantager la conception, le développement et l'adaptation de jeux vidéo pour l'intégration de fonctionnalités d'accessibilités ?

Dans un premier temps, nous discuterons des enjeux de l'adaptation dans les jeux vidéo. Nous présenterons ensuite l'architecture logicielle Entités-Composants-Systèmes qui a servi à développer le jeu sérieux étudié dans cet article. La

¹ https://www.afjv.com/news/9546_chiffre-d-affaires-du-marche-francais-du-jeu-vidéo-en-2018.htm, consulté le 16 janvier 2020

² <https://www.sell.fr/news/bilan-marche-jeu-vidéo-2018> consulté le 16 janvier 2020

section IV présentera le jeu en question et son analyse du point de vue de son accessibilité. Nous discutons l'intérêt de l'architecture ECS pour l'intégration des nouvelles fonctionnalités d'accessibilité dans la section V avant de conclure.

II. ENJEUX DE L'ADAPTATION DANS LES JEUX VIDÉO

Les jeux vidéo sont des applications multimodales. Ils demandent aux joueurs d'avoir des compétences sensorielles, mentales et motrices nécessaires pour capter les stimuli produits par le jeu et fournir des réponses en retour à travers la maîtrise de périphériques d'entrée (manipuler une manette, un clavier, une souris, une interface tactile...) [1, 2, 3, 10]. Yuan *et al.* [3] ont identifié deux catégories de stimuli. Les stimuli primaires sont essentiels à la bonne compréhension du jeu, un joueur ne percevant pas ces stimuli ne pourra pas jouer au jeu. Les stimuli secondaires complètent les stimuli primaires et ne sont pas essentiels à la compréhension du jeu. Dans une grande majorité de jeux les stimuli primaires sont essentiellement visuels alors que les stimuli secondaires exploitent les canaux auditifs et haptiques (vibrations des manettes).

Ainsi, Bierre *et al.* [5] identifient que l'inaccessibilité d'un jeu vidéo peut bien sûr être dû à la non perception des stimuli primaires et secondaires (en raison d'une déficience visuelle ou auditive par exemple) mais également sur la capacité du joueur à analyser ces stimuli et fournir une réponse en retour. Une surcharge de stimuli visuels et auditifs peut ainsi mettre en difficulté des joueurs avec une déficience cognitive qui auront alors des difficultés à trier l'information et déterminer la réponse à fournir. Une déficience motrice quant à elle limitera le joueur dans la mise en œuvre de la réponse si elle se traduit par la manipulation des commandes de jeu surtout si celle-ci doit être réalisée dans un temps limité.

De nombreux travaux scientifiques contribuent à produire de la connaissance sur l'accessibilité des jeux vidéo. Certains portent sur l'analyse des difficultés rencontrées par les joueurs [3] et d'autres étudient les différentes fonctionnalités à développer pour rendre les jeux vidéo accessibles [1]. Nous notons aussi le travail réalisé par le site GameLover³ qui vise à analyser des jeux vidéo du commerce sous l'angle de l'accessibilité. Il témoigne ainsi des bonnes et mauvaises pratiques mises en œuvre par les studios de développement des jeux vidéo. L'amélioration de l'accessibilité des jeux vidéo trouve également une inspiration dans les normes initialement développées pour les sites web (WCAG⁴ et W3C⁵). Il existe en effet des similitudes notamment pour la gestion des interfaces et menus (espacement des boutons, textes alternatifs, sous titres, désactivation des animations, modification des contrastes, synthèses vocales). Plus précisément dans le domaine du jeu vidéo l'initiative *Game Accessibility Guideline*⁶ propose une liste détaillée de recommandations à suivre en fonction du type de déficience pour améliorer l'accessibilité des jeux vidéo.

L'approche UA-Games ainsi que les travaux cités ci-dessus renvoient aux recherches menées en EIAH sur les dimensions de

l'adaptation [11] et les notions d'environnements adaptés, adaptables et adaptatifs. Plongées dans le domaine du jeu vidéo ces dimensions nous permettent de définir les jeux adaptés, adaptables et adaptatifs.

Les jeux adaptés visent un profil de joueur particulier et les modalités d'interaction seront donc fixées lors de la conception. L'environnement créant la situation de handicap, un jeu adapté pour une déficience particulière risque de générer en conséquence une inaccessibilité pour les autres joueurs. Le jeu *A Blind Legend*⁷ en est un exemple singulier. Ce jeu met le joueur dans la peau d'un personnage aveugle où le seul canal de communication utilisé est le son. Ce jeu est donc par nature inaccessible aux joueurs ayant un trouble de l'audition.

Les jeux adaptables sont les plus répandus, en effet les jeux récents intègrent de plus en plus de menus permettant aux joueurs de personnaliser les modalités d'interaction à leur convenance (vitesse de déplacement du dispositif de pointage, couleurs/contrastes, touches/boutons de contrôle, choix de la difficulté...). Ces paramètres permettent donc à tous les joueurs (y compris « handi ») d'adapter le jeu à leur convenance pour améliorer leur expérience de jeu.

Les jeux adaptatifs sont quant à eux plus rares car ils doivent intégrer un modèle du joueur ou de la résolution des défis proposés afin d'adapter automatiquement les interfaces ou les contenus aux difficultés rencontrées par les joueurs.

Les travaux en ergonomie nous éclairent également sur la manière dont les joueurs s'approprient un jeu vidéo. Les théories de l'activité visent à comprendre l'activité d'un sujet lorsqu'il tente d'atteindre un objectif [12]. L'activité est donc différente de la tâche qui, elle, est prescrite. Une tâche précise ce qui doit être fait (l'objectif) et la procédure à suivre pour atteindre cet objectif. L'activité est singulière, finalisée et médiatisée par un instrument [13]. L'instrument ici fait référence à un artefact associé à des schèmes d'utilisation [14]. Au regard des théories de l'activité nous considérons qu'un moteur de jeu vidéo est un artefact sur lequel les joueurs vont construire des schèmes pour interagir avec lui. Ces schèmes ne pourront se construire que si le joueur est en capacité d'accéder aux stimuli primaires (voire secondaire) et de produire une réponse en retour. Un jeu vidéo quant à lui exploite un moteur (l'artefact) et propose aux joueurs des objectifs souvent prescrits sous la forme d'une mission ou d'une quête à réaliser, d'un niveau à terminer ou d'un score à dépasser. Les règles du jeu contraignent les actions du joueur et calibrent la complexité d'une situation de jeu. Un jeu vidéo peut donc être abstrait à la notion de tâche selon les théories de l'activité. Ainsi, l'activité du joueur est observée à travers ses actions qui dépendent de ses compétences, de l'accessibilité du moteur et de la complexité des situations de jeu proposées (incluant les objectifs). Ce processus progressif, appelé genèse instrumentale, permet aux joueurs de s'approprier l'artefact (transformer l'artefact en instrument) et fait appel à deux types de transformation : l'instrumentalisation dans laquelle le joueur va adapter l'artefact à ses besoins (facette des jeux vidéo adaptables) et l'instrumentation dans laquelle l'artefact

³ <https://www.game-lover.org/>, consulté le 16 janvier 2020

⁴ WCAG = Web Content Accessibility Guidelines

⁵ W3C = World Wide Web

⁶ <http://gameaccessibilityguidelines.com/full-list/>, consulté le 16 janvier 2020

⁷ <http://www.ablindlegend.com/>, consulté le 16 janvier 2020

influence les actions du joueur (facettes des jeux vidéo adaptés et adaptatifs).

Améliorer l'accessibilité d'un jeu vidéo consiste donc à favoriser la genèse instrumentale et donc à travailler les trois facettes de l'adaptation (adapté, adaptable et adaptatif). De nombreux travaux proposent des normes d'accessibilité minimales, des bonnes pratiques de conception et des stratégies d'adaptation afin de viser l'accessibilité universelle des jeux vidéo. La question du « quoi » est étudiée, mais la question du « comment » est quant à elle peu abordée. Quel impact l'ajout d'une nouvelle fonctionnalité non anticipée a-t-il sur le code d'un jeu en cours de développement ? Comment l'architecture logicielle du jeu peut-elle aider à intégrer de nouvelles fonctionnalités ?

III. ENTITÉS-COMPOSANTS-SYSTÈMES : UNE ARCHITECTURE LOGICIELLE ISSUE DU JEU VIDÉO

Historiquement le développement de jeux vidéo repose majoritairement sur le paradigme de programmation orientée objet (POO) dont le C#, C++ et Java sont les langages de programmation les plus utilisés. Néanmoins les principes inhérents à la POO tel que l'encapsulation, l'envoi de message et l'héritage peuvent rendre difficile la maintenance et l'évolutivité d'un moteur de jeu vidéo. Avec une approche orientée objet, les développeurs modélisent les éléments du jeu sous la forme de classes pouvant être spécialisés en sous-classes, etc. Le processus de développement des jeux vidéo étant hautement itératif, l'ajout de nouvelles mécaniques de jeu ou modalités d'interaction peuvent entraîner des modifications de la modélisation initialement envisagée. Ces modifications ont alors des impacts forts sur les développements et requièrent des phases de restructuration de code importantes, coûteuses en temps de développement et sources de bugs. La rigidité de l'arbre d'héritage est donc un frein dans ce contexte [15].

L'Entités-Composants-Systèmes (ECS) est une architecture logicielle principalement utilisée pour le développement de jeux vidéo [16, 17]. Cette architecture utilise une approche orientée donnée et s'articule autour de trois concepts. Les entités (premier concept) représentent les objets du jeu mais ne contiennent ni donnée, ni méthodes. Une entité est une simple référence vers une collection de composants (deuxième concept) qui contiennent eux les données. Les composants décrivent les aspects d'une entité comme sa couleur, sa taille, sa vitesse, etc. Un composant peut être ajouté ou supprimé dynamiquement à une entité. Enfin les systèmes (troisième concept) définissent la logique de jeu. Ils accèdent aux composants des entités afin de les traiter et les mettre à jour. Ils modifient ainsi les données du jeu et mettent en œuvre la simulation.

ECS est une architecture logicielle où la simulation est dirigée par les données et se base sur la notion de composition au contraire de l'approche orientée objet focalisée sur l'encapsulation et l'héritage.

L'ECS a été développée pour répondre à deux problématiques : améliorer la modularité des codes informatiques et améliorer les performances des moteurs de jeu.

Concernant la modularité, l'approche dirigée par les données permet d'ajouter de nouvelles mécaniques de jeu ou modalités d'interaction avec un impact limité sur le code existant. Pour intégrer une nouvelle caractéristique, le développeur doit (1) définir les composants nécessaires au stockage des données, (2) ajouter ces composants aux entités concernées et (3) implémenter les systèmes qui traiteront ces composants. Ainsi ajouter une nouvelle mécanique de jeu a un impact limité sur les codes existants. Du point de vue de la performance, l'ECS permet de contrôler l'organisation des données en mémoire et permet ainsi d'optimiser l'accès aux composants. Dans cet article nous étudions l'ECS pour sa promesse de modularité et nous souhaitons l'évaluer au regard de l'ajout de fonctionnalité d'accessibilité. Nous ne détaillons donc pas les questions d'optimisation.

Pour répondre aux besoins d'interaction spécifiques des joueurs, les travaux de Garcia *et al.* [4] abordent également cette approche d'architecture fondée sur les données et les composants en faveur du développement de jeux vidéo accessibles. Ils étudient l'intérêt de l'ECS pour créer différentes représentations au sein d'un jeu, modifiables en temps réel et sans impact sur la logique de jeu. Pour restituer une information sous différentes modalités, il suffit de créer des composants qui contiennent les données des différents stimuli (graphique, audio, haptique) et des systèmes spécifiques à chaque stimuli traités pour manipuler ces composants. Lorsque le jeu est en cours d'exécution, la présentation modale transmise au joueur ne dépend que du choix des composants attachés à une entité du jeu. Ainsi, il est possible de passer d'une représentation à l'autre en temps réel, en fonction des besoins et capacités du joueur offrant une expérience de jeu plus accessible. De plus, leurs travaux mettent en avant l'avantage de cette architecture à pouvoir utiliser une source de donnée externe (fichier XML) pour définir uniquement les paramètres spécifiques au jeu. Ainsi, les joueurs pourraient accéder à ce fichier pour créer et générer de nouveaux composants, personnaliser les entités, modifier les préréglages et créer des configurations par défaut adaptées à chaque profil de joueur.

Les avantages de l'ECS au *runtime* mis en avant par Garcia *et al.* [4] nous confortent dans notre hypothèse que cette architecture serait adaptée et utile pour modifier plus simplement un jeu vidéo existant dont l'accessibilité n'aurait pas été prise en compte lors de la conception.

IV. PRÉSENTATION ET ANALYSE DU JEU E-LEARNINGSCAPE

Dans cette section nous présentons l'artefact sur lequel nous avons travaillé, il s'agit du jeu sérieux open source E-LearningScape⁸ (voir Fig. 1). Ce jeu a été développé initialement sans prendre en compte la question de l'accessibilité mais a été entièrement développé en exploitant l'architecture logicielle ECS (ce jeu a été développé sous Unity avec le module FYFY⁹). Il s'agit donc d'un cas d'étude intéressant pour notre problématique que nous rappelons ici : l'architecture logicielle ECS est-elle avantageuse pour intégrer des fonctionnalités d'accessibilité non anticipées lors de la conception dans un jeu vidéo non accessible ?

⁸ <https://github.com/Mocahteam/E-LearningScape>, consulté le 16 janvier 2020

⁹ <https://github.com/Mocahteam/FYFY>, consulté le 16 janvier 2020

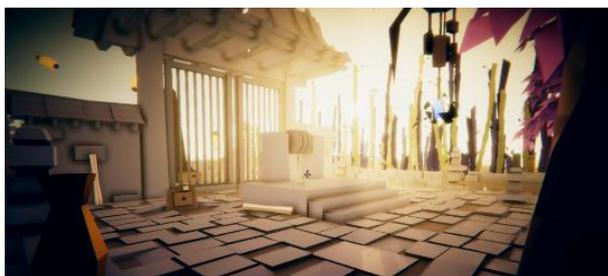


Fig. 1. Capture d'écran du jeu E-LearningScape

A. Présentation du jeu

E-LearningScape est une adaptation numérique de l'*escape game* LearningScape¹⁰ développée par SAPIENS¹¹ et le CRI¹². Dans cette version originale du jeu, les participants jouent le rôle de marchands de sable immergés dans le rêve de Camille, une jeune enseignante-chercheuse à la veille de son premier enseignement. Leur défi : aider Camille à répondre à toutes ses questions avant son réveil.

L'adaptation numérique, que nous avons pris comme cas d'étude, fait collaborer deux à cinq participants autour d'un même écran d'ordinateur. Les joueurs évoluent dans un univers virtuel, découvrent des fragments de rêve leur donnant accès à du matériel dans le monde réel. Ils résolvent alors des énigmes à l'intérieur et à l'extérieur du jeu vidéo, ces deux facettes s'alimentant mutuellement. Le jeu est décomposé en quinze énigmes réparties dans quatre salles virtuelles. Les énigmes questionnent les joueurs dans le domaine de la pédagogie (par exemple : le changement de posture, la notion de feedbacks constructifs, le triangle pédagogique, la construction de grilles d'évaluation...). L'objectif de ce jeu est de tester et accroître leurs connaissances dans le domaine de l'éducation mais aussi de permettre aux joueurs de travailler l'esprit d'équipe et la cohésion.

B. Analyse du jeu E-LearningScape

Nous avons analysé le jeu E-LearningScape à l'aide de la grille d'analyse fournie par la *Game Accessibility Guideline*. Ses recommandations sont réparties sur six catégories (motricité, cognition, vision, audition, parole et général). Chacune est décomposée en trois niveaux (basique, intermédiaire et avancé), c'est-à-dire allant des considérations les plus simples qui s'appliquent à la plupart des mécaniques de jeu, aux adaptations les plus complexes ou spécifiques à certaines mécaniques de jeu. Chacune d'entre elle obéit à un équilibre qui cible le nombre de bénéficiaire, l'impact entre les joueurs et le coût de mise en œuvre. Ainsi sur les 121 recommandations proposées nous en avons retenu 79 appropriées au jeu E-LearningScape. Par exemple nous avons éliminé toutes les recommandations relatives au multijoueur, au chat, aux dispositifs de réalité virtuelle ou mobile et aux sous-titrages de voix qui n'ont pas lieu dans ce jeu. Sur ces 79 recommandations, 10 d'entre elles étaient déjà intégrées au sein du jeu. Nous en avons intégré 33 supplémentaires afin de satisfaire le niveau basique des

catégories motricité, cognition et vision (les catégories audition et parole n'étant pas sollicitées par le jeu E-LearningScape). La version actuelle du jeu intègre donc 43 recommandations sur les 79 applicables au jeu. Les diagrammes présentés dans la figure 2 donnent une vue du niveau d'accessibilité du jeu E-LearningScape avant et après intégration des nouvelles fonctionnalités. La série « référence » permet d'apprécier la ventilation des 79 recommandations retenues dans les différentes catégories et niveaux.

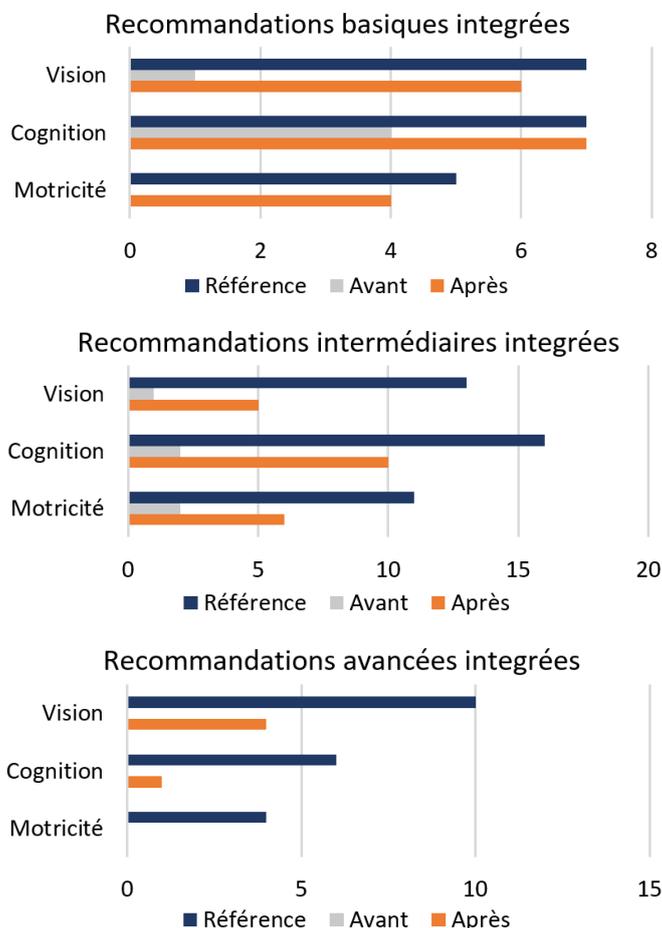


Fig. 2. Recommandations intégrées avant et après l'analyse du jeu

V. DISCUSSIONS DES ADAPTATIONS APPORTÉES

Suite à l'analyse du jeu E-LearningScape des modifications ont été apportées.

1) Jeu adapté

Des intégrations et des changements ont été réalisés modifiant ainsi directement l'interface du jeu et l'interaction que le joueur aura avec la machine.

La manipulation du jeu a été augmentée pour permettre l'utilisation de différents contrôleurs en plus des périphériques

¹⁰ <https://sapiens-uspc.com/projets-innovants/learningscape-2/>, consulté le 16 janvier 2020

¹¹ SAPIENS : Service d'Accompagnement aux Pédagogies Innovantes et à l'Enseignement Numérique de Sorbonne paris cité

¹² CRI : Centre de Recherches Interdisciplinaires

clavier/souris initialement prévus : des manettes de console comme la Xbox one, la Xbox adaptative (XAC) de Microsoft, le Nunchuck de Nintendo ou des contacteurs spécifiques. Ainsi, le jeu permet au joueur d'utiliser préférentiellement les périphériques mis à disposition ou d'en connecter d'autres sans avoir à toucher aux paramètres de réglages pour les intégrer. L'environnement Unity propose en natif les outils pour accueillir différents contrôleurs, l'ECS n'a donc pas apporté de plus-value dans ce cas. En lien avec les contrôleurs nous avons repris la navigation des menus pour permettre leur utilisation. Nous avons également ajouté un effet visuel pour permettre aux joueurs de mieux identifier le bouton se trouvant sous le pointeur du dispositif de pointage utilisé. Là encore Unity propose des outils en natif efficaces pour définir l'ordre de navigation dans les interfaces et les différents états de mise en évidence des menus interactifs indépendamment des périphériques d'entrée utilisés.

D'autres fonctionnalités ont pu être intégrées sans avoir recours à la couche ECS car relatives à des paramètres graphiques statiques directement paramétrable dans l'éditeur d'Unity : révisions des couleurs utilisées en limitant les rouges et les verts et ajout d'un contour noir aux éléments textuels.

Un couplage audio a été ajouté aux objets interactifs des différentes scènes. Dans ce dernier cas, l'approche ECS a permis d'intégrer cette fonctionnalité rapidement. En effet un système était déjà en place permettant de mettre en surbrillance les objets interactifs. Nous avons ajouté une seule ligne de code à ce système pour lui demander d'ajouter dynamiquement à l'entité concernée un nouveau composant décrivant le son à jouer. Nous avons ensuite créé un nouveau système permettant de gérer ces composants ajoutés dynamiquement et jouer le son correspondant. L'impact sur le code existant a donc été minime et la notification sonore reste indépendante de la notification visuelle. Nous avons ainsi exploité ce système pour d'autres cas d'usage demandant une notification sonore (click sur un bouton, succès/échec à une énigme). Avec une approche classique d'Unity nous aurions dû créer un nouveau script et l'attacher à la main à tous les objets interactifs du jeu avec un risque d'oubli de certains objets de jeu.

L'ECS a également été utile pour facilement identifier les différentes fonctionnalités déjà en place dans le jeu en vue de les modifier. En effet, chaque fonctionnalité étant implémentée par un système, modifier cette fonctionnalité consistait à identifier le système concerné et concentrer l'effort de compréhension du code sur ce système. Nous avons ainsi modifié le système gérant les objets interactifs pour permettre au joueur de maintenir un bouton enfoncé ou répéter des pressions successives ; et procéder à des glisser/déposer sans avoir à maintenir un bouton enfoncé. Nous avons aussi modifié le système gérant le contrôle de la caméra pour ajouter une fonction de zoom et de changement de point de vue (première/troisième personne).

2) *Jeu adaptable*

Pour permettre aux joueurs d'adapter davantage l'interface du jeu à son profil, un menu de personnalisation a été créé. Nous y avons intégré des options de contrôle, graphiques et sonores pour permettre la désactivation d'animation, la modification de la vitesse de déplacement et de rotation de la camera, le réglage du volume de la musique du jeu et des effets sonores, le réglage

de la taille du curseur de visée pour aider à la sélection d'objet interactif (boutons, indices, champs de saisie) et la modification de l'intensité lumineuse de la scène. Pour toutes ces modifications, l'approche Unity classique était efficace.

L'ECS a apporté un intérêt pour procéder à des modifications massives sur les objets de la scène. Nous avons par exemple ajouté la possibilité de basculer les textes de la police non accessible par défaut à la police Arial. Avec une approche classique d'Unity, nous aurions dû soit ajouter un nouveau script à chaque objet textuel de la scène, soit créer un gestionnaire de textes référençant tous les objets textuels. Dans ces deux approches le risque est d'introduire des erreurs par la suite si un nouvel objet textuel est ajouté (oubli d'ajouter le script d'accessibilité au GameObject ou d'inscrire le GameObject au manager de texte). Avec l'approche ECS, nous avons créé un nouveau système qui, à l'aide des familles, récupère tous les objets de la scène contenant les composants requis à l'affichage de texte. Lorsque l'utilisateur bascule d'une police à l'autre, le système modifie l'ensemble des textes du jeu. Ajouter un nouveau texte accessible au jeu ne demandera alors aux concepteurs qu'à créer ce nouveau texte et l'ajouter à la scène sans se préoccuper des dépendances particulières liées à l'accessibilité (ajout d'un script particulier ou abonnement du GameObject à un gestionnaire particulier). Le même principe a été suivi pour contrôler les effets de transparence des fenêtres du jeu.

L'utilisation de l'approche ECS couplée à une approche classique d'Unity a été pertinente pour réaliser ce premier travail d'adaptation du jeu vers une accessibilité universelle. L'ECS nous a permis d'agir sur un ensemble d'élément, en leur ajoutant ou supprimant des comportements, avec des modifications minimales et peu coûteuses sur la mécanique et l'interface initiale du jeu. Ainsi, nous mettons à disposition des joueurs des options de réglage simples, peu nombreuses et qui touchent un large profil de joueur, dans le but d'augmenter sa perception de l'environnement de jeu, son expérience utilisateur et son confort de jeu.

3) *Jeu adaptatif*

Nous avons ajouté une dimension adaptative au jeu en intégrant un module de suivi des activités du joueur pour calculer en cours de simulation la meilleure aide à apporter au joueur en fonction de ses difficultés. Le module de suivi que nous avons intégré est compatible avec l'approche ECS [18] et permet de suivre l'activité des joueurs sur des objets précis du jeu ou sur des collections d'objets (décrites via les familles de l'ECS).

L'étape ayant impacté le plus fortement le code existant était la génération des traces. Il s'agissait ici de repérer dans les programmes existants les étapes validant les actions du joueur. Produire la trace consistait alors à créer un composant (spécifié par le module de suivi) contenant les données relatives à l'action. La décomposition de la logique du jeu en système a permis de rapidement identifier les systèmes concernés (celui gérant l'inventaire du joueur, celui gérant les déplacements, celui gérant l'activation des objets interactifs...).

Nous avons ensuite créé un système qui traite les composants produits en retour par le module de suivi. Ce système détermine l'aide à apporter au joueur en fonction du label associé à chaque

action de jeu (positif ou négatif) qui se cumulent au cours du temps, de la progression du joueur dans les énigmes et du temps restant avant la fin de la séance. Les aides proposées peuvent être de différentes natures : suggérer de fouiller une zone du jeu, indiquer la position d'un indice, expliquer une mauvaise réponse et acter que le joueur a tous les éléments en main pour résoudre une énigme. Là encore l'architecture ECS apporte de la souplesse pour pouvoir mettre à jour le système d'aide afin de, par exemple, modifier les règles impactant la prise de décision relative au déclenchement de l'aide ou à sa nature.

VI. CONCLUSION

Nous avons débuté cet article en soulignant l'importance de prendre en compte la question de l'accessibilité dans les jeux vidéo. Nous nous sommes intéressés au cas où la prise en compte de l'accessibilité n'avait pas été anticipée lors des premières phases de développement et devait être intégrée à posteriori. Nous avons donc étudié l'intérêt que pouvait apporter l'architecture ECS dans ce contexte. Notre encrage théorique s'appuie sur les théories de l'activité et les trois dimensions de l'adaptation (adapté, adaptable et adaptatif).

L'analyse des corrections apportées au jeu E-LearningScape nous a montré que l'architecture Entités-Composants-Systèmes était un atout pour opérer des transformations impactant un grand nombre d'objets de jeu et éviter des manipulations redondantes sources d'erreurs. Nous avons vu également que le principe de modularité et de décompositions des fonctionnalités du jeu en système, nous a permis de rapidement identifier les parties de programme à modifier. Concernant les limites, l'ECS n'apporte pas de plus-values pour traiter des objets de jeu singulier. Dans ce cas les fonctionnalités classiques d'Unity nous ont semblé plus efficaces.

Nous notons toutefois que les deux approches s'articulent parfaitement et se complètent. L'architecture Entités-Composants-Systèmes semble donc être un atout pouvant contribuer à aider à l'intégration de fonctionnalités d'accessibilité dans les jeux vidéo et notamment lorsque celles-ci n'ont pas été anticipées.

Bien que cette architecture ait émergé de besoins issus du développement de jeux vidéo, ces avantages en terme de modularité pourraient servir des applications plus générales et il nous semblerait intéressant de poursuivre ces travaux pour l'accessibilité d'autres types d'applications (mobile, web, bureautique, simulateur...).

RÉFÉRENCES

- [1] D. Grammenos, A. Savidis et C. Stephanidis, «Designing Universally Accessible Games,» *ACM Computers in Entertainment*, vol. 7, n° 11, p. 29, 2009.
- [2] R. J. McCrindle et D. Symons, «Audio space invaders,» chez *Third International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies*, 2000.
- [3] B. Yuan, E. Folmer et F. Harris, «Game accessibility: A survey,» *Universal Access in the Information Society*, vol. 10, pp. 81-100, 2011.
- [4] F. E. Garcia et V. P. de Almeida Neris, «A Data-Driven Entity-Component Approach to Develop Universally Accessible Games,» *Universal Access in Human-Computer Interaction*, vol. 8514, pp. 537-548, 2014.
- [5] K. Bierre, J. Chetwynd, B. Ellis, D. M. Hinn, S. Ludi et T. Westin, «Game Not Over: Accessibility Issues in Video Games,» *Human-computer interaction*, 2005.
- [6] D. Grammenos, A. Savidis et C. Stephanidis, «Unified Design of Universally Accessible Games,» chez *Universal Access in Human-Computer Interaction*, Beijing, 2007.
- [7] T. Raffailac et S. Huot, «Polyphony: Programming Interfaces and Interactions with the Entity-Component-System Model,» chez *11th ACM SIGCHI Symposium on Engineering Interactive Computing Systems*, Valencia, Spain, 2019.
- [8] T. Raffailac et S. Huot, «Application du modèle Entité-Composant-Système à la programmation d'interactions,» chez *30eme conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine*, Brest, 2018.
- [9] P. Gestwicki, «The entity system architecture and its application in an undergraduate game development studio,» chez *International Conference in the Foundations of Digital Games*, 2012.
- [10] K. Bierre, M. Hinn, T. Martin, M. McIntosh, T. Snider, K. Stone et T. Westin, *Accessibility in Games: Motivations and Approaches*, The International Game Developers Association, 2004, p. 37.
- [11] K. Sehaba, «Adaptation dynamique des Environnements Informatiques pour l'Apprentissage Humain,» Université Lumière Lyon 2, 2014.
- [12] F. Daniellou et P. Rabardel, «Activity-oriented approaches to ergonomics: some traditions and communities,» *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, vol. 6, n° 15, pp. 353-357, 2005.
- [13] S. Nogry, F. Decortis, C. Sort et S. Heurtier, «Apports de la théorie instrumentale à l'étude des usages et de l'appropriation des artefacts mobiles tactiles à l'école,» *Sticef*, vol. 20, p. 35, 2013.
- [14] P. Rabardel, *Les hommes et les technologies: approche cognitive des instruments contemporains*, Patis: Armand Colin, 1995.
- [15] T. Hottou, «Entity Component System et le C++,» 4 Juillet 2017. [En ligne]. Available: <https://www.supinfo.com/articles/single/4673-entity-component-system-c>. [Accès le 19 Mars 2020].
- [16] S. Bilas, «A Data-Driven GameObject System,» chez *Game Developers Conference*, 2002.
- [17] B. Capdevila, «Serious game architecture and design: modular component-based data-driven entity system framework to support systemic modeling and design in agile serious game developments,» Université Pierre et Marie Curie, Paris, 2013.
- [18] M. Muratet, A. Yessad, T. Carron et A. Ramolet, «Un système d'aide à l'analyse des traces des apprenants dans les jeux sérieux,» *Sticef*, vol. 25, 2018.

Motiver les personnes atteintes de sclérose en plaques dans leur auto-rééducation : enquête qualitative sur la conception d'une application mobile

Clémence Chassan

Centre Hospitalier de Saint-Denis
Université Paris 8
E.A. 4004 CHArt
clemence.chassan@gmail.com

Céline Jost

Université Paris 8
E.A. 4004 CHArt

Thomas De Broucker

Centre Hospitalier de Saint-Denis
Saint-Denis, France

Olivier Cras

Centre Hospitalier de Saint-Denis
Saint-Denis, France

Marc Sévène

Centre Hospitalier de Saint-Denis
Saint-Denis, France

Dominique Archambault

Université Paris 8
E.A. 4004 CHArt

Résumé—La rééducation est essentielle au traitement de la Sclérose En Plaques (SEP). L'auto-rééducation est un moyen de maintenir son efficacité mais reste souvent aléatoire dans son exécution. Une application mobile pourrait aider la pratique de ces exercices d'auto-rééducation au domicile pour les personnes SEP. Nous rapportons les résultats d'une étude visant à orienter la conception d'une application mobile motivante pour les personnes atteintes de SEP. Pour ce faire, une enquête auprès de personnels rééducateurs travaillant avec ces personnes a été réalisée. Les résultats orientent l'application vers une application centrée sur l'occupation de ces personnes, tout en y ajoutant des éléments ludiques afin de susciter leur intérêt et leur investissement.

Mots clés— sclérose en plaques; motivation; application mobile; auto-rééducation;

I. INTRODUCTION

La sclérose en plaques (SEP) est une maladie chronique dégénérative. En France, plus de 100000 personnes sont atteintes de cette pathologie [1], et 2,3 millions dans le monde [2]. La SEP est la 1^{ère} cause non traumatique de handicap chez les jeunes adultes. Elle commence en moyenne entre 25 et 35 ans, et ¾ des personnes atteintes sont des femmes [1]. Il n'existe aucun traitement pour guérir la SEP, mais certains traitements permettent de ralentir l'évolution de cette maladie. Les symptômes de la SEP sont très différents d'un patient à un autre, il peut s'agir de troubles visuels, sensitifs, moteurs ou cognitifs. Progressivement, cette maladie peut évoluer vers un handicap irréversible [3]. L'un des symptômes les plus communs retrouvés chez les personnes atteintes de SEP est la fatigue [4]. Elle est une importante cause de limitations dans les activités de vie quotidienne ainsi que dans le travail [5]. De plus, la dépression et l'anxiété ont une forte prévalence chez les personnes atteintes de SEP [6]. Cela peut être une réaction naturelle face à la difficulté de vivre avec une maladie chronique, mais cela peut également être une prédisposition associée à la SEP [7]. Ainsi, les troubles sensitifs, visuels, moteurs ou cognitifs, mais aussi la fatigue et la dépression

peuvent engendrer de nombreuses situations de handicap dans la vie quotidienne des personnes atteintes de SEP. La perte d'autonomie est très difficile à vivre. La qualité de vie des personnes atteintes de SEP ne cesse de diminuer lorsque la maladie progresse [8]. Afin d'éviter la perte d'autonomie, l'auto-rééducation et la pratique d'activités physiques sont grandement recommandées pour les personnes atteintes de SEP [9][10]. Ici, ce qui est entendu par « auto-rééducation » consiste en un programme d'exercices expliqués et conseillés par un rééducateur, cela s'oppose à la pratique du sport qui se fait de manière libre et sans explication ou conseil du rééducateur [11]. Il est reconnu que sans pratique régulière d'exercices physiques, les personnes atteintes de SEP évoluent vers une perte de leurs capacités fonctionnelles et donc de leur autonomie [12][13]. La motivation et l'investissement dans la pratique d'exercices physiques des personnes souffrant de SEP sont des facteurs très importants pour la prise en charge rééducative de cette maladie [14]. La fatigue, symptôme important de la SEP, est grandement limitante pour la pratique d'exercices physiques, et, elle restreint d'autant plus la motivation de ces personnes [15]. Ceci amène une problématique de maintien des exercices physiques et rééducatifs, et ainsi de maintien de l'autonomie à domicile.

Lors d'une étude préliminaire menée auprès des thérapeutes et patients atteints de SEP d'un centre de rééducation et service hospitalier de neurologie (au Centre Hospitalier de Saint-Denis) [16], nous avons ainsi pu établir les besoins des personnes atteintes de SEP : être guidées et avoir un support pour pratiquer leur auto-rééducation à domicile.

Notre hypothèse est donc qu'une application mobile visant à assister le patient pour ses exercices d'auto-rééducation permettra de limiter la perte d'autonomie et d'améliorer la qualité de vie au quotidien. En effet, les mobiles multifonction font partie des outils d'e-santé définis comme communicants qui renforcent la possibilité pour le patient d'accéder à des soins de qualité et d'être un acteur éclairé en gestion de sa santé [17].

Ainsi, notre projet consiste à concevoir un prototype d'application mobile répondant aux besoins des personnes SEP. L'étude présentée dans cet article va détailler l'enquête menée auprès de soignants travaillant avec des personnes SEP, afin de guider les choix de conception pour le prototype d'application mobiles. Elle sera complétée dans un deuxième temps par une étude menée auprès de personnes SEP. L'objectif de ces deux enquêtes sera de déterminer ce qui peut motiver les personnes SEP à pratiquer leurs exercices d'auto-rééducation par le moyen d'une application mobile.

II. TRAVAUX CONNEXES

La prise en charge médicale des maladies chroniques est en perpétuelle évolution. En effet, le nombre d'outils de nouvelles technologies développés pour effectuer un suivi de pathologies chroniques ne cesse d'augmenter. Lee et al. [18] ont mis en évidence une amélioration de la communication entre les patients et leurs thérapeutes dans une revue de littérature. Cette revue traite de la m-santé comme outil de gestion, pour les patients atteints de maladie chronique ; et dans certains cas, elle a montré une meilleure gestion de la maladie chronique ainsi qu'une meilleure prise en charge globale de la maladie.

Par ailleurs, l'équipe de Giunti et al. [19] a conduit une recherche pour étudier toutes les applications mobiles accessibles dans les marchés américains et espagnols sur Android et iOS pour les personnes atteintes de SEP. Les auteurs ont constaté l'absence d'applications mobiles dédiées à aider les personnes atteintes de SEP pour gérer leur fatigue et se motiver à pratiquer des activités physiques. En France, à notre connaissance, des applications proposées par des laboratoires pharmaceutiques existent principalement pour l'observance des traitements médicamenteux.

En outre, une autre étude réalisée par Giunti et al. [20] auprès de 12 personnes SEP et 12 soignants, nous a permis de constater que pour utiliser une application mobile pour leur pratique physique, les personnes atteintes de SEP ont besoin de l'approbation d'un professionnel de santé. Ils n'osent pas faire des exercices physiques seuls, sans les conseils d'un kinésithérapeute ou d'un autre soignant, concernant le type d'exercices, la fréquence et l'intensité. La peur de déclencher une nouvelle poussée ou de se blesser les freine, quant à leur initiative de faire du sport. Ceci peut être mis en lien avec la problématique de motivation chez ces personnes. En effet, si les professionnels de santé sont impliqués dans la mise en place et l'utilisation de l'application mobile, cela peut motiver les personnes atteintes de SEP à pratiquer des activités physiques. De plus, l'étude de Thirumalai et al., portant sur un essai d'application avec des programmes d'exercices montre qu'il est nécessaire de proposer des exercices spécifiques à chaque personne, et à ses capacités pour améliorer l'adhésion des personnes à l'application [21]. Simblett et al. [22] définissent le manque de motivation comme étant un important obstacle à l'utilisation de la m-santé pour les personnes SEP. Une piste proposée par Giunti et al. est la gestion de la fatigue des personnes SEP en utilisant le concept de gamification [23]. La gamification utilise des éléments, et un design, propres aux jeux, et notamment aux jeux-vidéos, dans un tout autre contexte

que celui d'un jeu [24]. Johnson et al. ont étudié ce concept lorsqu'il est utilisé en santé, sous diverses formes (jeux vidéo, applications mobiles, site web,...), dans une revue de littérature. Il semble avoir un impact positif sur le comportement et l'auto-gestion en santé (amélioration de l'alimentation, pratique d'activités physiques, gestion du stress) [25]. Une autre revue de littérature étudiant les éléments de gamification utilisés dans la m-santé pour les maladies chroniques montre des résultats positifs. En effet, il apparaît que l'ajout d'éléments de gamification dans les applications, facilite l'auto-gestion des maladies chroniques [26].

Par ailleurs, la prise en compte de la fatigue dans la conception de l'application semble être importante. Adapter les activités à la fatigue de chaque utilisateur semble être un bon moyen de gestion de fatigue d'après l'étude de D'hooghe et al. [27]. Ceci permettant aux participants de pratiquer des activités physiques tout en gérant leur fatigue via l'application. L'application présentée dans l'étude [28] propose aux personnes atteintes de SEP, des exercices choisis par leurs kinésithérapeutes, qui les connaissent, et, qui ainsi considèrent la fatigue dans leurs choix d'exercices. Finalement, si la fatigue est prise en compte dès la conception de l'application, il semble qu'elle ne soit pas un obstacle pour que les personnes atteintes de SEP pratiquent des activités physiques. Geurts et al. ont testé une application encourageant les personnes atteintes de SEP à pratiquer la marche à pied régulièrement. Ils proposent de fixer des objectifs de durée et rythme de marche à pied adaptés aux capacités et à la fatigue de chaque participant dès le début de l'étude. Ainsi, bien que les résultats montrent que les participants pratiquent plus souvent la marche à pied, ils ne montrent pas d'augmentation de la fatigue [29].

Ainsi, pour développer notre prototype d'application mobile pour guider et motiver les personnes SEP, il est important d'interroger les utilisateurs afin de concevoir une application répondant à leurs besoins. Comment rendre l'application motivante pour les personnes atteintes de SEP, en tenant compte de la chronicité de leur maladie, la fatigue et même la dépression associée ?

III. METHODOLOGIE DE L'ENQUETE

L'enquête présentée ici est une enquête qualitative. Elle est une étape de la méthodologie suivie pour développer un prototype d'application mobile présenté ci-dessous.

A. Contextualisation de l'enquête

Afin de développer un prototype d'application mobile et de pouvoir le tester nous utilisons une méthodologie centrée utilisateurs présentée dans la figure 1. Les utilisateurs de cette application seront d'une part les patients, pour se motiver et suivre leurs exercices d'auto-rééducation, et d'autre part les rééducateurs qui auront en charge la mise au point et le suivi du programme d'exercices.

Concernant la méthodologie suivie pour la conception du prototype, nous avons tout d'abord réalisé une étude préliminaire auprès des deux groupes d'utilisateurs, afin d'établir les besoins des personnes atteintes de SEP [16]. Pour orienter la conception du prototype, nous avons ensuite élaboré une enquête par le biais de focus groupes auprès des soignants.

Il s'agit de l'enquête présentée dans cet article. Elle est centrée sur les soignants mais, une nouvelle enquête centrée sur les patients sera également réalisée. Le prototype sera ensuite présenté aux utilisateurs, puis il sera développé et testé afin d'être amélioré en fonction des tests.

Ce projet est réalisé par l'Université Paris 8 associée au Centre Hospitalier de Saint-Denis (CHSD). Le CHSD permet aux équipes de rééducation de participer à ce projet sur leur temps de travail. Ceci est un atout logistique qui aide grandement au recrutement des soignants participants. De même, pour la phase de test, le CHSD permet aux équipes d'intégrer le test de l'outil dans leur temps de prise en charge des patients. Toutes les études de ce projet seront donc menées avec le personnel soignant et les patients du CHSD.

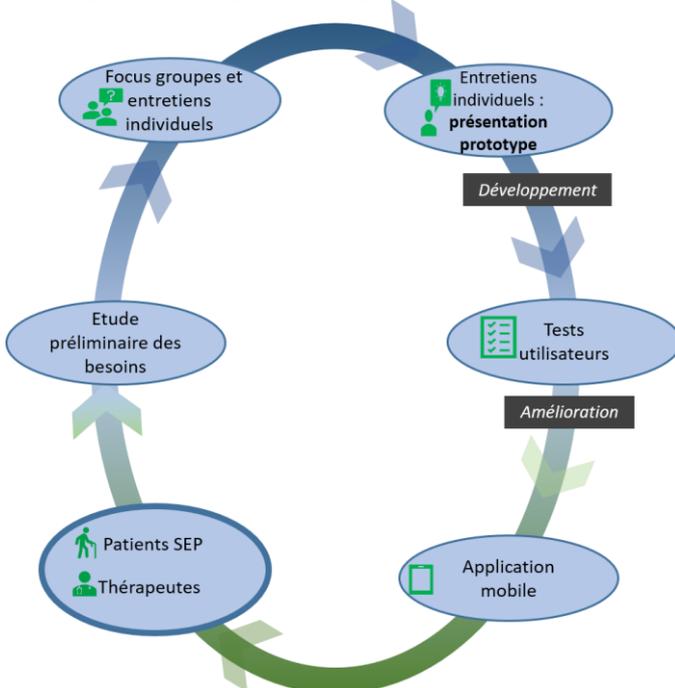


Fig. 1. Méthodologie de conception

B. Les participants à l'enquête

Nous avons mené cette enquête par le biais de focus groupes, au sein du CHSD. Nous avons fait un appel au volontariat pour participer au projet auprès des équipes de rééducation du CHSD. Avant de former les groupes, nous avons vérifié que les volontaires répondaient bien aux critères décrits ci-après : (1) personnes prenant part à la prise en charge rééducative de personnes atteintes de SEP depuis plus de 3 ans ; (2) personnes étant en possession d'un mobile, et, étant ainsi familières avec les applications mobiles. Ces critères ont été établis afin de regrouper des personnes aptes à répondre aux questionnements de par leur expérience et leurs connaissances sur le sujet. Les groupes ont été formés par profession pour des raisons logistiques : les disponibilités des thérapeutes coïncidaient pour les mêmes métiers. 3 groupes ont donc été formés :

- un groupe de 6 kinésithérapeutes : 3 hommes et 3 femmes âgés de 25 à 38 ans (moyenne 29.8 ans, écart-type 4.5 ans),

- ayant un nombre d'années d'expérience auprès des personnes SEP de 3 à 8 ans (moyenne 4.8 ans, écart-type 1.9 ans).

- un groupe de 5 soignants comportant 4 orthophonistes et une neuropsychologue : 5 femmes âgées de 26 à 52 ans (moyenne 37 ans, écart-type 8.6 ans), ayant un nombre d'années d'expérience auprès des personnes SEP de 3 à 31 ans (moyenne 11.6 ans, écart-type 9.9 ans).

- et un groupe de 7 ergothérapeutes : 7 femmes âgées de 25 à 49 ans (moyenne 32.8 ans, écart-type 7.2 ans), ayant un nombre d'années d'expériences allant de 3 à 23 ans (moyenne 7.4 ans, écart-type 6.4 ans).

Les personnes ont été informées de l'enregistrement de la discussion et ont donné leur consentement oral.

C. Les focus groupes et le guide de discussion

Nous avons choisi les focus groupes comme méthodologie d'enquête pour permettre d'ouvrir une discussion large sur la motivation. En effet, le focus groupe est une méthode permettant de stimuler la réflexion et la discussion entre les participants car les uns peuvent réagir aux idées apportées par les autres [30].

Nous avons donc choisi un guide de discussion qui ouvre de larges questionnements et se resserre sur des sujets plus précis si besoin. Le modérateur du focus groupe doit tout d'abord prendre la parole pour accueillir les participants et introduire le sujet en expliquant le projet de prototype d'application mobile : « Notre projet est de développer un prototype d'application smartphone afin de permettre aux personnes SEP de pratiquer leurs exercices d'auto-rééducation à la maison. Les exercices ajoutés dans l'application seront choisis par vous rééducateurs. »

Le premier thème de discussion lancé par le modérateur sous forme de question est : « Selon vous comment motiver un patient atteint de SEP à pratiquer des exercices d'auto-rééducation via une application smartphone ? » Ce choix de question large est fait pour recueillir les éléments qui viennent spontanément aux équipes.

Le deuxième thème à aborder, est la gamification, le modérateur définit le concept et questionne sur le fait de l'intégrer au prototype d'application discuté. Evoquer ce concept permet de confronter les avis des équipes de rééducation aux études menées dans la littérature.

Le troisième thème à traiter concerne la vie quotidienne. Le but est d'interroger sur le fait de proposer des exercices en lien avec les occupations des personnes atteintes de SEP. Cela permettra également de confronter les avis des équipes aux données de la littérature.

Enfin, pour terminer, le modérateur demande s'il y a d'autres idées pour motiver les personnes atteintes de SEP à pratiquer des exercices d'auto-rééducation via une application mobile. Nous avons enregistré chaque focus groupes à l'aide d'un dictaphone puis retranscrit chaque enregistrement. Chaque focus groupe a duré une heure.

IV. RESULTATS

Nous avons classé les résultats de cette étude en plusieurs catégories. Chacune correspond à une ou plusieurs caractéristiques motivantes que peut avoir l'application pour

solliciter les personnes atteintes de SEP et les aider à pratiquer plus d'exercices à la maison. Les caractéristiques motivantes sont présentées ci-après dans l'ordre dans lequel elles ont été abordées lors des focus groupes. Aussi, tous les aspects motivants qui ont été décrits sont présentés dans ces résultats.

A. Aspect ludique et maladie chronique

La première idée abordée de manière spontanée par tous les groupes est le fait d'ajouter un aspect ludique et de faire gagner des points à chaque exercice accompli. Effectivement le système de récompense peut permettre au patient de se motiver à faire son exercice comme le signale une orthophoniste. Un kinésithérapeute ajoute qu' *"il est délicat de parler de progrès chez une SEP, et il ne faut pas se baser là-dessus pour faire gagner des points au patient."* Un système de passage de niveaux après réussite des exercices a également été évoqué dans le groupe des orthophonistes et ergothérapeutes. Dans les deux cas le système de niveau a été nuancé pour la raison *"qu'il y a un risque d'être rétrogradé de niveau pour un patient SEP dont la maladie évolue"* d'après la neuropsychologue. Une ergothérapeute propose de récompenser le temps de fréquentation de l'application, et non le nombre d'exercices réussis. Le système de niveau peut ainsi se faire sans passer par une progression des capacités qui n'est pas toujours automatique malgré les exercices faits d'après une orthophoniste. Bien qu'il ait été cité le premier et par tous les groupes, le fait de faire gagner des points, des médailles ou débloquer de nouveaux exercices après un temps de travail défini sur l'application, est un concept qui est à réfléchir d'après les trois groupes. En effet, un débat s'est ouvert sur le sujet. D'après une ergothérapeute *"il est toujours délicat d'aborder le jeu quand on traite d'un sujet aussi lourd qu'une maladie chronique dégénérative comme la SEP"*, selon une orthophoniste, *"il est essentiel d'éviter d'infantiliser le patient"*, un kinésithérapeute ajoute également qu' *"il ne faudrait pas que le jeu soit mal ou douloureusement perçu pour le patient"*. Ainsi sur ce sujet les 3 groupes de thérapeutes pensent qu'ajouter un aspect ludique est intéressant et motivant pour les patients mais préviennent d'une nécessité de réflexion sur le choix des éléments ludiques ajoutés quant à la maladie chronique.

B. Objectifs en vie quotidienne

La seconde idée abordée par le modérateur dans les trois groupes, est le fait de proposer des objectifs de vie quotidienne à travers l'application. Les 3 groupes définissent cette idée, comme étant une solution intéressante pour motiver les patients atteints de SEP.

Tout d'abord, selon les groupes d'ergothérapeutes et de kinésithérapeutes, cela peut permettre de changer le point de vue du patient vis-à-vis de ses exercices. Un kinésithérapeute explique que cela permettrait de *"donner un sens aux exercices analytiques rébarbatifs et répétitifs que les patients finissent par arrêter par lassitude"*. Un ergothérapeute ajoute que *"Si on les oriente vers des activités de vie quotidienne qui les intéressent et qu'on leur explique que les exercices de la partie kiné sont faits pour atteindre leurs objectifs spécifiques ça change complètement l'aspect motivationnel."*

Le groupe d'orthophonistes met l'accent sur le fait que cela peut être positif pour la gestion de la fatigue car *"utiliser son énergie pour une activité de vie quotidienne qu'il faut de toute*

façon accomplir et qui nous intéresse sera bien mieux vécu que pour des exercices un peu barbant".

Les 3 groupes s'accordent sur le fait que d'orienter l'auto-rééducation du patient vers des activités de vie quotidienne pourrait rendre le patient acteur de sa rééducation. Il améliorerait son engagement et son investissement dans ses exercices, parce qu'il comprendrait le sens de ces exercices. Plusieurs mises en gardes sont cependant évoquées. Deux orthophonistes parlent du problème des objectifs de vie quotidienne qui peuvent être revus à la baisse si la maladie évolue, et qui pourrait être très mal vécu par les patients. Les ergothérapeutes proposent une mise en place de l'application avant la sortie du patient du centre de rééducation, accompagné par un entretien avec le patient sur les objectifs choisis pour son application. Elles voient cela comme un moyen d'encadrer le patient pour que le choix des objectifs soit le mieux vécu possible, mais aussi pour préparer la sortie du patient. Les orthophonistes parlent également du problème de temps que cela demandera aux soignants pour la mise en place de l'application pour chaque patient. Les ergothérapeutes l'abordent également en parlant d'une *"nécessité de personnaliser parce que chaque objectif est différent, les capacités ne sont pas les mêmes et l'environnement doit être pris en compte pour chaque patient."*

C. Maintien du lien avec le thérapeute

Les 3 groupes abordent spontanément et de manière différente le maintien du lien avec son thérapeute. Les kinésithérapeutes l'évoquent en expliquant que le patient se sentira encadré pour ses exercices parce qu'ils auront été programmés par leur thérapeute qui les connaît et connaît leurs capacités. Une orthophoniste explique que *"si ton rééducateur t'a programmé tes exercices, le fait de savoir qu'il peut vérifier ce que tu fais ou tu ne fais pas te motive à les faire"*. L'ergothérapeute parle d'un *"encadrement rassurant"* via l'application. Elle l'explique par le fait que l'application permet au patient de garder un contact avec leur thérapeute et de se sentir moins seul livrés à eux-mêmes sur les périodes de retour à domicile.

D. Autres aspects motivants

Enfin, plusieurs autres aspects motivants ont été également évoqués. Les 3 groupes s'accordent sur le fait de recevoir des rappels pour faire ses exercices peut permettre au patient de se motiver à les faire. Une orthophoniste ajoute qu'il est encore plus motivant *"de recevoir des petites phrases sympathiques et motivantes"*. Un kinésithérapeute propose des challenges comme *"faire ses lacets en étant chronométré et tenter de battre son propre record"*. Les orthophonistes proposent des notifications avec des "flash informatifs" pour mieux encadrer les patients et leur donner envie d'ouvrir leur application, une orthophoniste donne un exemple : *"qu'est-ce que la mémoire de travail et comment fonctionne-t-elle ? Quand tu en connais plus sur ton fonctionnement, tu sais mieux comment travailler les choses qui pêchent"*.

V. DISCUSSION

L'enquête menée avec l'objectif de savoir comment orienter au mieux la conception d'une application mobile pour solliciter

la motivation des personnes atteintes de SEP à pratiquer des exercices physiques a permis de mettre en exergue plusieurs éléments. Il est important de rappeler qu'elle traite uniquement des avis d'un groupe d'utilisateurs (les soignants) et qu'elle sera complétée par l'avis du deuxième groupe d'utilisateurs (les patients).

Tout d'abord, en parlant de jeu et d'aspect ludique pour construire l'application, les professionnels de santé ont abordé le concept de gamification sans le nommer. Il s'agit d'un concept de plus en plus étudié et notamment en santé, pour aider les patients à changer d'habitudes de vie, respecter les traitements, ou pratiquer des activités physiques via des interfaces web ou applications mobiles [31] [32]. Bien que le sujet demande à être encore développé et étudié, la gamification semble être efficace pour motiver et engager les personnes dans le suivi de leur prise en charge. Concernant l'étude présentée dans cet article, les thérapeutes interrogés sur le sujet ont émis une réserve quant à l'association de maladie chronique et jeu ludique via une application. Les études prometteuses sur la gamification font elles, cette association sans réserve, et n'en retirent pas de résultats négatifs [33][34]. Il paraît cependant important de prendre en compte cet élément pour la conception de l'application. La solution qui pourrait être envisagée est d'ajouter quelques éléments ludiques sans que l'application ne fonctionne autour d'un jeu. Giunti et al. [23] a établi une liste d'éléments ludiques qui fonctionnent en m-santé. Au vu des avis des soignants sur le sujet, parmi cette liste, il serait ainsi intéressant de doter notre application avec certains éléments divertissants tels que : l'obtention de médailles, trophées pour récompenser des tâches spécifiques ; des systèmes de niveaux et de points implémentés pour informer les utilisateurs de leurs niveaux d'expérience dans l'application ; des challenges et des quêtes pour donner des objectifs ; des fonctionnalités sociales pour que les utilisateurs puissent interagir entre eux et s'encourager,...

Concernant le fait de placer l'activité au cœur de l'auto-rééducation et donc au cœur de l'application, il s'agit ici de suivre des modèles conceptuels ergothérapeutiques. En effet, d'une part, le Modèle de l'Occupation Humaine (MOH) se présente comme un modèle occupation-centré. Il incite l'ergothérapeute à se centrer sur les occupations, et ainsi à proposer un plan de rééducation en ayant toujours en vue les activités de travail, de loisirs et de vie quotidienne dans un contexte temporel, physique et socio-culturel [35]. D'autre part, le Modèle Canadien du Rendement et de l'Engagement Occupationnels (MCREO), place également l'occupation au centre de l'intervention de l'ergothérapeute [36]. Il définit l'occupation comme une ou plusieurs activités réalisées avec constance et régularité, apportant une structure à laquelle des individus accordent valeurs et signification [37]. Ainsi, placer l'occupation au centre de l'intervention permet de donner du sens à cette intervention pour le patient. Le patient est considéré avec ses occupations, son entourage et son environnement de vie. C'est en cela que son engagement sera sollicité puisqu'il s'agit d'activités qui suscitent son intérêt. Les trois groupes interrogés semblent convaincus de l'importance de choisir des objectifs concrets, concernant la vie quotidienne du patient, et

choisis avec le patient. Cela permettrait selon eux de susciter la motivation des patients, ce qui rejoint la littérature concernant l'engagement et l'investissement du patient dans son occupation [37]. Des réserves sont toutefois émises concernant la programmation des activités sur l'application pouvant être chronophage. En effet, il y a nécessité d'une personnalisation et adaptation pour chaque patient puisqu'il a ses propres activités dans son environnement. Il semble donc très important de trouver un modèle le moins chronophage possible. Les ergothérapeutes évoquent un entretien avec le patient et un travail pluridisciplinaire comme condition à la bonne mise en place de l'application afin d'encadrer le patient dans le choix de ses objectifs.

Par ailleurs, les 3 groupes évoquent spontanément le maintien du lien avec son thérapeute comme motivant pour les patients pour diverses raisons : un encadrement dans les exercices, un effet rassurant pour les patients, et une vérification des exercices faite par le thérapeute. Le lien avec le thérapeute est un élément très important qui est également ressorti dans la littérature. Giunti et al. [22] ont notamment montré que pour les personnes atteintes de SEP, il est nécessaire d'avoir l'approbation d'un soignant quant aux exercices proposés par les applications. De plus, le fait que le choix d'exercices adaptés aux capacités de chaque personne, et en fonction de sa fatigue, soit réalisé par son propre thérapeute, semble fonctionner pour faire adhérer la personne à l'application [21].

Enfin, plusieurs fonctions accessoires de l'application ont été évoquées par les groupes interrogés (rappels journaliers pour faire ses exercices, phrases encourageantes, challenges, flash infos, ...) pour susciter l'envie d'ouvrir l'application. Il s'agit d'outils également utilisés dans les applications testées dans la littérature [19-25].

VI. PERSPECTIVES ET CONCLUSIONS

Ainsi, l'étude que nous avons menée permet de mieux orienter la conception d'une application mobile visant à motiver les personnes atteintes de SEP à pratiquer des activités physiques. Concernant l'intégration d'éléments ludiques dans l'application, il est nécessaire de considérer l'évolutivité de la maladie et la possible diminution des capacités des personnes dans la démarche de conception. Les patients seront interrogés sur ces mêmes sujets afin de confronter les avis des deux groupes d'utilisateurs. Puis nous développerons un prototype d'application en nous basant sur les résultats de ces enquêtes. Il sera nécessaire de le faire tester par les utilisateurs (soignants et patients) afin d'ajuster le prototype pour qu'il réponde au mieux aux besoins, donc en suivant une méthodologie centrée utilisateur.

REMERCIEMENTS

Nous souhaitons remercier toute l'équipe de rééducation du Centre Hospitalier de Saint-Denis ainsi que l'équipe du laboratoire CHArt de l'université Paris 8.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] Ministère des solidarités et de la santé. (2018, Mai 30). *La sclérose en plaques*. Récupéré sur Ministère des solidarités et de la santé: <https://solidarites-sante.gouv.fr/soins-et-maladies/maladies/maladies-neurodegeneratives/article/la-sclerose-en-plaques>

- [2] Browne P, Chandraratna D, Angood C, et al. Atlas of Multiple Sclerosis 2013: A growing global problem with widespread inequity. *Neurology*. 2014; 83(11):1022–1024
- [3] Richard N, Waqar R. Multiple Sclerosis. *Clinical Evidence Handbook, Am Fam Physician*. 2013 May 15;87(10):712–714.
- [4] Langeskov-Christensen M, Bisson EJ, Finlayson ML, Dalgas U. Potential pathophysiological pathways that can explain the positive effects of exercise on fatigue in multiple sclerosis: A scoping review. *J. Neurol. Sci*. 2017 : 373, 307–320. doi : [10.1016/j.jns.2017.01.002](https://doi.org/10.1016/j.jns.2017.01.002)
- [5] Schiavolin S, Leonardi M, Giovannetti AM, Antozzi C, Brambilla L, Confalonieri P, et al. Factors related to difficulties with employment in patients with multiple sclerosis: a review of 2002–2011 literature. *Int J. Rehabil. Res.* 2013; 36 (2), 105–111. doi : [10.1097/MRR.0b013e32835c79ea](https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e32835c79ea)
- [6] Boeschoten RE, Braamse AMJ, Beekman ATF, Cuijpers P, van Oppen P, Dekker J, Uitdehaag BMJ. Prevalence of depression and anxiety in Multiple Sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Journal of the Neurological Sciences* 2017; 372, 331–341. doi : [10.1016/j.jns.2016.11.067K](https://doi.org/10.1016/j.jns.2016.11.067K).
- [7] Mrabet S, Ben Ali N, Kchaou M, Belal S, Depression in multiple sclerosis. *Revue Neurologique* 2014 : 170 (11), 700-702. doi : <https://doi.org/10.1016/j.neurol.2014.07.017>
- [8] Maier S, Balasa R, Buruian M, Maier M, Bajk Z. Depression in Multiple Sclerosis-Review. *Romanian Journal of Neurology*. 2015: 14(1), 22-29.
- [9] Charron S, McKay KA, Tremlett H. Physical activity and disability outcomes in multiple sclerosis: A systematic review. *Multiple Sclerosis and Related Disorder*. 2018; 20, 169-177. doi : [10.1016/j.msard.2018.01.021](https://doi.org/10.1016/j.msard.2018.01.021)
- [10] Latimer-Cheung AE, Martin GK, Hicks AL, Motl RW, Pilutti LA, Duggan M, et al. Development of evidence-informed physical activity guidelines for adults with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013 ;94(9) 1829-1836. doi : [10.1016/j.apmr.2013.05.015](https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.05.015)
- [11] Choplin. (2010). Sclérose en plaques : prescrire et contrôler l'autorééducation (2^e partie). *Kinésithérapie Scientifique*, 19-28.
- [12] Edwards T, Pilutti LA. The effect of exercise training in adults with multiple sclerosis with severe mobility disability: A systematic review and future research directions. *Multiple Sclerosis and Related Disorder*. 2017 : 16, 31-39. doi : [10.1016/j.msard.2017.06.003](https://doi.org/10.1016/j.msard.2017.06.003)
- [13] Motl RW, Snook EM. Physical activity, self-efficacy, and quality of life in multiple sclerosis. *Ann Behav Med*. 2008; 35(1), 111-115. doi : [10.1007/s12160-007-9006-7](https://doi.org/10.1007/s12160-007-9006-7)
- [14] Frau, Coghe, Lorefice, Fenu, Cadeddu, Marrosu, & Cocco. (2015). Attitude towards physical activity in patients with multiple sclerosis: a cohort study. *Neurological Sciences*, 889-893.
- [15] Braley, & Chervin. (2010). Fatigue in Multiple Sclerosis : Mechanisms, Evaluation, and Treatment. *SLEEP*
- [16] Chassan C, Sévène M, Cras O, Archambault D, Application Smartphone, sclérose en plaques et auto-rééducation. *Actes du Colloque JJC'2019*, pp7-12. IFRATH, Université Paris8, Saint-Denis, 2019
- [17] Safon. (2018, Mars). La e-santé : Télé-santé, santé numérique ou santé connectée. Récupéré sur IRDES : <http://www.irdes.fr/documentation/syntheses/e-sante.pdf>
- [18] Lee JA, Choi M, Lee SA, Jiang N. Effective behavioral intervention strategies using mobile health applications for chronic disease management: a systematic review. *BMC Medical Informatics and Decision Making*. 2018; 18, 12. <https://doi.org/10.1186/s12911-018-0591-0>
- [19] Giunti G, Guisado Fernández E, Dorrnoro Zubiete E, Rivera Romero O. Supply and Demand in mHealth Apps for Persons With Multiple Sclerosis: Systematic Search in App Stores and Scoping Literature Review. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2018; 6(5), e1051. doi : [10.2196/10512](https://doi.org/10.2196/10512)
- [20] Giunti G, Kool J, Rivera Romero O, Dorrnoro Zubiete E. Exploring the Specific Needs of Persons with Multiple Sclerosis for mHealth Solutions for Physical Activity: Mixed-Methods Study. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2018; 6(2), e37. doi : [10.2196/mhealth.8996](https://doi.org/10.2196/mhealth.8996).
- [21] Thirumalai M, Rimmer JH, Johnson G, Wilroy J, Young HJ, Mehta T, Lai B. TEAMS (Tele-Exercise and Multiple Sclerosis), a Tailored Telerehabilitation mHealth App: Participant-Centered Development and Usability Study. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2018; 6(5), e10181. doi : [10.2196/10181](https://doi.org/10.2196/10181)
- [22] Simblett SK, Evans J, Greer B, Curtis H, Matcham F, Radaelli M, Mulero P, Arévalo MJ, Polhemus A, Ferrao J, Gamble P, Comi G, Wykes T. Engaging across dimensions of diversity: A cross-national perspective on mHealth tools for managing relapsing remitting and progressive multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2019; 32, 123-132. doi : [10.1016/j.msard.2019.04.020](https://doi.org/10.1016/j.msard.2019.04.020)
- [23] Giunti G, Mylonopoulou V, Rivera Romero O. More Stamina, a Gamified mHealth Solution for Persons with Multiple Sclerosis: Research Through Design. *JMIR Mhealth Uhealth*. 2018; 6(3), e51. doi : [10.2196/mhealth.9437](https://doi.org/10.2196/mhealth.9437)
- [24] S. Deterding, D. Dixon, R. Khaled Gamification: toward a definition The ACM CHI Conference on Human Factors in Computing Systems 2011 (2011), pp. 12-15
- [25] Johnson D, Deterding S, Kuhn KA, Staneva A, Stoyanov S, Hides L. Gamification for health and wellbeing: A systematic review of the literature. *Internet Interventions* 6 (2016) 89–106 doi : 10.1016/j.invent.2016.10.002
- [26] Miller AS, Cafazzo JA, Seto E. A game plan: gamification design principles in mHealth applications for chronic disease management. *Health Informatics J* 2016;22(2):184-193. [doi: 10.1177/1460458214537511] [Medline: 24986104] 46
- [27] D'hooghe M, Van Gassen G, Kos D, Bouquiaux O, Cambron M, Decoo D, Lysandropoulos A, Van Wijmeersch B, Willekens B, Penner IK, Nagels G. Improving fatigue in multiple sclerosis by smartphone-supported energy management: The MS TeleCoach feasibility study. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2018; 22, 90-96. doi : [10.1016/j.msard.2018.03.020](https://doi.org/10.1016/j.msard.2018.03.020)
- [28] Ehling R, Edlinger M, Hermann K, Dröge K, Seidinger Y, Miller U, Alber HF, Brenneis C. Successful long-term management of spasticity in patients with multiple sclerosis using a software application (APP): A pilot study. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*. 2017; 17, 15-21. doi : [10.1016/j.msard.2017.06.013](https://doi.org/10.1016/j.msard.2017.06.013)
- [29] Geurts E, Van Geel F, Feys P, Coninx K. WalkWithMe: Personalized Goal Setting and Coaching for Walking in People with Multiple Sclerosis. In 27th Conference on User Modeling, Adaptation and Personalization (UMAP '19), June 9–12, 2019, Larnaca, Cyprus. ACM, New York, NY, USA, 10 pages. <https://doi.org/10.1145/3320435.3320459>
- [30] Wong, L. P. Focus Group discussion: a tool for health and medical research, *Singapore Med J* 2008; 49(3) : 256
- [31] L. Sardi, A. Idri, J.L. Fernandez-Aleman. A systematic review of gamification in e-Health. *Journal of Biomedical Informatics*, Volume 71, 2017, pp.31-48
- [32] Edwards EA, Lumsden J, Rivas C, et al. Gamification for health promotion: systematic review of behaviour change techniques in smartphone apps *BMJ Open* 2016;6:e012447. doi: 10.1136/bmjopen-2016-012447
- [33] Lister C, West JH, Cannon B, Sax T, Brodegard D. Just a Fad? Gamification in Health and Fitness Apps *JMIR Serious Games* 2014;2(2):e9
- [34] T. Von Bargen, C. Zientz, R. Haux. Gamification for mHealth – A Review of Playful Mobile Healthcare. *Integrating Information Technology and Management for Quality of Care J. Mantas et al. (Eds.) IOS Press*, 2014, pp.225-228
- [35] Taylor, R. R. (2017). *Kielhofner's Model of Human Occupation: Theory and Application (Fifth edition)*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- [36] Polatajko, H.J., Townsend, E.A., et Craik, J. (2007). Canadian Model of Occupational Performance and Engagement (CMOP-E). Dans E. A. Townsend et H. J. Polatajko, : *Advancing an occupational therapy vision for health, well-being and justice through*
- [37] Townsend, E., Polatajko, H. J. (2013). *Habiliter à l'occupation: Faire avancer la perspective ergothérapeutique de la santé, du bien-être et de la justice par l'occupation*. Ottawa: CAOT Publications ACE.

Démarche centrée utilisateur pour la conception d'une application mobile de gestion des douleurs chroniques

Ying-Dong Liu
Université de Strasbourg,
LISEC, UR 2310,
Strasbourg, France
yingdong.liu@etu.unistra.fr

Benoît Encelle
Université de Lyon,
Université de Lyon 1,
CNRS, LIRIS, UMR5205,
Lyon, France
benoit.encelle@liris.cnrs.fr

Karim Sehaba
Université de Lyon,
Université de Lyon 2,
CNRS, LIRIS, UMR5205,
Lyon, France
karim.sehaba@liris.cnrs.fr

Résumé— Cet article présente une démarche centrée utilisateur pour la conception/re-conception d'une application mobile de gestion des douleurs chroniques, avec un focus sur la lombalgie chronique, parfois qualifiée d'« handicap invisible ». Dans le cadre d'un projet pluridisciplinaire mêlant médecins, patients et informaticiens, le travail présenté expose d'une part un processus d'identification et de représentation des besoins/attentes des utilisateurs d'une telle application (patients/médecins), employant notamment une méthode de construction de personas guidée par les données et, d'autre part, un processus d'évaluation de l'expérience utilisateur (UX) de la version actuelle de l'application, utilisant entre autres des tests utilisateurs. L'optique de la démarche est d'établir des lignes directrices (*guidelines*) de (re-)conception afin d'améliorer ce type d'application.

Mots clés—gestion des douleurs chroniques/lombalgie, conception centrée utilisateur, IHM/évaluation UX, application mobile

I. INTRODUCTION

Le travail présenté dans cet article a été effectué dans le cadre du projet *MIA Healthcare* impliquant la SATT [Pulsalys](#)¹, le centre douleur du [centre hospitalier Saint Jean de Dieu](#) à Lyon, le laboratoire d'informatique [LIRIS](#)² et la société [santéNet](#) spécialisée dans le développement d'applications dédiées à la gestion de la douleur. L'objectif de ce projet est de développer une application mobile dédiée à la gestion des douleurs chroniques. Cette application assistera 1/le médecin dans la compréhension des causes, effets et conséquences des douleurs propres à chaque patient et 2/le patient dans la gestion de sa douleur à travers des conseils personnalisés. Dans ce contexte, cet article présente une démarche centrée utilisateur pour la conception/re-conception, impliquant à la fois des médecins spécialistes de la douleur et des patients atteints de douleurs chroniques. Cette démarche est constituée de deux étapes.

La première étape a consisté à identifier les besoins/attentes, attitudes/comportements des futurs utilisateurs (médecins et patients) face à un tel type d'application et, pour mettre en œuvre une conception centrée utilisateur efficace et à moindre coût, à dégager des profils typiques d'utilisateurs. Une étude

quantitative (questionnaire) et qualitative (interviews), suivie d'une phase d'analyse des données obtenues, de partitionnement, menant à l'élaboration de profils typiques d'utilisateurs (personas) ont été menées.

La deuxième étape de la démarche a consisté en l'évaluation de l'expérience utilisateur (UX) sur l'application *MIA Healthcare* actuelle. Cette évaluation de l'UX a été réalisée à l'aide d'un questionnaire, d'un benchmarking des résultats obtenus suite à l'analyse des réponses et à l'aide d'expérimentations de terrain (tests d'utilisabilité). L'optique était d'une part d'optimiser l'UX en identifiant les éventuels problèmes et en les corrigeant, et, d'autres parts, d'établir une taxonomie/classification de ces problèmes en les synthétisant et en les regroupant.

Notre focus initial a été mis sur la gestion des douleurs liées à la lombalgie, bien que la finalité de l'application soit de prendre en compte tous les types de douleurs chroniques. Ce choix est motivé par l'ampleur de cette maladie, qui touche plus de 540 millions de personnes [1]. Rien qu'en France, la prévalence de la lombalgie (sur une vie entière) dans la population adulte varie selon les études de 66 % à 75 % [2] : entre deux tiers et trois quarts des personnes souffriront au moins une fois dans leur vie de lombalgie. Pour la France, le coût annuel financier médical direct est évalué à plus d'un milliard d'euros, avec des coûts indirects estimés entre 5 à 10 fois plus selon [3], [4]. En effet, la lombalgie est une des principales causes de limitation d'activités et d'absence au travail, ce qui induit des lourdes répercussions économiques sur les individus, leurs familles, l'industrie et les gouvernements [5]. La lombalgie, parfois décrite comme « handicap invisible », est désormais la première cause d'incapacité dans le monde [6].

La section II présente premièrement un état de l'art concis sur les applications existantes similaires à celle visée et certaines analyses sur ce type d'application, pour ensuite présenter les spécificités du projet *MIA Healthcare* et ses objectifs. La section III détaille notre contribution : la démarche utilisée et les principaux résultats obtenus. Nous discutons ensuite cette démarche et ces résultats (section IV) pour finalement conclure.

¹ Pulsalys, SATT (Société d'Accélération du Transfert de Technologie) de Lyon Saint-Etienne

² LIRIS, Laboratoire d'informatique en image et systèmes d'information, UMR CNRS 5205, université de Lyon

II. TRAVAUX CONNEXES ET SPECIFICITES DU PROJET *MIA HEALTHCARE*, OBJECTIFS

Les applications dédiées à la gestion de la douleur sont de plus en plus nombreuses (*Pain Therapy, Pain sense, Mon Coach Douleur, CatchMyPain, etc.*). Cependant, la participation des professionnels de santé dans la création de ce type d'application est jugée insuffisante [7], [8] et la plupart de ces applications manquent de capacité d'adaptation et de personnalisation des fonctionnalités qu'elles proposent à leurs utilisateurs.

De ce fait, le projet *MIA Healthcare* (cf. Figure 1) suit une démarche de conception centrée utilisateur, impliquant médecins et patients, pour le développement d'une application de suivi et de conseil personnalisés prenant notamment en compte les spécificités de chaque patient (i.e. douleurs, profil). A cet effet, l'application *MIA Healthcare* prévoit d'interroger quotidiennement les patients sur les caractéristiques/facteurs liés à leurs douleurs chroniques, tels que l'intensité des douleurs, la sensation de fatigue, la qualité du sommeil, l'état psychologique, l'observation des traitements administrés, etc. L'utilisation de ces données doit permettre de 1/ promulguer à un patient donné, via un Chatbot, des conseils personnalisés dans le but de l'aider dans la gestion de ses douleurs et ainsi améliorer sa qualité de vie et 2/ produire un carnet médical de la douleur à destination du corps médical, pour mieux cerner l'état d'un patient et son évolution, facilitant par là même l'établissement de diagnostics précis et la mise en place de traitements adéquats.

Dans le cadre d'une conception centrée utilisateur, notre but dans ce projet est de fournir des outils permettant de guider la conception/re-conception d'une telle application. Pour cela, nous avons, pour faciliter la conception, cherché à identifier/prioriser les besoins exprimés par les futurs utilisateurs de ce type d'application. Puis nous avons cherché à dégager des profils typiques d'une part, et, d'autre part, à évaluer l'expérience utilisateur (UX) sur l'application *MIA Healthcare* actuelle dans le but d'énoncer des propositions/recommandations de re-conception.



Fig. 1. Écran principal de l'application *MIA Healthcare*

III. DEMARCHE DE CONCEPTION ET PRINCIPAUX RESULTATS

A. Identification des besoins/attentes et élaboration de profils typiques (*personas*)

1) Objectifs et résultats attendus

Notre but est de mieux cerner les futurs utilisateurs d'une application de gestion des douleurs, en étudiant les éventuelles corrélations entre les différents profils identifiés de médecins/patients souffrant de douleurs chroniques, leurs besoins/attentes et l'intérêt porté vis-vis d'une telle application. Ces profils incluront notamment des données sociodémographiques classiques, des informations sur les comportements/attitudes face aux nouvelles technologies en général et au type d'application visée, le type/fréquence des douleurs (pour les patients), etc. L'objectif est ici d'étudier les

besoins/attentes concernant une application de gestion des douleurs chroniques en général, en occultant par conséquent l'application *MIA Healthcare* existante pour ne pas biaiser l'étude.

En termes de résultats escomptés, les besoins fonctionnels devront être identifiés, pondérés et ordonnés, et des profils typiques d'utilisateurs devront, dans la mesure du possible, être dégagés. L'identification d'un ensemble restreint de profils, dits typiques, permet d'engager un processus de conception à moindres coûts (en termes de ressources humaines, temporelles, financières) : cette conception étant de fait centrée sur les principaux besoins/attentes des profils identifiés. Concrètement, les résultats d'une telle étude doivent permettre de guider la conception/re-conception d'une application de gestion des douleurs chroniques (peu importe laquelle).

2) Moyens et mise en oeuvre

Des études quantitatives (questionnaires) et qualitatives (interviews) ont été menées sur la population cible (patients /médecins).

Les besoins fonctionnels/attentes ont ensuite été précisés et des *personas* (profils typiques) construits sur la base de ces études. Le concept de *persona* a été introduit par [9]. Les bénéfices liés à l'utilisation de *personas* sont les suivants :

- Partager une compréhension spécifique et une représentation unique pour chaque groupement d'utilisateurs/type d'utilisateurs identifié (*persona*).
- Guider/valider/prioriser les solutions proposées et les développements informatiques liés, au regard de leur adéquation avec chaque *persona* d'utilisateur.
- Donner un "visage" humain afin de créer de l'empathie.

Dans les paragraphes suivants, nous détaillons les moyens utilisés pour mener ces études et leur mise en oeuvre.

a) Moyens : questionnaires

Pour construire les questionnaires patient et médecin, dont les résultats participent au processus d'élaboration des *personas*, nous nous sommes basés sur :

1/ Cinq types de variables à évaluer, préconisés par [10] pour identifier les buts et comportements des utilisateurs vis-à-vis d'un produit donné (ici le produit est l'application visée) :

- Activités : ce que l'utilisateur fait, à quelle fréquence et dans quel volume pour, dans notre cas, la gestion des douleurs chroniques.
- Attitudes : ce que pense l'utilisateur, son positionnement/sentiment/avis sur le domaine du produit (ici les applications d'e-santé, de gestion des douleurs).
- Aptitudes : quelle formation l'utilisateur a et sa capacité d'apprentissage.
- Motivations : pourquoi l'utilisateur est-il engagé dans le domaine du produit.
- Compétences : les capacités de l'utilisateur par rapport au domaine du produit et aux technologies (capacités

d'utilisation des nouvelles technologies, des applications mobiles).

Par exemple, pour l'établissement du questionnaire destiné aux patients, la variable "*activités*" doit permettre de comprendre ce que les patients font concrètement pour gérer/traiter les douleurs et à quelles fréquences. Cette variable ne pouvant être mesurée directement, elle peut être estimée en interrogeant les patients sur leur pratique sportive, le type et la fréquence des consultations médicales, etc.

2/ des variables sociodémographiques classiques, pour comprendre le contexte global des utilisateurs : sexe, âge, niveau d'études, domaine d'activité.

Les questionnaires créés comportent respectivement une trentaine de questions pour le patient et une vingtaine pour celui destiné aux médecins. Ces questions sont pour la plupart fermées, certaines étant conditionnelles (posées si certaines réponses sont données).

b) Moyens : interviews

Par ailleurs, pour mieux comprendre le contexte spécifique des futurs utilisateurs de ce type d'application et ainsi compléter les résultats issus de l'analyse des questionnaires, des entretiens semi-directifs (interviews) d'une dizaine de minutes ont été menés auprès de médecins et de patients. Les questions posées portent sur des thèmes similaires à ceux abordés dans les questionnaires. Ces entretiens nous permettront d'affiner par exemple notre compréhension de la gestion quotidienne des douleurs chroniques et de l'observance des traitements proposés, de l'attitude vis-à-vis de ce type d'application, des attentes/besoins fonctionnels, des capacités d'utilisation des nouvelles technologies.

c) Mise en oeuvre

Concernant l'échantillon utilisé pour mener ces études, les questionnaires totalisent 99 répondants : 67 patients et 32 médecins. Les interviews ont été menées auprès de trois médecins spécialistes de la douleur, un psychologue et 12 patients.

Identification des besoins/attentes

Une première liste des fonctionnalités intéressantes a été identifiée suite un état de l'art et une analyse des applications similaires existantes. Cette liste de fonctionnalités a ensuite été évaluée et complétée par des spécialistes de la douleur, en incluant quelques fonctionnalités dédiées au corps médical.

Pour pondérer et ordonner ces fonctionnalités, et dans l'optique d'aboutir à un questionnaire relativement court et facile à remplir, deux questions ont été élaborées : la première demande le "top 5" des fonctionnalités les plus importantes dans la liste précédemment établie (cases à cocher), et la deuxième invite le participant à compléter la liste proposée (question ouverte sur des fonctionnalités essentielles manquantes).

Construction des personas

Un reproche est souvent fait à la méthodologie classique d'élaboration de personas, indiquant que ceux-ci sont bien souvent pas ou trop peu basés sur les données réelles d'utilisateurs [11]. Pour éviter cet écueil, nous nous proposons

de nous inspirer d'une méthode de construction des personas guidée par les données [12] et d'utiliser une méthode de partitionnement (clustering) pour déterminer à partir des données récoltées (réponses aux questionnaires), les nombres optimaux de groupes d'utilisateurs (i.e. nombre de personas) pour chaque catégorie d'utilisateurs (personas patient, personas médecin) et les variables représentatives /discriminantes pour les groupes formés. Plus précisément, une méthode de partitionnement de données (clustering) vise à diviser un ensemble de données (ici les réponses des sujets patients/médecins à leur questionnaire respectif) en différents groupes homogènes, en ce sens que les données de chaque groupe partagent des caractéristiques communes. Partant du fait que les variables mesurées à l'aide du questionnaire découlent de variables types [10] non directement observées, et que nous souhaitons obtenir un nombre optimal de groupes/classes d'utilisateurs pour chaque catégorie d'utilisateurs (patient/médecin), nous avons utilisé pour effectuer le partitionnement la méthode statistique LCA (Latent Class Analysis) [13]–[15] à l'aide du logiciel R.

3) Résultats

a) Analyse des questionnaires

Les principaux résultats de l'analyse du questionnaire patient sont présentés ci-dessous. 80,6% sont des femmes, 19,4% des hommes. L'âge des participants se situe, à 85,1%, entre 30 et 60 ans. 53,8% ont au minima un niveau bac. 49,25% des participants souffrent de douleurs multiples. 91% possèdent un smartphone et 77% déclarent utiliser plusieurs fois par jour des applications mobiles. Enfin, 83,6% des répondants se déclarent être intéressés par l'application.

Les principaux résultats suite à l'analyse du questionnaire médecin sont : 53,1% sont des hommes, 46,9% des femmes. 90,6% des médecins prennent en charge des douleurs chroniques depuis plus de 5 ans. 65,7% utilisent souvent des applications mobiles. 46,9% des médecins ont déjà utilisé un smartphone dans le cadre professionnel et 59,4% déclarent qu'ils seraient prêts à utiliser une application mobile dans un cadre professionnel. 81,3% se déclarent être intéressés par l'application.

En ce qui concerne les principales attentes/besoins fonctionnels, les résultats côté patient sont les suivants (seules les cinq premières fonctionnalités sont présentées) : 1/Proposition d'exercices physiques/massages (80.6%), 2/Évaluation du moral, du stress, de la fatigue, du sommeil (73.1%), 3/Constitution d'un carnet médical de la douleur (68.7%), 4/Communauté de patients (réseau social spécifique) (59.7%), 5/Information sur les douleurs chroniques (50.7%).

Côté médecin : 1/Évaluation du moral, du stress, de la fatigue, du sommeil (84,4%), 2/Constitution d'un carnet médical de la douleur (68,8%), 3/Proposition d'exercices physiques/massages (53,1%), 4/Informations données sur l'efficacité des traitements proposés (46,9%), 5/Suivi à distance du patient, alarme en cas de risques anxio-dépressif, de surmédication (40,6%). Il est à noter que seule la fonctionnalité 5/ est dédiée au corps médical.

Ces résultats montrent que certains médecins spécialistes de la douleur éprouvent une certaine réticence à l'usage d'une

application mobile dans un cadre professionnel. Il serait par conséquent intéressant d'étudier de manière un peu plus précise pourquoi. Les médecins et les patients partagent sensiblement les mêmes besoins. En effet, les trois fonctionnalités jugées les plus importantes se retrouvent des deux côtés, dans un ordre différent. En cumulée, l'évaluation du moral, du stress, de la fatigue, du sommeil arrive en tête suivie par la constitution d'un carnet médical de la douleur et par la proposition d'exercices physiques/massages. Ces résultats soulignent l'importance de l'évaluation de l'état du patient (moral, stress, fatigue, qualité de sommeil) et de son suivi/évolution (carnet médical de la douleur) pour ces deux types d'utilisateurs. Une attention particulière doit donc être portée sur le développement de ces fonctionnalités.

b) Construction des personas

La méthode LCA [13]–[15] employée sur les données issues des questionnaires et les critères d'information BIC (Bayesian Information Criterion) et AIC (Akaike Information Criterion) nous ont permis de déterminer les nombres optimaux de groupements (*clusters*, appelés classes ci-dessous) correspondant aux personas à créer pour les deux catégories d'utilisateurs (patient/médecin). Nous avons également pu analyser ces classes pour spécifier les personas. Ensuite, pour compléter les données quantitatives obtenues via les questionnaires, les données qualitatives issues des interviews ont été employées pour affiner la construction des personas.

Description des classes obtenues

Les résultats obtenus nous ont amenés à considérer deux classes pour le côté patient et une seule pour le côté médecin. Nous détaillons ici uniquement les deux classes représentant les patients. Côté patient, la première classe représente 72,7% des participants et la deuxième 27,3%.

Concernant les valeurs de variables discriminantes, la première classe a tendance à avoir des douleurs plus intenses et omniprésentes (douleur intense et extrêmement intense : 55,4% ; omniprésence : 100%) que la deuxième (douleur intense et extrêmement intense : 0% ; omniprésence : 39,77%).



Fig. 2. Persona pour la classe 1 de patients

En outre et sans surprise, les participants de la première classe consultent plus souvent des médecins que ceux de la deuxième (89,73% consultent plus de quatre fois par an des

généralistes pour la première contre 39,77% pour la seconde ; 16,5% pour la première classe ne voient jamais de spécialistes contre 54,53% pour la seconde).

Concernant les valeurs communes de variables pour les classes, toutes classes confondues, la quasi-totalité des participants souffrent de douleurs depuis plus d'un an (97,94% pour la première classe, 100% pour la seconde). 68,7% des participants font du sport au moins une fois par semaine (61,66 % pour la première classe, 87,31% pour la seconde). Les participants ont plutôt envie de partager des informations sur leurs douleurs chroniques (95,84% pour la première et 72,78% pour la seconde). A titre d'exemple, la figure 2 présente la fiche persona représentant la première classe de patients.

B. Analyse de la version actuelle de l'application : évaluation de l'expérience utilisateur, tests d'utilisabilité

1) Objectifs et résultats attendus

Une analyse pour évaluer certains facteurs de l'expérience utilisateur sur la version actuelle de l'application *MIA Healthcare* a été menée. Les résultats obtenus serviront à identifier les points forts/faibles de l'application et les éventuels problèmes d'utilisabilité rencontrés. Ces résultats serviront globalement à améliorer l'expérience utilisateur, notamment en améliorant l'ergonomie/l'interface de l'application.

2) Moyens et mise en oeuvre

a) Moyens

Pour évaluer la satisfaction utilisateur et la situer, le questionnaire UEQ a été employé [16]. Ce questionnaire évalue l'expérience utilisateur via six échelles :

- **Attractivité** : impression générale du produit. Les utilisateurs l'apprécient-ils ou non ?
- **Clarté** : est-il facile de se familiariser avec le produit et d'apprendre à l'utiliser ?
- **Efficacité** : les utilisateurs effectuent-ils leurs tâches sans effort inutile ? Le produit réagit-il rapidement ?
- **Fiabilité** : l'utilisateur a-t-il le sentiment de contrôler le système, l'interaction ? Est-elle sûre et prévisible ?
- **Stimulation** : l'utilisation du produit est-elle excitante et motivante ? Est-il amusant à utiliser ?
- **Nouveauté** : le design du produit est-il original ? Suscite-t-il l'intérêt des utilisateurs ?

Pour situer l'évaluation de l'expérience utilisateur, une base de données de référence (benchmark) recensant les résultats de questionnaires UEQ pour 246 produits différents a été employés [17]. Cette comparaison classe le produit évalué sur chaque échelle à l'aide de 5 catégories : *excellent* (se situe dans les 10% de meilleurs résultats), *bon* (10% sont meilleurs, 75% moins bons), *supérieur à la moyenne* (25 % sont meilleurs, 50 % moins bons), *inférieur à la moyenne* (50 % sont meilleurs, 25 % moins bons), *mauvais* (se situe dans les 25% des plus mauvais résultats).

Pour évaluer l'utilisabilité, des tests d'utilisabilité ont été effectués [18], [19]. Pour cela, des scénarios typiques d'utilisation de l'application ont été établis, basés sur les

fonctionnalités principales précédemment identifiées (cf. section précédente), afin de les évaluer. Un scénario pour la catégorie d'utilisateur "patient", axé sur la fonctionnalité "Constitution d'un carnet médical de la douleur", est donné à titre d'exemple : "Vous ressentez une douleur intense au bas du dos et aux jambes. Vous supposez que cette douleur est fortement liée à la météo (temps humide). Enregistrez ces informations sur l'application"

b) Mise en oeuvre

6 scénarios pour les tests d'utilisabilité ont été dégagés. Un protocole d'évaluation a été mis en place, inspiré des tests d'utilisabilité conventionnels [18], [19] et constitué d'une quatrième étape destinée à évaluer l'expérience utilisateur (via le questionnaire UEQ). Ces étapes sont :

1. Recueil de données sociodémographiques : âge, familiarité avec les nouvelles technologies, activité professionnelle, etc.
2. Prise en main de l'application : exploration libre de l'application sur une période temporelle donnée (relativement courte) durant laquelle le sujet était invité à pratiquer la méthode du "think aloud" (verbalisation des pensées à voix haute).
3. Réalisation des tests d'utilisabilité (scénarios) avec la méthode "think aloud".
4. Passation du questionnaire UEQ.
5. Debriefing. Questions sur l'intérêt pressenti de l'application proposée.

Cette évaluation a été, pour des raisons de facilité d'accès aux différentes catégories d'utilisateur et de temps, uniquement conduite auprès d'utilisateurs de type patient (l'accès aux médecins spécialistes de la douleur étant plus difficile). 10 personnes souffrant de lombalgie chronique et possédant un smartphone ont participé à l'évaluation. Les participants sont âgés de 29 à 70 ans (M=48.8 ans).

3) Résultats

L'analyse des résultats des tests d'utilisabilité a permis de mettre en lumière 20 problèmes d'utilisabilité, que nous avons classés en utilisant les critères d'évaluation heuristique proposés par [18]. Nous donnons ci-dessous ces différents critères, le nombre de problèmes pour chacun de ces critères (indiqué entre parenthèses) et un exemple de problème associé à chaque critère : *problèmes de visibilité de l'état du système* (5) (e.g. les opérations restantes pour effectuer une tâche ne sont pas indiquées (par exemple pour renseigner une douleur, l'utilisateur peut facilement oublier, s'il a indiqué l'intensité de la douleur, de renseigner sa localisation)) ; *problèmes de cohérence du système avec le monde réel* (4) (e.g. le niveau de langage du Chatbot peut ne pas être adapté à l'utilisateur, son comportement peut être étrange (par exemple ne pas dire « bonjour » à la première interaction)), *problèmes de liberté/contrôle de l'utilisateur* (3) (e.g. les actions ne peuvent pas être modifiées ou supprimées), *problèmes de cohérence et standards* (4) (e.g. la taille du texte est trop petite) ; *problème de prévention des erreurs* (1) (manque d'instructions permettant à l'utilisateur d'atteindre son objectif) ; *problèmes de reconnaissance* (3) (e.g. le système n'évoque pas l'objectif de l'utilisateur).

Ensuite, des propositions et lignes directrices de reconception ont été proposées, sur la base des problèmes identifiés. Ces résultats ont notamment permis d'apporter des améliorations au niveau de l'interface afin de minimiser la charge cognitive des utilisateurs.

La figure 3 présente les résultats de l'évaluation de l'expérience utilisateur (point 4 du protocole).

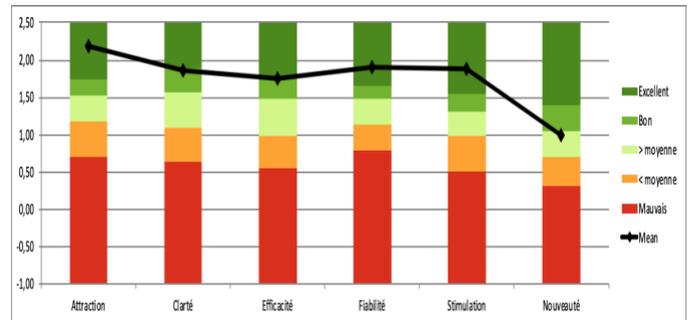


Fig. 3. Benchmarking de l'application

Les évaluations des qualités "attraction", "fiabilité" et "stimulation" sont classées dans la catégorie "excellent", les aspects "clarté", "efficacité" et "nouveauté" sont situés dans la catégorie "bon". Il apparaît que, sur les 5 qualités évaluées, la qualité "nouveauté" obtient le score le plus faible, sous-tendant que l'application pourrait souffrir d'un manque d'originalité.

IV. DISCUSSIONS

Les résultats obtenus et présentés sont tirés d'analyses basées sur des échantillons de patients/médecins qui ne sont pas forcément représentatifs de populations. Ceci s'explique notamment par les difficultés d'accès aux populations cibles (douloureux chroniques - lombalgiques chroniques, médecins spécialistes). De ce fait, il convient de ne pas tendre à les généraliser, mais de les considérer dans le contexte des études précisées ci-dessus.

Plus précisément, si les répondants au questionnaire d'identification des besoins sont relativement nombreux et accusent par exemple de différentes provenances (membres d'associations liées à la douleur chronique, douloureux chroniques s'étant déclarés inscrits sur le site de santéNet, etc.), les interviews (patients/médecins); tests d'utilisabilité; questionnaires UEQ ont été effectués auprès de médecins/patients du centre douleur du centre hospitalier Saint Jean de Dieu. Cette provenance unique peut éventuellement introduire un biais.

Pour l'évaluation de l'UX, d'autres questionnaires existent, éventuellement plus spécialisés. Citons notamment celui proposé par [20], MARS, construit pour évaluer la qualité d'applications mobiles dans le domaine de la santé. Nous avons toutefois fait le choix d'utiliser un questionnaire d'évaluation de l'UX assez général et largement employé, l'usage d'un questionnaire (trop) spécialisé pouvant conduire à un manque de fiabilité. Pour reprendre notre exemple, le questionnaire MARS a clairement été construit pour l'évaluation d'applications mobiles en lien avec la santé mentale. De ce fait, l'applicabilité et la fiabilité de MARS quant à l'évaluation d'applications

situées dans d'autres domaines de la santé restent à démontrer [20].

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cet article présente une démarche centrée utilisateur pour la conception d'une application de gestion des douleurs chroniques destinée à la fois aux douloureux chroniques et aux médecins. Cette démarche a été développée dans le cadre d'un projet impliquant chercheurs en informatique, concepteurs / développeurs d'applications mobiles dans le domaine de la santé et praticiens (médecins spécialistes de la douleur). L'objectif de cette démarche est d'établir des lignes directrices (*guidelines*) de conception/re-conception pour ce genre d'application.

La première contribution exposée consiste en un processus d'identification et de représentation des besoins/attentes, attitudes/comportements des utilisateurs typiques d'une application de gestion des douleurs chroniques. Pour ne pas introduire un biais, ce processus fait "abstraction" de l'application mobile actuelle *MIA Healthcare*. Nous détaillons premièrement la phase d'identification pour ensuite exposer celle menant à l'élaboration de profils typiques d'utilisateurs (personas).

La seconde contribution consiste en l'exposition d'un processus d'évaluation et de benchmarking de l'expérience utilisateur (UX) sur la version actuelle de l'application. Ce processus est détaillé (questionnaire UX, démarche de construction des tests d'utilisabilité, protocole d'évaluation, analyse des résultats). Si les résultats exposés sont spécifiques à l'application *MIA Healthcare*, la démarche proposée pour l'évaluation de l'UX : questionnaire/benchmarking, construction/analyse des tests d'utilisabilité, protocole d'évaluation employé, est, quant-à-elle, générique.

Les principaux résultats sont les suivants :

- Les principaux besoins/attentes des deux catégories d'utilisateurs ciblés (patients/médecins) concernant une application de gestion des douleurs chroniques sont similaires (évaluation du moral, du stress, de la fatigue, du sommeil ; constitution d'un carnet médical de la douleur ; proposition d'exercices physiques / massages)
- La segmentation des utilisateurs (profils typiques) par catégorie est la suivante : 2 classes patients (différentes sur l'aspect caractérisation/fréquence des douleurs, type/fréquence des médecins consultés), 1 classe médecins.

Plusieurs perspectives au travail présenté seraient intéressantes à étudier. Premièrement, des études sur de plus larges échantillons, estimés représentatifs, permettraient de consolider ou non les résultats présentés. Il serait également intéressant d'évaluer l'UX de l'application actuelle pour l'autre catégorie identifiée d'utilisateurs : les professionnels de santé.

Deuxièmement, il serait intéressant dans l'optique de reconcevoir une application donnée, pour compléter l'approche exposée, d'étudier les usages réels de l'application. Cette étude des usages pourrait s'effectuer de manière "non intrusive" (sous réserve d'avoir l'accord des usagers), par l'analyse des traces

d'interaction. Ces traces d'interaction représentent l'historique des interactions entre usagers/application (fonctionnalités enclenchées, données rentrées, etc.) et permettraient d'obtenir des éléments concrets sur les utilisateurs/usages réels (fonctionnalités les plus employées/les moins employées, les éventuels problèmes rencontrés, etc.).

REFERENCES

- [1] J. Hartvigsen *et al.*, « What low back pain is and why we need to pay attention », *The Lancet*, vol. 391, no 10137, p. 2356-2367, juin 2018, doi: 10.1016/S0140-6736(18)30480-X.
- [2] « Quelques chiffres sur la lombalgie et le mal de dos », *Lombalgie*. [En ligne]. Disponible sur: <http://www.lombalgie.fr/comprendre/quelques-chiffres/>. [Consulté le: 14-févr-2020].
- [3] J.-B. Fassier, « Prévalence, coûts et enjeux sociétaux de la lombalgie », *Revue du Rhumatisme*, vol. 78, p. S38-S41, mars 2011, doi: 10.1016/S1169-8330(11)70007-2.
- [4] Assurance Maladie, « Risques professionnels : une collection pour mieux comprendre », *Risques professionnels : une collection pour mieux comprendre - rapport 2017 : la lombalgie liée au travail*. [En ligne]. Disponible sur: <https://assurance-maladie.ameli.fr/qui-sommes-nous/publications-reference/assurance-maladie-risques-professionnels/rapports-sante-travail>. [Consulté le: 14-févr-2020].
- [5] B. Duthey, « Background paper 6.24 low back pain », *Geneva : World Health Organization*, 2013.
- [6] T. Vos *et al.*, « Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015 », *The Lancet*, vol. 388, no 10053, p. 1545-1602, oct. 2016, doi: 10.1016/S0140-6736(16)31678-6.
- [7] J. C. Alexander et G. P. Joshi, « Smartphone applications for chronic pain management: a critical appraisal », *J Pain Res*, vol. 9, p. 731-734, sept. 2016, doi: 10.2147/JPR.S119966.
- [8] B. A. Rosser et C. Eccleston, « Smartphone applications for pain management », *J Telemed Telecare*, vol. 17, no 6, p. 308-312, 2011, doi: 10.1258/jtt.2011.101102.
- [9] A. Cooper et P. Saffo, *The Inmates Are Running the Asylum*. USA: Macmillan Publishing Co., Inc., 1999.
- [10] A. Cooper, R. Reimann, D. Cronin, et C. Noessel, *About Face: The Essentials of Interaction Design*. John Wiley & Sons, 2014.
- [11] J. Pruitt et J. Grudin, « Personas: practice and theory », in *Proceedings of the 2003 conference on Designing for user experiences*, San Francisco, California, 2003, p. 1–15, doi: 10.1145/997078.997089.
- [12] J. (Jen) McGinn et N. Kotamraju, « Data-driven persona development », in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, Florence, Italy, 2008, p. 1521–1524, doi: 10.1145/1357054.1357292.
- [13] L. M. Collins et S. T. Lanza, *Latent Class and Latent Transition Analysis: With Applications in the Social, Behavioral, and Health Sciences*. John Wiley & Sons, 2013.
- [14] K. L. Nylund, T. Asparouhov, et B. O. Muthén, « Deciding on the Number of Classes in Latent Class Analysis and Growth Mixture Modeling: A Monte Carlo Simulation Study », *Structural Equation Modeling: A Multidisciplinary Journal*, vol. 14, no 4, p. 535-569, oct. 2007, doi: 10.1080/10705510701575396.
- [15] K. Nylund-Gibson et A. Y. Choi, « Ten frequently asked questions about latent class analysis », *Translational Issues in Psychological Science*, vol. 4, no 4, p. 440-461, 2018, doi: 10.1037/tps0000176.
- [16] B. Laugwitz, T. Held, et M. Schrepp, « Construction and Evaluation of a User Experience Questionnaire », in *HCI and Usability for Education and Work*, Berlin, Heidelberg, 2008, p. 63-76, doi: 10.1007/978-3-540-89350-9_6.
- [17] M. Schrepp, A. Hinderks, et J. Thomaschewski, « Construction of a Benchmark for the User Experience Questionnaire (UEQ) », *International Journal of Interactive Multimedia and Artificial Intelligence*, vol. 4, p. 40-44, juin 2017, doi: 10.9781/ijimai.2017.445.
- [18] J. Nielsen, *Usability engineering*. Academic Press, 1993.
- [19] J. Preece, Y. Rogers, et H. Sharp, *Interaction Design: Beyond Human-Computer Interaction*. New York, NY: John Wiley & Sons, 2002.
- [20] S. R. Stoyanov, L. Hides, D. J. Kavanagh, O. Zelenko, D. Tjondronegoro, et M. Mani, « Mobile App Rating Scale: A New Tool for Assessing the Quality of Health Mobile Apps », *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 3, no 1, p. e27, 2015, doi: 10.2196/mhealth.3422.

Session 2 : Analyse de la personne et des aides techniques

Présidents de session : Frédéric Bousefsaf – Yann Morère

Évaluation clinimétrique des mesures cinématiques de rééducation du membre supérieur

Yeser Meziani^{1,2}, Amine Hadj-Abdelkader¹, Yann Morère², Guy Bourhis²,
Meryem Karaouzène³, Mohammed Benmansour³

¹Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT), Université de Tlemcen, Algérie

²Laboratoire de Conception, d'Optimisation et Modélisation des Systèmes (LCOMS), Université de Lorraine, France

³Centre de Rééducation Physique, Centre Hospitalier Universitaire de Tlemcen, Algérie

Résumé—Fournir une évaluation facilement accessible du niveau de déficience est primordial pour la réussite des traitements en rééducation. La capacité à évaluer la rééducation de manière fréquente dépend de la disponibilité des évaluateurs qualifiés et de la conduite d'une procédure longue et fatigante pour mener à bien les tâches d'évaluation avec les échelles cliniques classiques.

L'utilisation des évaluations cinématiques est une alternative prometteuse, étant donné que la robotique de réadaptation est de plus en plus utilisée par les praticiens. Les mesures cinématiques évaluées par des métriques simples et indicatives, manquent cependant d'une évaluation clinimétrique clairement établie qui permettrait de prouver leur robustesse en vue d'une adoption clinique.

Dans cette étude, nous avons évalué la validité clinique des mesures cinématiques de la rééducation des membres supérieurs en les comparant aux scores de l'échelle Fugl-Meyer. Une étude de réactivité a été menée par une évaluation longitudinale intrapatient pour chaque mesure. Nous étudions un ensemble de données réelles d'une tâche fonctionnelle, l'atteinte de cible, sur un dispositif d'exosquelette orthétique.

Mots clés—Clinimétrie, Évaluation de la rééducation, Mesures Cinématiques, Exosquelette Orthétique, Échelle Fugl-Meyer.

I. INTRODUCTION

Les résultats de la rééducation physique peuvent souvent être améliorés par une intervention précoce après une attaque cérébrale. Afin de maximiser l'efficacité des soins dispensés, une évaluation fréquente est nécessaire permettant au praticien d'évaluer de près l'état et l'évolution de la rééducation et les effets du traitement apporté. Les échelles ordinales utilisées par les thérapeutes sont lentes et fastidieuses, tant pour les patients que pour les évaluateurs [1].

Comme l'utilisation de dispositifs robotisés de rééducation devient plus fréquente, le recours à ces mêmes dispositifs pour effectuer les tâches d'évaluation constitue une alternative intéressante [2]. Pour la rééducation des membres supérieurs, l'exosquelette Armeo® Spring utilisé dans notre étude va nous permettre d'évaluer des mesures cinématiques grâce à ses capteurs intégrés. Ces mesures reflètent les performances du patient pendant les séances de jeux sérieux [3].

De nombreuses études ont été menées pour évaluer le bien-fondé et la pertinence de l'utilisation de ces mesures comme indicateurs du niveau de rééducation du patient [4]–[6]. Malgré ces études rassurantes qui affirment l'efficacité de ces mesures

et leur corrélation avec les évaluations cliniques, un certain nombre de défis se posent encore à leur égard [7].

L'une des principales limites de ces évaluations est la faible évaluation clinimétrique des mesures. Pour les indicateurs proposés, cela constitue un véritable obstacle à leur utilisation standardisée par les praticiens [8].

Outre la capacité à identifier les caractéristiques de chaque mesure, la preuve d'une utilisation appropriée est un aspect très important qui peut être démontré grâce à ces études [9]. Un certain nombre de mesures cinématiques proposées dans la littérature ont montré, entre autres, une faible corrélation avec les échelles cliniques. Ces résultats dépendent également, dans de nombreux cas, de l'échelle concernée, du type d'appareil utilisé et de la tâche effectuée [8], [10].

Nous tentons, par le biais de cette étude, de vérifier la validité des mesures cinématiques courantes dans notre contexte particulier afin d'évaluer, *in fine*, la rééducation au cours des séances. L'évaluation est réalisée sur la base des données acquises sur un exosquelette Armeo® Spring. Nous présentons l'évaluation clinique de la validité convergente telle qu'elle est évaluée en comparant les mesures avec la référence clinique : l'échelle Fugl-Meyer Assessment (FMA) [13], et plus spécifiquement la sous-échelle Fugl-Meyer Assessment Upper Extremity (FMA-UE) qui ne s'intéresse qu'aux mesures de l'échelle FMA en relation avec le membre supérieur, comme définie dans la Figure 1a de [13].

La réactivité de la mesure est évaluée en discutant de l'évolution longitudinale de la métrique sur les données des patients et en évaluant la significativité statistique des différences observées.

II. MÉTHODES

A. Équipement

L'appareil utilisé dans cette étude est une orthèse exosquelette ; Armeo® Spring (cf. Fig. 1) à 6 degrés de liberté (6 DdL) qui aide à supporter le poids du bras du patient pendant qu'il effectue les exercices de jeux sérieux présentés sur un écran de PC. L'appareil est équipé de capteurs sur chaque articulation qui permettent d'enregistrer les mouvements du patient. Ces enregistrements permettent d'évaluer la cinématique du bras pendant l'exécution de la tâche.



FIGURE 1: L'exosquelette orthétique Armeo® Spring utilisé pour les exercices de rééducation des membres supérieurs.

B. La tâche d'évaluation

Pour l'évaluation fonctionnelle du bras, nous étudions la tâche de l'atteinte d'une cible sur le plan vertical (2D). La séance d'exercice représente une succession d'apparitions aléatoires de la cible sur l'écran (cf. Fig. 2). La tâche consiste à pointer sur la cible en déplaçant le curseur dans l'écran. L'exosquelette agit comme une souris et reproduit le mouvement de l'effecteur avec le déplacement du curseur. Cet exercice oblige le patient à bouger son bras pour déplacer le curseur. Une trajectoire élémentaire représente la trajectoire selon laquelle l'effecteur se déplace pour atteindre la cible. Nous considérons la séance comme une succession de trajectoires élémentaires qui composent notre élément d'étude.

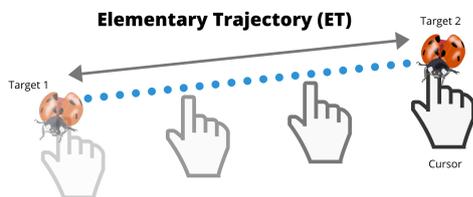


FIGURE 2: La tâche étudiée consiste à pointer des cibles (ici des coccinelles) apparaissant au hasard en déplaçant le curseur à l'aide du dispositif Armeo® Spring .

C. Mesures cinématiques

En utilisant les données des exercices, nous évaluons un ensemble de mesures cinématiques sur chaque trajectoire élémentaire. Les métriques qui nous intéressent dans cette étude sont définies comme suit :

- Distance parcourue : la distance parcourue par l'effecteur au cours de la tâche ;
- Vitesse moyenne : la vitesse moyenne de déplacement durant la tâche ;
- Path ratio : le rapport entre la distance parcourue et la distance euclidienne droite vers la cible ;
- Temps de mouvement : le temps écoulé entre l'apparition de la cible et son atteinte ou sa disparition ;

D. Propriétés clinimétriques

Pour valider ces mesures, nous évaluons les propriétés clinimétriques suivantes, définies comme dans [8] :

- Validité clinique convergente : la relation entre la mesure et une échelle ou une mesure clinique et sa capacité à identifier différents niveaux de déficience. Cette mesure est évaluée par comparaison avec les scores de l'évaluation FMA-UE. Le FMA-UE est l'échelle d'évaluation clinique standard pour le membre supérieur et constitue donc notre vérité de base pour évaluer l'adéquation et la validité des mesures cinématiques.
- Réactivité : la capacité de la mesure cinématique à détecter des changements dans la déficience évaluée. Pour l'évaluer, nous entreprenons une étude de significativité statistique de la Paramétrisation de l'évolution des mesures cinématiques intra-patients.

TABLE I: Descriptive de l'échelle FMA-UE

Propriétés	Spécifications
Population	Patients Hémiplegiques
Score Maximum	66 points
Composantes	Epaule, bras, poignet, Coordination et vitesse
Type	Echelle Likert avec trois items (0,1,2)

E. Les hypothèses

Selon les études précédentes dans la littérature [8], nous cherchons à valider un ensemble d'hypothèses. Ainsi, nous supposons que pour chaque mesure :

- Distance parcourue : la distance diminue au fur et à mesure que le patient devient plus précis dans ses mouvements ;
- Vitesse moyenne : un meilleur contrôle moteur entraîne des vitesses plus élevées ;
- Path ratio : le rapport diminue vers un, avec une précision de mouvement accrue ;
- Temps de mouvement : le temps pris pour l'accomplissement de la tâche diminue ;

F. Population

Nous réalisons une étude observatoire visant à vérifier les hypothèses et les remarques décrites dans la littérature concernant les mesures cinématiques. Nos mesures cinématiques sont évaluées à partir des données de six patients représentées dans le tableau II. Les données ont été recueillies auprès du service de réadaptation physique du centre hospitalier universitaire de Tlemcen, en Algérie. L'appareil utilisé pour l'entraînement et la production de ces données est le dispositif Armeo® Spring décrit précédemment.

La population peut être divisée en deux grandes catégories en fonction de la source de la déficience : post-AVC et post-traumatique. Néanmoins, nous étudions les patients qui suivent une rééducation physique dans le but commun de retrouver un contrôle fonctionnel maximal de leur membre supérieur. Ainsi, pour tous les patients, l'entraînement les aide à atteindre des scores plus élevés sur l'échelle d'évaluation FMA-UE. Nous ne distinguerons donc pas dans cette étude les deux types de population.

TABLE II: Patients inclus dans l'étude

Patient	Age	Sexe	FMA-UE score	Pathologie*
S1	45	Femme	57	post-AVC
S2	54	Femme	44	post-AVC
S3	30	Femme	47	post-traumatique
S4	28	Homme	48	post-AVC
S5	14	Homme	34	post-AVC
S6	32	Homme	44	post-traumatique

*Les patients post-traumatiques présentent des symptômes différents.

III. RÉSULTATS ET DISCUSSIONS

Dans la suite, la significativité statistique est rapportée à un niveau $\alpha = .05$. Les résultats ont été évalués à l'aide de scripts Python utilisant les modules Statsmodels et Numpy pour effectuer les calculs de régression. Deux modèles de régression du 1^{er} et du 2nd ordre ont été utilisés. La régression linéaire devrait permettre de caractériser la relation entre la métrique que nous étudions et l'évolution de l'entraînement attendue après chaque trajectoire élémentaire supplémentaire effectuée par le patient. Cette relation est paramétrée par les coefficients de régression et leur validité statistique permettrait d'affirmer ces conclusions.

A. Validité clinique convergente

La validité clinique convergente des mesures proposées dans la section II-C est représentée dans le tableau III et est évaluée sous forme de coefficients de corrélation avec l'échelle FMA-UE et leurs *valeur - p* respectives. Selon les hypothèses énumérées dans la section II-E, la seule métrique qui a augmenté de manière significative avec le score FMA-UE est la vitesse et ceci en adéquation avec l'hypothèse fixée *a priori*. Par ailleurs, les signes des coefficients de corrélation pour le temps et le path ratio eux aussi correspondent aux hypothèses. Par contre de manière surprenante, la distance présente un coefficient de corrélation positif au lieu d'un coefficient négatif, un résultat qui pourrait être due à la durée courte de traitement réalisé à l'aide de Armeo® Spring .

TABLE III: Corrélation avec le score FMA-UE

Mesure	r	<i>valeur - p</i>
Distance	.615	.193
Vitesse	.874	.022
Path ratio	-.067	.89
Temps	-.545	.262

B. Réactivité des mesures

Afin d'étudier la réactivité des mesures étudiées, nous énumérons les résultats de l'analyse de régression comme une caractéristique de l'évolution de chaque mesure au cours de la rééducation.

1) *Résultats pour la régression linéaire*: Nous commençons par analyser les résultats de la régression de premier ordre pour obtenir une indication sur la réactivité de la mesure et pour justifier les hypothèses que nous avons énoncées précédemment. Les paramètres rapportés sont la pente et l'interception de la ligne de régression, la valeur r est le coefficient de corrélation, r^2 est la mesure de la qualité de l'ajustement décrivant le pourcentage de variation dans l'état du patient représentée par le modèle et la *valeur - p* associée.

SE représente l'erreur type de l'estimation : l'espérance de l'erreur moyenne avec le modèle linéaire.

a) *Réactivité de la distance*: Le tableau IV présente les différents coefficients de régression pour chaque patient au cours de leur rééducation. En examinant l'évolution des paramètres, nous pouvons constater que globalement, la distance possède une très faible significativité au regard de ses coefficients de régression du premier ordre, et ce, pour la plupart des patients. Néanmoins, un résultat significatif est obtenu pour le patient S2, avec une valeur de $r^2 = .25$ qui est la valeur la plus élevée dans la population. Nous pouvons postuler que la distance parcourue, bien que négativement liée à l'évolution du patient, est sans significativité en termes de résultats. Ceci pourrait être due au fait que les mouvements sont limités par la dimension de l'espace de travail et le positionnement des cibles sur l'écran pendant l'exercice. Il n'est donc possible que de réduire dans une certaine mesure la distance totale parcourue, c'est-à-dire jusqu'à atteindre la ligne droite entre les deux cibles successives. Cela pourrait suggérer que la distance présente un effet de plafond et ne serait pas assez sensible pour permettre un suivi cohérent des phases avancées de la rééducation.

TABLE IV: Régression du premier ordre de la distance

Sujet	Pente	l'interception	r	r^2	<i>valeur - p</i>	SE
S1	-0.0015	29.8158	-.0083	7.0469e-05	.9084	0.0137
S2	-5.7373	205.0297	-.5048	.2548	.0019	1.7076
S3	-0.0112	30.0658	-.0776	.0060	.2252	0.0092
S4	0.0757	29.5070	.1557	.0242	.14744	0.0517
S5	-0.4178	39.39210	-.2871	.0824	.1110	0.2545
S6	-0.0629	39.0614	-.04942	.0024	.7682	0.2119

b) *Réactivité de la vitesse*: L'examen des résultats de la régression dans le tableau V fait apparaître des statistiques significatives pour deux patients sans que l'on puisse noter une tendance claire dans la mesure ou nous avons des pentes de différents signes. Le $r^2 = .25$ du patient S2 est la valeur la plus importante obtenue. Cela pourrait conduire à la conclusion que la vitesse peut être utilisée comme une mesure discriminante en plus qu'une mesure d'évolution car elle permet de distinguer les tendances qui pourraient potentiellement contraster les différences au niveau fonctionnel pour le patient suivi.

TABLE V: Régression du premier ordre de la vitesse

Sujet	Pente	l'interception	r	r^2	<i>valeur - p</i>	SE
S1	0.0242	13.8047	.2701	.07299	.0001	0.0062
S2	-1.3476	56.0060	-.50529	.2553	.0019	0.4006
S3	-0.0009	11.9520	-.02009	.0004	.7538	0.00300
S4	0.0080	12.7243	.0675	.00455	.5319	0.01280
S5	0.0471	9.9208	.1214	.01473	.5080	0.07041
S6	-0.0314	14.0531	-.07514	.00564	.6538	0.06960

c) *Réactivité du path ratio*: Les résultats de la régression pour les patients de l'étude sont présentés dans le tableau VI. En examinant les résultats, nous pouvons noter que le path ratio possède trois résultats significatifs avec des pentes négatives pour les patients S2, S3 et S5. Nous notons également des valeurs de r^2 significatives avec $r^2 = .20$ et $r^2 = .17$. Cela suggère que la métrique est sensible, au moins faiblement, à l'évolution de l'état du patient conformément à l'hypothèse établie.

TABLE VI: Régression du premier ordre du path ratio

Sujet	Pente	l'interception	r	r ²	valeur - p	SE
S1	-0.00010	1.2286	-.0365	.0013	.61670	0.00020
S2	-0.16872	6.9891	-.4138	.1712	.0134	0.0646
S3	-0.00039	1.2950	-.1429	.0204	.02497	0.0001
S4	0.0050	1.2514	.1580	.02496	.1414	0.0034
S5	-0.0140	1.6668	-.4520	.2043	.0093	0.0050
S6	0.00495	1.62444	.04637	.0021	.7822	0.01778

d) *Réactivité du temps*: Les résultats du tableau VII montrent trois résultats significatifs pour le temps avec des pentes négatives suggérant que le temps diminue à mesure que l'évolution avance. Les trois résultats sont faiblement significatifs avec un $r^2 = .16$, $r^2 = .15$ et $r^2 = .3$ pour les mêmes patients S1, S2 et S5. Cette cohérence dans les signes et la significativité suggère que le temps est une mesure viable de suivi qui devrait diminuer au fur et à mesure que la rééducation progresse. Cela est également compatible avec l'hypothèse susmentionnée.

TABLE VII: Régression du premier ordre du temps

Sujet	Pente	Interception	r	r ²	valeur - p	SE
S1	-0.0032	2.1733	-.4024	.1619	8.6294e-09	0.0005
S2	-0.0387	3.5851	-.3904	.15246	.0203	0.01591
S3	-0.00067	2.5129	-.0720	.00518	.2604	0.00059
S4	0.0032	2.4658	.0788	.00622	.46502	0.0044
S5	-0.05411	3.9983	-.5529	.3057	.0010	0.01488
S6	0.00078	2.9165	.00923	8.5342e-05	.9561	0.0141

Pour examiner la représentativité du modèle par rapport aux données, nous traçons les résidus définis comme les points $\delta_t = y_t^{rel} - y_t^{prvu}$. Les résultats obtenus souffrent d'une faible représentativité, comme le montrent les tracés des résidus de la Fig. 3. En examinant de près les figures Fig. 3b et Fig. 3d, on constate que les résidus s'alignent en lignes droites horizontales en un motif en "escalier", ce qui suggère que notre modèle manque de représentativité par rapport aux données ce qui biaise le résultat des tests statistiques.

2) *Résultats de la régression du second ordre* : Les résultats suivants sont donnés en générant les coefficients de régression $\beta_0, \beta_1, \beta_2$ avec $\beta_0p, \beta_1p, \beta_2p$ leurs *valeur - p* respectives. r^2 est la qualité de l'ajustement et *F* est la statistique f pour le modèle étant donné les trois régresseurs et le vecteur de mesure du patient.

a) *Réactivité de la distance*: La régression de la distance a présenté de façon similaire deux résultats faibles pour les patients S2 et S5 pour lesquels on note une tendance à la baisse de la distance totale parcourue. Pour le patient S5, les *valeur - p* des coefficients sont insignifiantes, sauf pour l'interception. Les coefficients sont tous significatifs pour le patient S2. L'observation du tracé correspondant sur la Fig. 4b montre que cette significativité pourrait être due aux valeurs élevées enregistrées au début de l'entraînement qui concernaient des cas extrêmes qui n'ont pas été répétés ensuite. Au contraire, la Fig. 4a présente un cas plus probable où nous constatons, en accord avec notre hypothèse, une diminution de la distance totale au fur et à mesure que la rééducation progresse.

b) *Réactivité de la vitesse*: Un seul patient a obtenu un résultat significatif r^2 , le patient S2 avec une *valeur - p*

TABLE VIII: Régression du second ordre de la distance

Sujet	r ²	F	β_0	$\beta_0 p$	β_1	$\beta_1 p$	β_2	$\beta_2 p$
S1	.0	0.03	31.24	.0	0.0008	.87	-0.00005	.84
S2	.37	9.6	87.56	.0	-23.65	.003	0.42	.02
S3	.013	1.62	31.15	.0	0.01	.73	-0.0001	.44
S4	.07	3.2	37.06	.0	-0.366	.1	0.003	.04
S5	.1	1.62	32.44	.0	-0.64	.65	0.003	.9
S6	.01	0.17	41.27	.0	0.43	.66	-0.012	.60

significative pour tous les coefficients. Toutefois la comparaison avec la Fig. 5c nous montre que les vitesses plus élevées au début de l'entraînement, qui correspondaient aux plus grandes distances parcourues, pourraient avoir causé cette significativité. En examinant la régression sur la Fig. 5, nous constatons une tendance croissante de la mesure de la vitesse au fur et à mesure de l'entraînement. Un résultat qui conforte l'hypothèse que nous proposons.

TABLE IX: Régression du second ordre de la vitesse

Sujet	r ²	F	β_0	$\beta_0 p$	β_1	$\beta_1 p$	β_2	$\beta_2 p$
S1	.09	9.19	16.22	.0	0.06	.007	-0.0002	.067
S2	.32	7.8	27.66	.0	-4.63	.015	0.078	.07
S3	.008	1.01	11.82	.0	-0.017	.15	0.00006	.16
S4	.048	2.15	13.2	.0	0.1	.04	-0.0008	.05
S5	.04	0.63	10.96	.0	0.38	.31	-0.007	.37
S6	.025	0.44	13.42	.0	0.20	.48	-0.005	.41

c) *Réactivité du path ratio*: En examinant les résultats du tableau X, nous constatons que les patients S5, S4 et S2 possèdent des résultats r^2 faiblement significatifs, alors que seul S4 obtient des *valeur - p* significatives pour les coefficients de régression. La Fig. 6 illustre comment cela peut être dû au fait que le modèle sur-ajuste les grandes valeurs à la fin de l'entraînement. Par ailleurs, pour S5 et S2, la tendance à la baisse des valeurs du path ratio est cohérente.

TABLE X: La régression du second ordre du path ratio

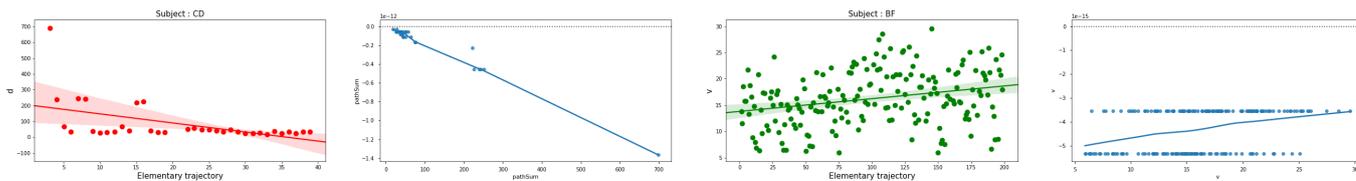
Sujet	r ²	F	β_0	$\beta_0 p$	β_1	$\beta_1 p$	β_2	$\beta_2 p$
S1	.001	0.13	1.21	.0	-0.0002	.8	0.00005	.9
S2	.183	3.585	3.44	.0	-0.37	.23	0.004	.5
S3	.026	3.24	1.24	.0	0.0004	.56	-0.000003	.23
S4	.109	5.2	1.55	.0	-0.03	.02	0.0003	.006
S5	.20	3.77	1.35	.0	-0.02	.44	0.0002	.78
S6	.021	0.38	1.72	.0	0.06	.38	-0.0015	.41

d) *Réactivité du temps*: Pour l'évolution du temps écoulé, les patients S5, S1, S4 et S2 présentent des valeurs r^2 faiblement significatives, tandis que seuls S1 et S4 présentent des *valeur - p* significatives pour les coefficients de régression. En observant les régressions sur la Fig. 7, le temps consacré à la tâche possède une tendance décroissante pour la plupart des sujets. En observant la Fig. 8 nous constatons que,

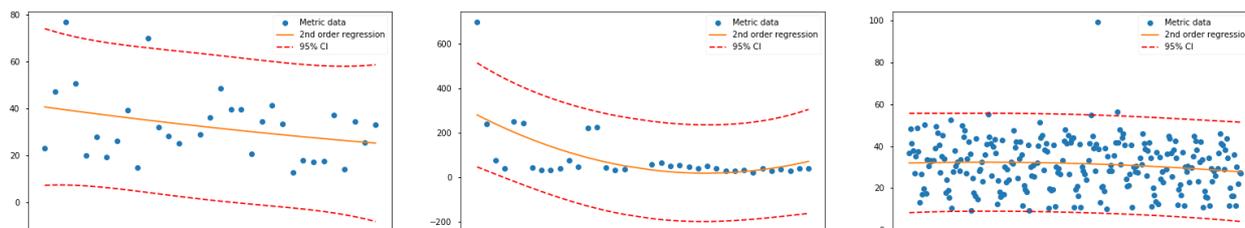
TABLE XI: La régression du second ordre du temps

Sujet	r ²	F	β_0	$\beta_0 p$	β_1	$\beta_1 p$	β_2	$\beta_2 p$
S1	.188	21.69	1.847	.0	-0.008	.0	0.00002	.015
S2	.155	2.92	2.76	.0	-0.018	.81	-0.0005	.78
S3	.02	2.53	2.42	.0	0.003	.11	0.00001	.05
S4	.117	5.615	2.66	.0	-0.049	.004	0.0004	.002
S5	.339	7.42	2.8	.0	-0.147	.07	0.002	.23
S6	.002	0.033	2.9	.0	-0.01	.81	0.0004	.80

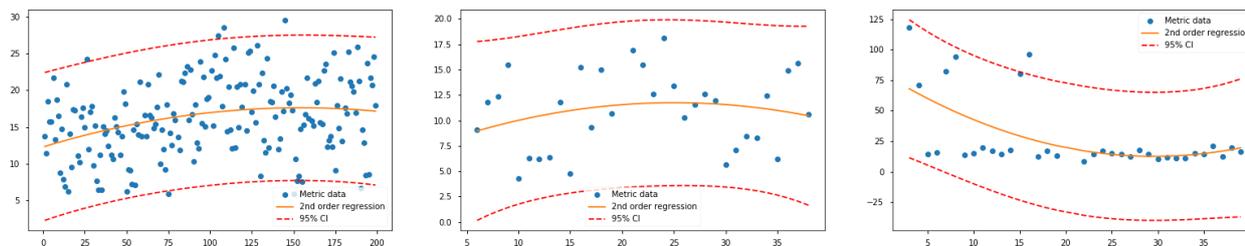
globalement, les résidus résultant des modèles du second ordre



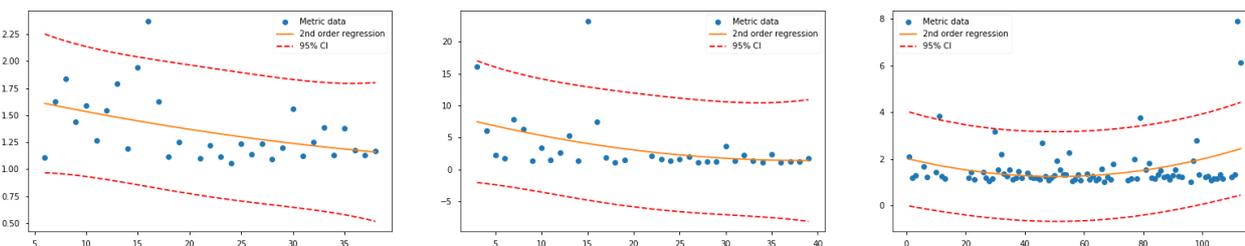
(a) Évolution de la distance pour S2 (b) Résidus de la régression (c) Évolution de la vitesse pour S1 (d) Résidus de la régression
 FIGURE 3: Exemple de régression du premier ordre avec tracés des résidus.



(a) Évolution de la distance pour S5 (b) Évolution de la distance pour S2 (c) Évolution de la distance pour S3
 FIGURE 4: La régression du second ordre de la distance



(a) Évolution de la vitesse pour S1 (b) Évolution de la vitesse pour S5 (c) Évolution de la vitesse pour S2
 FIGURE 5: La régression du second ordre de la vitesse.



(a) Évolution du Path ratio pour S5 (b) Évolution du Path ratio pour S2 (c) Évolution du Path ratio pour S4
 FIGURE 6: la régression du second ordre du path ratio.

sont plus clairsemés. Ceci est lié à l'utilisation d'un modèle du second ordre qui a permis de saisir davantage de tendances des mesures et donc de détecter davantage de caractéristiques de leur évolution.

Une limitation majeure des résultats réside dans le fait que dans la majorité des cas, les résultats ont été rapportés avec un nombre de conditionnement élevé. Dans le module statsmodels utilisé pour l'étude, le conditionnement est calculé comme le quotient des valeurs propres minimum et maximum de la matrice exogène définie comme la matrice

empilée des régresseurs. Un conditionnement élevé signifie que des changements faibles dans les données utilisées pour l'estimation des coefficients de régression par les moindres carrés engendrent de grands changements sur les valeurs des coefficients. Par conséquent, cela affecte les *valeur - p* de nos coefficients et donc leur significativité. En revanche, le mauvais conditionnement rapporté par une valeur de conditionnement trop élevée n'a pas de conséquence grave sur notre tentative de déterminer la réactivité de la mesure au changement de l'état de rééducation tel que mesuré par le

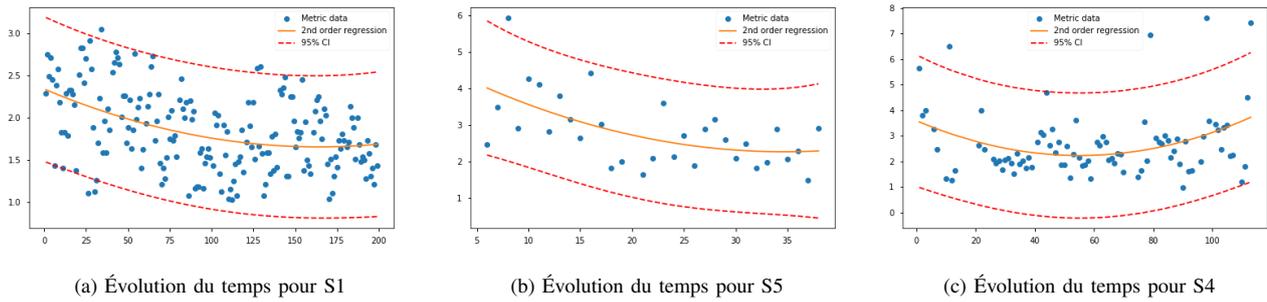


FIGURE 7: La régression du second ordre du temps.

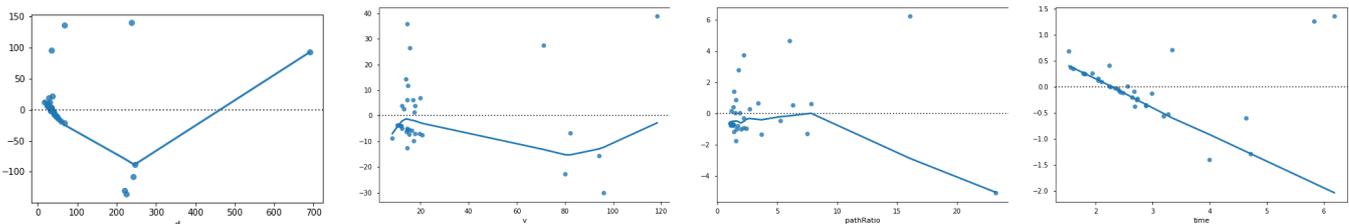


FIGURE 8: Les tracés de l'évolution des résidus pour les quatres mesures pour un patient.

r^2 , puisqu'il ne dépend que de la somme des erreurs au carrée [12].

IV. CONCLUSIONS :

Les résultats présentés nous permettent de tirer un certain nombre de conclusions. La validité clinique des mesures étudiées vont dans le sens des hypothèses suggérées *a priori*. Des paramètres tels que le path ratio et la distance peuvent ne pas être suffisamment sensibles à de petits changements d'état pour le suivi intra-patient. Le temps et la vitesse ont montré des tendances cohérentes suggérant leur sensibilité aux changements.

L'étude de régression, bien que présentant des preuves faibles pour la plupart des patients, a montré une cohérence globale avec les hypothèses. Nous avons noté que ce type de caractérisation des mesures peut nous aider à comprendre leurs forces et leurs faiblesses et permet ainsi leur utilisation efficace.

Une première perspective consistera à distinguer la pertinence de chaque métrique et conclure quant à une utilisation appropriée.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier le programme Campus France PHC-Tassili pour son soutien à ce travail.

RÉFÉRENCES

[1] Colquhoun, H., Letts, L., Law, M., MacDermid, J., Edwards, M. (2010). Feasibility of the Canadian Occupational Performance Measure for routine use. *British Journal of Occupational Therapy*, 73(2), 48-54.
 [2] Kanzler, C. M., Rinderknecht, M. D., Schwarz, A., Lamers, I., Gagnon, C., Held, J., ... Lambercy, O. (2019). A data-driven framework for the selection and validation of digital health metrics : use-case in neurological sensorimotor impairments. *bioRxiv*, 544601.

[3] Longhi, M., Merlo, A., Prati, P., Giacobbi, M., Mazzoli, D. (2016). Instrumental indices for upper limb function assessment in stroke patients : a validation study. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 13(1), 52.
 [4] Balasubramanian, S., Colombo, R., Sterpi, I., Sanguineti, V., Burdet, E. (2012). Robotic assessment of upper limb motor function after stroke. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(11), S255-S269.
 [5] Zariffa, J., Kapadia, N., Kramer, J. L., Taylor, P., Alizadeh-Meghazhi, M., Zivanovic, V., ... Popovic, M. R. (2011). Relationship between clinical assessments of function and measurements from an upper-limb robotic rehabilitation device in cervical spinal cord injury. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(3), 341-350.
 [6] Zollo, L., Gallota, E., Guglielmelli, E., Sterzi, S. (2011). Robotic technologies and rehabilitation : new tools for upper-limb therapy and assessment in chronic stroke. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 47(2), 223-236.
 [7] Loureiro, R. C. V., Collin, C. F., Harwin, W. S. (2004, September). Robot aided therapy : challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation. In *Proceed of Intl Conf on Disability, Virtual Reality and Assoc Tech* (pp. 33-39).
 [8] Schwarz, A., Kanzler, C. M., Lambercy, O., Luft, A. R., Veerbeek, J. M. (2019). Systematic review on kinematic assessments of upper limb movements after stroke. *Stroke*, 50(3), 718-727.
 [9] de Vet, H. C., Terwee, C. B., Bouter, L. M. (2003). Current challenges in clinimetrics. *Journal of clinical epidemiology*, 56(12), 1137-1141.
 [10] Einav, O., Geva, D., Yoeli, D., Kerzhner, M., Mauritz, K. H. (2011). Development and validation of the first robotic scale for the clinical assessment of upper extremity motor impairments in stroke patients. *Topics in stroke rehabilitation*, 18(sup1), 587-598.
 [11] Aprile, I., Germanotta, M., Cruciani, A., Loreti, S., Pecchioli, C., Cecchi, F., ... Speranza, G. (2020). Upper limb robotic rehabilitation after stroke : a multicenter, randomized clinical trial. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 44(1), 3-14.
 [12] Samprit C., Jeffrey S. S. (2013) *Handbook of Regression Analysis*, John Wiley Handbooks in Applied Statistics
 [13] Fugl-Meyer, A. R., Jääskö, L., Leyman, I., Olsson, S., Steglind, S. (1975). The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 7(1), 13-31.

Détection in situ de la normalité des séquences d'activité d'une personne dépendante

Bouali Chaimaa *, Habert Olivier †, Tahiri Abderrahim *, Ciré Régis ‡, Muller Mathieu #

* SIGL ENSA
TETOUAN, MAROC
boualichaimaa@gmail.com
Abderahim.tahiri@gmail.com

† LCOMS, Université de Lorraine
7, rue Marconi METZ, FRANCE
olivier.habert@univ-lorraine.fr

‡ NOVIACARE - NOVIATEK
SCHIFFFLANGE – LUXEMBOURG
regis.cire@noviatek.com
mathieu.muller@noviatek.com

Résumé— Ce travail décrit l'étude préliminaire d'un système d'analyse journalière des séquences d'activités d'une personne dépendante à son domicile. Cette analyse s'effectue en se basant sur les données récupérées par une box domotique du marché. Cette box a été principalement conçue pour reconnaître les activités quotidiennes de son utilisateur afin de détecter toute anomalie comportementale de situation. Par extension, une prévention des complications de santé pourra être envisageable et le taux de prévention de certaines pathologies pourra être amélioré. La box se base sur les données de capteurs domotiques intelligents les moins intrusifs possible pour suivre les activités de l'occupant (PIR, contact, humidité, ...). Afin de concevoir un système capable d'intercepter les signes alarmants nécessitant une intervention précoce et rapide, nous adoptons une approche basée sur le modèle de Markov caché que l'on aura préalablement initialisé avec des séquences conformes aux habitudes de vie de l'utilisateur à une période donnée. Le traitement des détections pourra donner suite à des alertes contextuelles à destination de personnes désignées, de groupes d'experts, ou à destination du corps médical pour des analyses plus détaillées sur des périodes plus importantes. Ces analyses comportementales pourront ultérieurement être complétées par d'autres types d'analyses pour renforcer la pertinence des détections.

Mots clés— Prédiction ; capteurs ; assistance de vie ; maisons intelligentes ; séquences d'activités ; personnes dépendantes.

I. INTRODUCTION

L'intérêt d'une maison intelligente destinée à l'assistance de vie est d'améliorer particulièrement la qualité de vie d'une personne dans ses activités quotidiennes [1]. L'utilisateur peut être soit une personne avec des problèmes cognitifs spécifiques ou liés plus largement à l'avancement de l'âge.

De nos jours, les maisons intelligentes sont non seulement utilisées pour s'assurer un certain confort de vie mais au-delà de cela, ces technologies répondent actuellement à différents besoins vitaux dans une variété de domaines. La Santé, la sécurité, la gestion de l'énergie sont les domaines sur lesquels les résidences intelligentes se concentrent le plus souvent [2]. Ces technologies ne sont pas uniquement utiles dans plusieurs cadres mais également pour différentes tranches d'âge.

Autrement dit, les domiciles intelligents peuvent être adaptés aux besoins quotidiens des personnes âgées. Les assister, les aider dans leurs tâches quotidiennes et suivre leurs activités afin d'assurer une prévention des accidents possibles et des comportements dangereux sont les intérêts principaux d'une maison intelligente avec des fonctionnalités orientées vers l'assistance de vie [3].

Des processus précis de reconnaissance des besoins permettent d'augmenter l'efficacité des fonctionnalités des maisons intelligentes [4] [5]. Un des défis réside dans la construction d'un système qui apprend, comprend et met automatiquement en place les assistances nécessaires à l'utilisateur. Ces caractéristiques demandent une haute fiabilité du système de reconnaissance. Parmi les enjeux, on trouve également l'identification des actions en temps réel. Plusieurs travaux ont été dédiés à cet aspect [6] afin de traiter instantanément les séquences d'activités détectées et repérer par exemple des comportements non attendus [7].

La société NOVIATEK a développé une box domotique associée à un grand nombre de capteurs non intrusifs. Cette box actuellement commercialisée permet de proposer de nombreux outils d'accompagnement de la personne dépendante à partir des données collectées par les capteurs. Ces données sont essentiellement relatives au comportement quotidien de l'occupant. Les capteurs sont situés dans les meubles, équipements ménagers, sur les murs, au sol et sur les portes d'une manière non invasive. La box domotique permet d'alimenter une base de données de terrain assez riche. A partir de ces données, il est possible d'extraire les différentes activités quotidiennes du résident (dormir, faire sa toilette, manger, etc.). Ces travaux n'ont pas pour objectif d'améliorer les algorithmes complexes permettant de détecter de manière pertinente l'enchaînement des activités d'une personne à domicile. La qualité du traitement des données reste néanmoins très dépendante de cette détection et tout le processus de traitement des anomalies est basé sur les capteurs intelligents développés pour cette box ainsi que sur les algorithmes de traitement qui déterminent les séquences d'activités observées.

Les humains en général, les personnes âgées en particulier, font confiance et acceptent les technologies qui s'adaptent à leurs besoins et qui pourront efficacement leur servir dans les différents aspects de leur quotidien. L'ultime utilité de la box,

au-delà de proposer toute une panoplie d'assistances et d'accompagner la personne dans ses activités quotidiennes, est également de superviser les comportements de l'utilisateur afin de signaler toute situation alarmante. Ces signalements s'effectueront soit le plus rapidement possible, soit à l'issue d'observations sur de longues durées après des traitements adaptés. Dans tous les cas, la pertinence des signalements devra être la meilleure possible. Tout ceci ouvre la voie au suivi des différentes activités, la prédiction des comportements sans et avec danger ainsi que la détection des changements dans les habitudes de vie qui peut conduire à des pré-diagnostic médicaux. L'automatisation de ces détections de comportements anormaux reste un aspect clé de ces nouvelles technologies qui ne demandent plus un environnement ultra adapté mais une box domotique associée à quelques capteurs intelligents.

Le but de ce travail est de procurer une information de valeur à l'évaluation des capacités fonctionnelles reconnues par la box. Le système doit examiner des facteurs pertinents relatifs à la performance quotidienne de l'occupant et détecter toute évolution sensible des habitudes de vie d'une personne à domicile.

En utilisant l'historique contextuel sur le moyen et long terme, le système pourra apprendre le schéma comportemental de la personne. En effet, les personnes dépendantes ont des problèmes de santé spécifiques et des limitations de mobilité ce qui veut dire qu'on doit implémenter des outils de surveillance personnalisés et centrés sur l'utilisateur.

Plusieurs projets [1] [8] visent à développer des systèmes pour compenser la dépendance provenant de problèmes de santé et/ou du vieillissement. Pourtant, peu de travaux se sont focalisés sur le développement d'un modèle intelligent pour la détection de changements comportementaux centré sur le profil de l'utilisateur à une période donnée. En général, ces besoins sont étroitement liés aux troubles des fonctions exécutives bien spécifiques aux personnes âgées ou handicapées (problèmes dans l'élaboration de stratégies, de planifications de tâches à accomplir, de maintien de l'attention, d'adaptation aux imprévus, ...). La majorité de ces travaux sont basées sur des échantillons et données de laboratoire, ce qui signifie qu'elles n'ont pas été testées dans un contexte d'observations réelles de personnes dépendantes à leur domicile. Dans ce travail, nous nous basons sur des données du terrain, collectées à partir d'une box domotique du commerce dotée d'algorithmes de détection d'activités.

Le système présenté possède deux axes principaux : premièrement, il analyse les séquences d'activités quotidiennes obtenues au domicile des personnes dépendantes, tout en vérifiant s'il n'y a pas de troubles du sommeil, de l'appétit ou de l'élimination par exemple. Deuxièmement, il prend en considération l'heure de l'exécution des activités à l'intérieur de la maison pour améliorer la pertinence d'une éventuelle alarme. Cet article se concentre dans un premier temps sur l'analyse des séquences d'activités. Compte tenu de cette réflexion, nous avons opté pour le modèle de Markov caché (HMM) qui demeure un modèle probabiliste assez performant pour traiter des incertitudes similaires. En utilisant HMM, il est possible de prédire les états futurs depuis des observations courantes et aussi la séquence des états cachés depuis une séquence observée.

A. Motivations

L'objectif majeur de notre recherche est de construire un système pertinent permettant un diagnostic précoce d'anomalies comportementales, éventuellement annonciatrices de pathologies. Ces détections devront permettre de freiner leurs évolutions en proposant des services adaptés pour compenser ces anomalies ou proposer des traitements médicaux. Tout en prenant en considération le profil de l'utilisateur à un instant donné, le système devra détecter une détérioration de la mobilité et des fonctions exécutives dégradant les habitudes de vie des personnes accompagnées. Tout ceci se fera de manière discrète, en respectant l'intimité de la personne, avec un stockage des données conforme à la réglementation générale des données personnelles. La réalisation de ces objectifs est conditionnée par les étapes suivantes :

- Collecter et analyser efficacement les métadonnées générées par la box,
- Construire un modèle basé sur les données collectées où le but premier est de suspecter toute séquence observée qui ne pourrait pas être générée par l'HMM,
- Réduire le risque de générer des alertes non pertinentes.

B. Etat de l'art

La croissance perpétuelle du nombre de personnes dépendantes dont la perte d'autonomie provient soit de l'âge soit d'un handicap est l'une des motivations pour la conception des maisons intelligentes. Plusieurs travaux ont mis en exergue l'utilité de la supervision à distance pour faire face au besoin grandissant des services de santé destinés à ces personnes [8]. Cette section présente un récapitulatif des différentes solutions proposées dans le cadre de l'e-Health. Dans ce papier, l'objectif clé est d'avoir un système qui fournit un service continu, non invasif et personnalisé.

'La supervision et la détection des anomalies quotidiennes' est l'une des applications phares des maisons intelligentes. Dans ce cadre, [9] [10] se focalisent principalement sur une conception basée sur des capteurs environnementaux et embarqués. [9] met en place une plateforme qui permet le suivi des comportements quotidiens du résident ; avec une connaissance préalable de la maladie chronique qui affecte l'utilisateur de la plateforme.

De son côté, le projet de [10] est spécifiquement destiné aux personnes atteintes de démence. L'objectif est de fournir par la suite des services adaptés, par exemple améliorer la mémoire, et propres à chaque personne.

Dans les travaux de [11], le public visé reste plus vaste. La conception de ce système est fondée sur les modèles de Markov cachés. Dans ce projet, nous retrouvons notre problématique ; la détection des comportements alarmants dans le quotidien d'une personne âgée. Pour la mise en place du système de [11], des données de laboratoire ont été exploitées.

II. METHODOLOGIE

A. Les données

Le domaine contextuel sur lequel nous allons d'abord nous concentrer est l'activité de l'utilisateur. L'objectif du modèle est

d'apprendre les schémas comportementaux de la personne en se basant sur l'historique quotidien des données collectées par la box domotique intelligente. La détection d'un changement conséquent qu'on peut repérer à partir d'une séquence ou plusieurs séquences observées reste notre but majeur. La base de données fournie par l'entreprise est composée de différentes tables. Chaque table contient plusieurs attributs incluant les activités. Nous prendrons en compte uniquement les activités qui pourraient aider à détecter un changement pertinent dans les habitudes de vie.

Un traitement nous permet d'extraire les séquences d'activités des données des tables et chaque activité est représentée par un identifiant id numérique (cf. figure 1). En gardant les étiquettes de la box, les activités retenues sont :

- PETIT_DEJEUNER, DEJEUNER, DINER, COLLATION_JOUR. Des capteurs de présence placés dans la cuisine et des capteurs d'ouverture sur les équipements électroménagers permettent de détecter la préparation et la prise d'un repas. La distinction entre les 4 catégories de repas se fait sur l'heure et la durée mesurée des activités liées à la cuisine.
- GRANDE_HYGIENE, LAVAGE_MAIN. La détection de l'activité toilette se fait à l'aide de détecteurs de présence installés dans la salle de bain. La distinction entre un simple lavage de main et une toilette plus approfondie se fait à l'aide d'un capteur intelligent qui mesure l'humidité. Un algorithme installé sur le capteur d'humidité permet de détecter la prise d'une douche ou non.
- LONG_WC, PETIT_WC. La détection du passage au WC se fait par des détecteurs de présence, avec une distinction entre les deux activités selon la durée de la présence.
- DEPART_AUTO, RETOUR_AUTO. Il s'agit d'activités générées lors du départ et du retour au domicile. Un algorithme détecte automatiquement si l'ouverture de la porte d'entrée est bien un départ ou un retour.
- SHORT_SLEEP, LONG_SLEEP. Un capteur de présence permet de mesurer le temps passé dans la chambre, la durée permettant de distinguer une simple sieste d'un long sommeil. A noter que tout passage court dans la chambre, même si ce n'est pas pour se reposer est enregistré comme SHORT_SLEEP.

La box domotique nous donne quotidiennement l'ensemble des activités détectées dans la journée écoulée. Nous avons choisi cet échantillonnage de 24 heures car il est en adéquation avec le rythme naturel d'une personne à domicile. Une période plus longue (1 mois, ..., 1 année) devra également être possible afin d'identifier d'autres soucis par rapport à la dégradation des habitudes de vie (plus d'ordre pathologique). Afin de maximiser l'efficacité d'un système de détection de détérioration de la santé sur le long terme, il faut avoir une vision large sur les besoins principaux des utilisateurs ainsi que des renseignements d'ordre médical permettant l'observabilité des symptômes ou pré-symptômes caractérisant un début de pathologie. Un système de

prédiction complètement opérationnel doit répondre à tous les besoins fondamentaux pour améliorer et renforcer la fiabilité des alertes. Le système peut calculer un score quotidien qui renseignera sur la cohérence de la séquence soumise, en fonction d'un paramétrage donné du système. Les informations retournées à la suite de l'analyse de la séquence doivent être suffisamment détaillées pour pouvoir détecter automatiquement ou manuellement les causes de toute anomalie. En complément du score, il faut également avoir une classification de chaque activité constituant une séquence en utilisant des labels « Normale », « Anormale », ...

La base générée par la box domotique peut nous permettre de retrouver bien d'autres informations relatives à l'heure, la durée des activités, la localisation des activités ... Cet article ne considère à ce jour que l'analyse des activités.

	id	evenement
	_filtre	_filtre
1	1	PETIT_DEJEUNER
2	2	DEJEUNER
3	3	COLLATION_JOUR
4	4	DINER
5	5	GRANDE_HYGIENE
6	6	LAVAGE_MAIN
7	7	LONG_WC
8	8	PETIT_WC
9	9	DEPART_AUTO
10	10	RETOUR_AUTO
11	11	SHORT_SLEEP
12	12	LONG_SLEEP

Fig. 1. Liste des activités

B. Le modèle de Markov

Le modèle de Markov [12] est un modèle statistique composé d'états, de transitions et de sorties. Il permet de modéliser des données ordonnées. Il est ainsi possible de modéliser des données à un instant donné en tenant compte des données antérieures. La probabilité de transition vers un état ne dépend que de l'état actuel et non des états rencontrés précédemment. Ses applications principales sont l'apprentissage statistique, la prédiction ou la reconnaissance de similitude ou les tendances de suites de données. La figure 2 illustre un modèle à 3 états $\{E1, E2, E3\}$ dont les transitions entre les états ont été établis grâce à des données collectées.

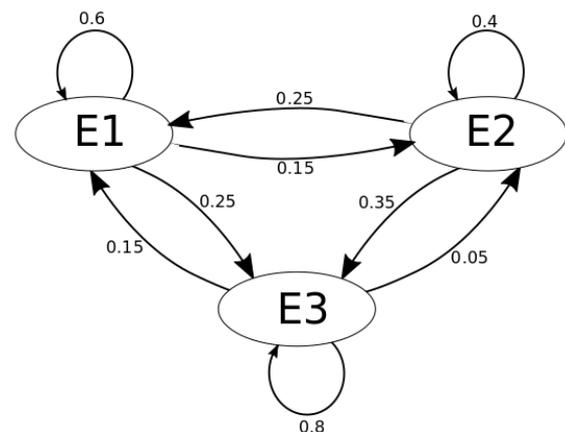


Fig. 2. Modèle de Markov

Pour chaque état, la somme des probabilités de transition vers les autres états, y compris vers lui-même doit être égale à 1. Ce modèle permet donc de déterminer la probabilité d'une séquence d'états à partir d'un état initial. Par exemple la probabilité de la séquence E2, E2, E3 sera la probabilité de la séquence E2, E3 sachant E2, soit :

$$\begin{aligned}
 P(E2, E3|E2) &= P(E2|E2).P(E3|E2, E2) \\
 &= P(E2|E2).P(E3|E2) = 0.4 * 0.35 \\
 &= 0.14
 \end{aligned}$$

C. Le modèle de Markov caché

Un modèle de Markov caché (HMM) est un modèle statistique dans lequel les états sont cachés (cf figure 3). Chaque état peut émettre une sortie qui est observable. Si on reprend le modèle précédent, chaque état émet un ensemble de k sorties {S1, S2, ..., Sk} observables avec chacune une probabilité P(Sj|Ei) avec 1 ≤ i ≤ 3 et 1 < j < k.

Le modèle de Markov simple permet, après initialisation des paramètres, de calculer les probabilités de nouvelles séquences d'états mais est incapable de quantifier toute anomalie de ces séquences et de les qualifier selon une échelle de normalité. Un HMM paramétré permet d'évaluer une séquence d'observation en calculant sa probabilité d'observation. Il peut également permettre de trouver une séquence d'état maximisant une séquence d'observation. Enfin, il est possible d'entraîner un HMM en maximisant la probabilité de séquences d'observation choisies de manière pertinente pour l'utilisation que l'on va en faire.

Tous ces problèmes (évaluation, décodage, entraînement) ont été solutionnés par l'utilisation d'algorithmes bien connus comme les algorithmes Forward, Viterbi et Forward-Backward qui seront présentés ultérieurement.

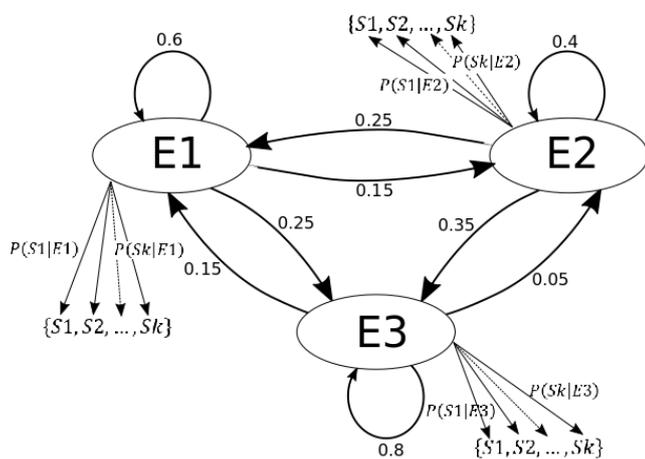


Fig. 3. Modèle de Markov caché

D. Application à la détection d'anormalité de séquences d'activités

Le HMM peut être utilisé pour résoudre notre problème de qualification des séquences d'activités journalières de la personne dépendante. En effet, ces séquences d'activités {A1, A2, ..., Ak} peuvent constituer les séquences d'observations

du HMM. Les états cachés du HMM seront des étiquettes qualifiant la normalité de la séquence d'activités. Nous avons choisi dans un premier temps trois étiquettes : « Normale », « Anormale », « Critique ». A partir d'un modèle paramétré, il sera alors possible de calculer la probabilité d'une séquence d'états. A l'aide de l'algorithme de Viterbi, il sera également possible de retrouver la séquence d'états cachés qui correspond le mieux à une séquence d'observations, donc d'activités. Cette succession d'étiquettes permettra une analyse des anomalies plus fine qu'un calcul unique de vraisemblance.

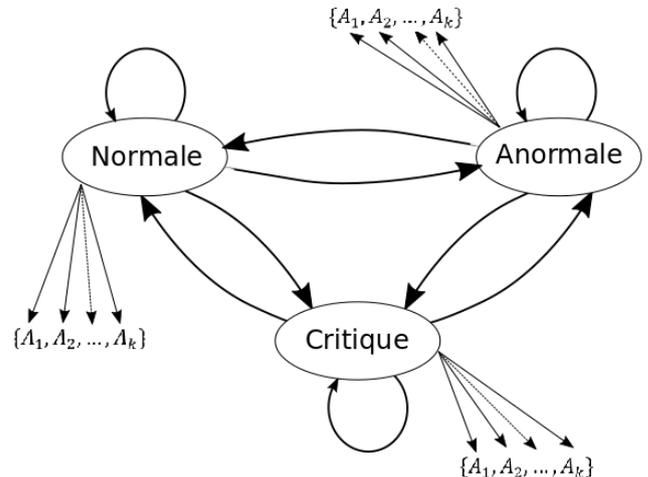


Fig. 4. Modèle pour la détection de la normalité des activités

E. Implémentation de l'HMM

Les modèles de Markov cachés peuvent résoudre trois problématiques :

- 1) Evaluation : Calcul de la probabilité d'une séquence d'observations donnée.
- 2) Décodage : Etant donnée une séquence d'observations, le calcul de la séquence des états cachés la plus probable.
- 3) Apprentissage : Ajustement des paramètres du modèle à des séquences successives d'observation.

Le premier et le deuxième problème peuvent être résolus grâce aux algorithmes de la programmation dynamique comme l'algorithme Viterbi et l'algorithme Forward-Backward. Quant au dernier, pour le résoudre, on peut faire appel à l'algorithme de maximisation itérative connu sous le nom de l'algorithme Baum-Welch.

1) Viterbi

Cet algorithme [13] permet de trouver la meilleure séquence d'états pour une séquence d'observations et un modèle donné. Viterbi consiste à calculer la probabilité de génération comme pour résoudre le problème d'évaluation suivant tous les chemins possibles, et de choisir parmi ces chemins, celui qui a la probabilité la plus élevée.

2) Algorithme Forward-Backward

L'algorithme Forward-Backward [14] commence par effectuer un calcul évolutif des probabilités, un calcul « en avant », qui donne la probabilité d'obtenir n premières observations dans une séquence donnée, en terminant dans chaque état possible du modèle de Markov. Il permet de filtrer en ligne des probabilités qui évoluent au cours du temps. Il effectue également ensuite un calcul qui représente la probabilité d'obtenir les autres observations ultérieures à un état initial. Ces deux ensembles de probabilités peuvent être combinés pour obtenir à tout instant la probabilité de l'état caché, sachant la séquence totale des événements observés. L'algorithme forward-backward peut donc être utilisé afin de trouver les états les plus probables pour un modèle de Markov à n'importe quel instant.

3) Baum-Welch

L'algorithme de Baum-Welch [15] est un algorithme à apprentissage. Etant donné un ensemble de séquences d'observations O et un modèle initial λ , l'algorithme de Baum-Welch réestime les paramètres du modèle afin d'augmenter la vraisemblance de génération de O . Baum-Welch utilise l'algorithme Forward ainsi que l'algorithme Backward afin de diminuer la complexité du calcul.

Dans notre cas, il est fait appel à l'algorithme Baum-Welch pour estimer les paramètres de notre HMM ; Les probabilités d'émission, la matrice de transition et la distribution initiale. Nous obtenons ainsi notre modèle λ à partir des séquences d'activités type l'utilisateur. L'algorithme Viterbi nous permettra par la suite de repérer les séquences qui peuvent être générées par notre modèle. Cette partie concerne la détection des anomalies d'une séquence à partir de λ . Baum-Welch réestime par la suite les paramètres du modèle pour l'étape de l'apprentissage pour le traitement des étapes postérieures.

III. RESULTATS EXPERIMENTAUX

A. Données utilisées

Le traitement de données issues de la supervision de personnes en situation réelles sera bien la valeur ajoutée de notre travail. La box domotique est installée chez de nombreuses catégories de personnes en perte d'autonomie. Cette diversité de cas nous offre une multitude de possibilités pour valider le système, que ce soit dans la phase d'apprentissage ou dans la phase d'analyse des séquences. Il faudra bien entendu veiller au consentement des personnes dans l'utilisation de leurs données personnelles.

La figure 5 montre un exemple de séquence d'activités générée par une personne. Nous sommes dans une étape pour laquelle nous testons nos algorithmes à l'aide de d'outils disponibles sous MATLAB. Les différentes étapes sont testées en soumettant au système des séquences d'apprentissage correspondant aux habitudes de vie d'un cas particulier qu'on a imaginé. On injecte ensuite des séquences perturbées pour observer le résultat d'évaluation donné par le système.

'Wed Jul 10 2019; 08:26:04'	'PETIT_WC'
'Wed Jul 10 2019; 08:36:17'	'PETIT_DEJEUNER'
'Wed Jul 10 2019; 08:43:04'	'LAVAGE_MAIN'
'Wed Jul 10 2019; 08:57:09'	'GRANDE_HYGIENE'
'Wed Jul 10 2019; 09:39:13'	'PETIT_WC'
'Wed Jul 10 2019; 10:39:14'	'GRANDE_HYGIENE'
'Wed Jul 10 2019; 10:41:38'	'PETIT_WC'
'Wed Jul 10 2019; 10:53:51'	'DEPART_AUTO'
'Wed Jul 10 2019; 14:24:02'	'RETOUR_AUTO'
'Wed Jul 10 2019; 15:24:06'	'LAVAGE_MAIN'
'Wed Jul 10 2019; 15:35:41'	'PETIT_WC'
'Wed Jul 10 2019; 15:41:27'	'DEPART_AUTO'
'Wed Jul 10 2019; 19:02:26'	'RETOUR_AUTO'
'Wed Jul 10 2019; 19:12:41'	'DINER'
'Wed Jul 10 2019; 19:15:59'	'LAVAGE_MAIN'
'Wed Jul 10 2019; 21:57:01'	'GRANDE_HYGIENE'

Fig. 5. Exemple de séquence d'activités d'une journée

B. Scénario de l'utilisateur

Dominique est âgée de 66ans. Elle est veuve depuis 3 ans et vit donc seule depuis. Durant ces 3 années, Dominique adopte une routine de vie assez stable. Elle se lève le matin et va généralement directement aux WC. Elle fait ensuite sa toilette puis va s'habiller dans sa chambre. Elle prend ensuite son petit déjeuner puis retourne aux WC. Au milieu de la matinée, elle sort de son appartement pour aller se promener pendant une heure. A son retour elle va quelquefois aux WC avant de déjeuner. Après le repas, elle va se reposer dans sa chambre. Vers 16h00, elle a pris l'habitude de goûter. Le soir elle dine puis va se coucher vers 22h30 après s'être préparée pour la nuit.

Suite à la présentation des spécificités de la routine de Dominique, on peut présenter une séquence d'activités qui décrit parfaitement sa journée habituelle en utilisant les étiquettes de notre base de données.

PETIT_WC – GRANDE_HYGIENE – SHORT_SLEEP¹ – PETIT_DEJEUNER – LONG_WC – LAVAGE_MAIN² – DEPART_AUTO – RETOUR_AUTO – PETIT_WC – DEJEUNER – SHORT_SLEEP – COLLATION_JOUR – PETIT_WC – DINER – LAVAGE_MAIN³ – SHORT_SLEEP – LONG_SLEEP.

Etant donnée la journée type de Dominique, une séquence reste normale même si par exemple elle ne prend son petit déjeuner qu'après s'être changée, ou ne sort pas de la journée. Par contre, si elle ne mange pas de toute la journée ou passe toute la journée dans son lit par exemple, ceci peut être alarmant.

C. Evaluation

Afin d'évaluer notre système de traitement des séquences d'activités et de détection d'anomalies, nous concevons notre modèle en suivant les étapes simplifiées suivantes :

- On initialise les paramètres de notre modèle HMM à partir des séquences d'activités normales,

¹ S'habiller.

² Se préparer pour sortir.

³ Se préparer avant de se coucher

- On injecte des séquences estimées normales et d'autres anormales pour tester l'évaluation du système,
- Après le calcul des logarithmes de vraisemblance ainsi que le seuil sur lequel se base l'évaluation, les résultats sont représentés graphiquement (cf. figure 6).

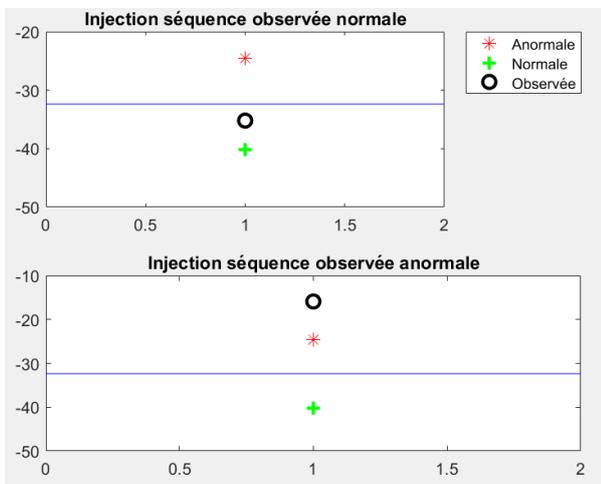


Fig. 6. Evaluation des séquences par le système.

IV. CONCLUSION

Cette première étape du projet consistait à choisir, s'appropriier et valider les outils qui nous semblent les plus pertinents pour évaluer in situ les séquences d'activités données quotidiennement par la box. Les algorithmes ont été adaptés au format des données de la box. Un essai d'injection de séquences dites normales a été effectué pour initialiser le modèle. Un essai d'évaluation a également été effectué pour des situations considérées comme normales et anormales. Il faut maintenant passer à l'étude de plusieurs cas concrets à partir de données de terrain. Pour cela il faut planifier une période d'entraînement sur plusieurs semaines pour ensuite commencer l'évaluation des séquences d'activités. Une adaptation par rapport aux profils des personnes testées (pathologies, disposition de l'appartement, ...) sera à chaque fois nécessaire. Le modèle pourra par la suite être enrichi par des considérations liées à la localisation des personnes ou en tenant plus spécifiquement compte de la temporalité des activités.

REFERENCES

- [1] J. Augusto, P. MacCullagh, V. McClelland et J.-A. Walkden, «Enhanced Healthcare Provision Through Assisted Decision-Making in a Smart Home Environment,» 2007.
- [2] K. Bouchard, «Unsupervised Spatial Data Mining For Human Activity,» chez *IEEE International Conference on Data Mining Workshop*, Atlantic City, USA, 2014.
- [3] S. Zolfaghari et M. R. Keyvanpour, «Smart Activity Recognition Framework in Ambient Assisted Living,» chez *Computer Science and Information Systems*, Gdansk, poland, 2016.
- [4] Y. Y. Serge Thomas Mickala Bourobou, «User Activity Recognition in Smart homes using Pattern,» *Sensors*, vol. 15, pp. 11953-11971, 2015.
- [5] L. Gillani Fahad, AsifullahKhan et M. Rajarajan, «Activity recognition in smart homes with self verification of assignments,» *Neurocomputing*, vol. 149, pp. 1286-1298, 2015.
- [6] L. Wang, T. Gub, X. Taao et J. Lua, «A hierarchical approach to real-time activity recognition in body,» *Pervasive and Mobile Computing*, vol. 8, pp. 115-130, 2012.
- [7] M. B. Abidine, L. Fergani et B. Fergani, «Improving Human Activity Recognition in Smart Homes,» *International Journal of E-Health and Medical Communications (IJEHMC)*, pp. 19-37, 2015.
- [8] M. Sumit, E. Aghayi, N. Moein, H. Memarzadeh-Tehran, M. Tapas, P. Zhibo et M. Deen, «Smart Homes for Elderly Healthcare: Recent Advances and Research Challenges,» *Sensors*, vol. 17, p. 2496, 2017.
- [9] T. Pulkkinen, Y.-S. Son, J. Lee, Y-H Lee, M. Sallinen et J.-H. Park, «Progressive Monitoring and Treatment Planning of Diabetes Mellitus in Smart Home Environment,» 2013.
- [10] A. Karakostas, L. Lazarou, G. Meditskos, T. G. Stavropoulos et L. Kompatsia, «Supporting Cognitive Skills of People Suffering from Dementia through a Sensor-based System,» 2015.
- [11] A. R. M. Forkan, I. Khalil, Z. Tari et Foufou Sebti, «A context-aware approach for long-term behavioural change detection,» *Pattern Recognition*, vol. 48, pp. 628-641, 2014.
- [12] L. Rabiner, «A tutorial on hidden Markov models and selected,» *Proc. IEEE*, p. 257-285, 1989.
- [13] J. G. David Fortney, «The Viterbi Algorith,» *proceeding of the IEEE*, vol. 61, 1973.
- [14] S. David, M. A. Ferrer, C. M. Travieso et J. B. Alonso, «GpdsHMM: A hidden Markov model toolbox in the matlab environment,» *CSIMTA, Complex Systems Intelligence and Modern*, pp. 476-479, 2004.
- [15] Welch et R. Lloyd, «Hidden Markov Models and the Baum-Welch Algorithm,» *IEEE Information Theory Society Newsletter*, vol. 53, 2003.
- [16] M. Botros, «Supervised Learning in Human Activity Recognition based on Multimodal Body Sensing,» 2017.
- [17] J. K. Wong, J. Leung, M. Skitmore et L. Buys, «Technical requirements of age-friendly smart home technologies in high-rise residential buildings: A system intelligence analytical approach,» *Elsevier*, vol. 73, pp. 12-19, 2017.

Mesure déportée de signaux physiologiques

Vers une estimation de la pression sanguine par caméra

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui, Alain Pruski
LCOMS, université de Lorraine
 7 rue Marconi, 57070 Metz, France
 frederic.bousefsaf@univ-lorraine.fr

Djamaledine Djeldjli, Fethi Berekci-Reguig
Laboratoire de Génie Biomédical
 Université de Tlemcen
 13000 Tlemcen, Algérie

Résumé—Désignées par l’OMS comme étant la première cause de mortalité dans le monde, les pathologies respiratoires ou cardiovasculaires sont responsables de près de la moitié des maladies invalidantes. Différentes technologies permettent désormais de mesurer signaux physiologiques et fonctions vitales sans qu’aucun contact avec la personne ne soit nécessaire. Les caméras bas coût et les webcams en sont un parfait exemple : elles permettent d’évaluer l’état de l’appareil cardiovasculaire en vue du diagnostic de pathologies relatives au cœur ou aux vaisseaux sanguins. Nous proposons, dans cet article, une méthodologie consistant à mesurer un ensemble de caractéristiques biomédicales à partir de vidéos délivrées par une caméra. L’analyse est effectuée sur le visage de la personne par une observations des fines variations de couleur qui apparaissent à chaque fois que le cœur bat et envoie du sang dans le corps. Différents paramètres relatifs à la pression sanguine et à la rigidité des artères sont étudiés et validés à partir de capteurs de référence en contact. 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, traitement des images et du signal, technologies sans contact, activité cardiovasculaire, pression sanguine

I. INTRODUCTION

L’OMS désigne les maladies cardiovasculaires comme étant la première cause de mortalité dans le monde [1]. Ces pathologies et leurs risques s’accroissent avec le vieillissement en raison de la prévalence élective dans les tranches d’âge les plus élevées de la population. Les pathologies respiratoires ou cardiovasculaires sont responsables de près de la moitié des maladies invalidantes. Les personnes en situation de handicap (en particulier dans le cas de déficience motrice) sont plus sujettes à des pathologies d’origine cardiovasculaire comparées aux personnes sans handicap [2]. Une tension artérielle élevée en est un exemple typique.

Dans ce contexte, la mesure de données physiologiques et médicales à distance correspond à une solution d’intérêt : elle permet aux personnes d’effectuer des mesures fréquentes de leurs fonctions vitales, favorisant ainsi le diagnostic précoce ou un meilleur suivi de la ou des pathologies. Idéalement, les mesures déportées doivent être prises de manière non-invasive ; sans instrumentation supplémentaire ou spécifique ; sans contact, de préférence par le biais des caméras embarquées dans les systèmes mobiles. 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).

Différentes 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 (pâches adhésifs à placer sur la peau, câbles...) tout en améliorant le confort d’utilisation. D’un point de vue médical, une utilisation continue des éléments en contact peut entraîner des irritations voire des infections, notamment sur des peaux sensibles (personnes brûlées par exemple).

Les caméras et webcams sont des technologies qui permettent de mesurer un ensemble de signaux physiologiques liés à l’activité cardiaque et vasculaire [4]–[7]. Le principe repose sur la photopléthysmographie et consiste à observer les variations de couleur sur la peau du visage pour en extraire les fluctuations périodiques du volume sanguin, délivrant ainsi un

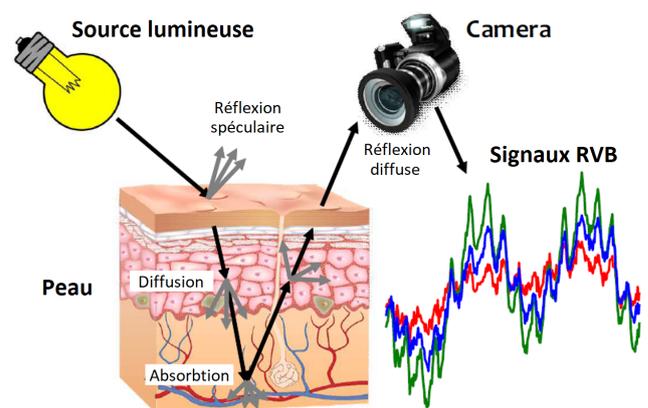


FIGURE 1: La photopléthysmographie consiste à mesurer les variations de l’absorption de lumière par les vaisseaux sanguins via une caméra. Les signaux formés (un par composante colorimétrique du capteur) traduisent les évolutions du volume sanguin à chaque battement cardiaque. Figure extraite de [3].

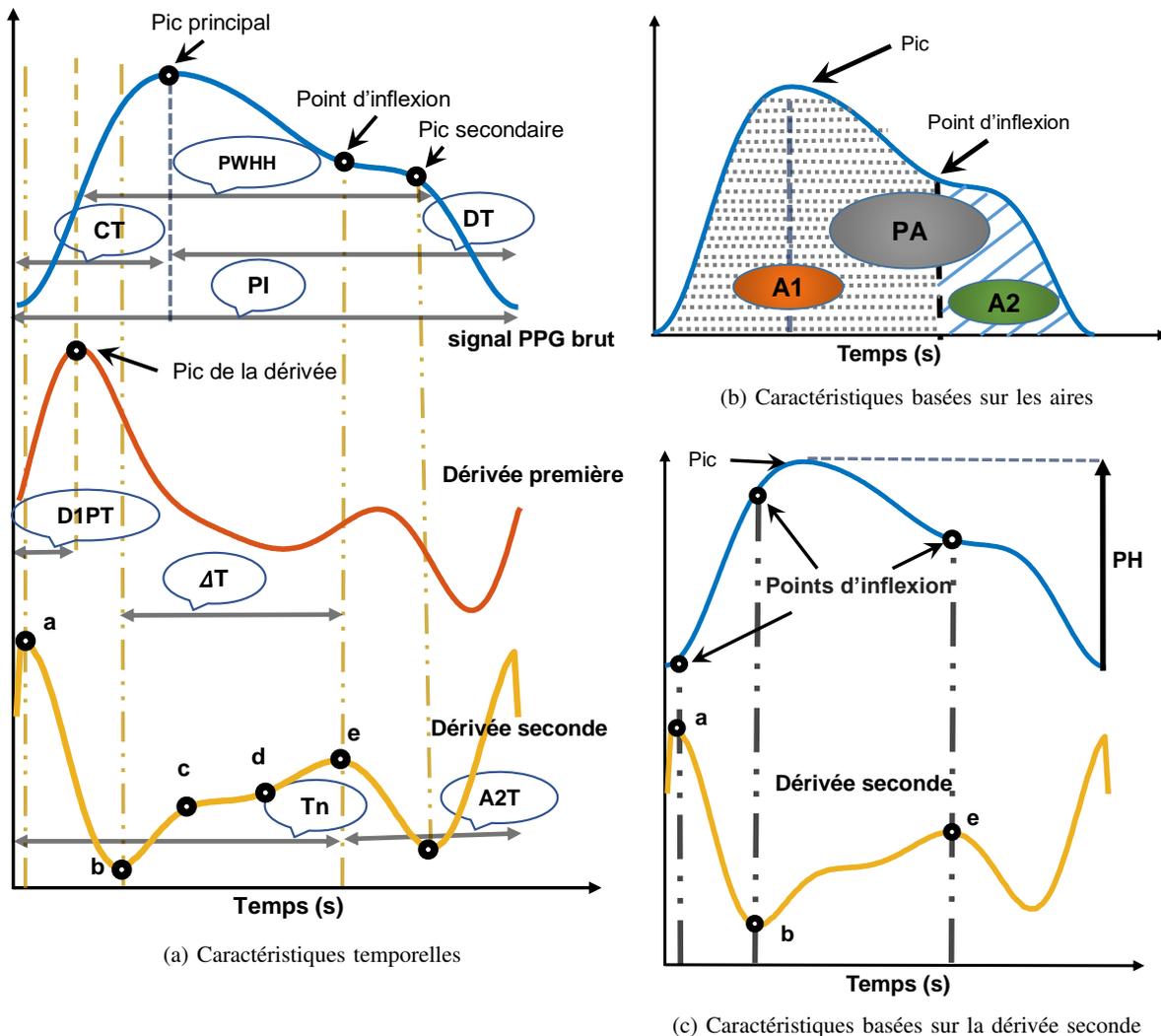


FIGURE 2: Présentation des caractéristiques pouvant être calculées à partir d'une onde PPG. Ces paramètres sont regroupés en trois catégories distinctes.

signal proche de l'onde de pouls. Un ensemble de paramètres physiologiques peuvent être calculés à partir de ce signal [8]–[12].

Nous proposons dans cet article une méthode permettant d'estimer à partir de vidéos délivrées par une caméra un ensemble de caractéristiques biomédicales liées à la pression sanguine et à la rigidité des artères. Nous présentons en section II les principes de mesure de l'activité cardiovasculaire par caméra. Un résumé des différents paramètres pouvant être extraits d'un signal photopléthysmographique ainsi que leur interprétation physiologique est présenté en section III. La section IV est dédiée à la présentation de la méthode. Les étapes de traitement du signal et des images permettant d'analyser la vidéo, former le signal PPG et estimer les différents paramètres biomédicaux sont présentées. Enfin, les résultats et perspectives qui se dégagent de cette recherche sont exposées en dernière section.

II. MESURE DE LA PHOTOPLÉTHYSMOGRAPHIE

La PhotoPléthysmoGraphie (PPG) repose sur un principe particulier : le sang absorbe plus de lumière que les tissus physiologiques tels que la peau [7]. Ainsi, la PPG correspond à la mesure des variations du volume sanguin par l'absorption et réflexion de la lumière (Fig. 1). Ces fluctuations de volume sont entraînées à chaque battement cardiaque (le volume croît lors de la contraction et décroît lorsque le muscle cardiaque se relâche).

Les premières études portant sur la mesure de la PPG par caméra ont été introduites en 2008 par Verkruysse et al. [13]. 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.

Ce processus, répété pour chacune des trames, permet de transformer une vidéo RVB en trois vecteurs (Fig. 1) qui contiennent différentes informations physiologiques [9]–[11] 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 [8] afin de réduire le bruit et les artefacts de mesure les plus marqués.

Le choix des régions d'intérêt du visage retenu pour la mesure de la PPG est un paramètre fondamental [5], [13]. Une étape de pré-segmentation de certaines parties du visage [12] ou de l'ensemble des pixels de la peau [8] 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. La PPG par caméra a néanmoins été exploitée de manière très soutenue ces dernières années [7].

III. CARACTÉRISTIQUES DE LA FORME D'ONDE PPG

Il est proposé, dans cette section, un résumé des différentes caractéristiques pouvant être extraites d'un signal PPG tout en présentant leur signification physiologique. Plusieurs facteurs peuvent affectés une onde PPG. La fréquence cardiaque est par exemple directement corrélée à la largeur de l'onde tandis que les modifications des propriétés hémodynamiques (conditions mécaniques de la circulation sanguine) entraînent des distorsions dans le profile de la forme d'onde [14]. Il est en général difficile de détecter les variations de forme d'une onde PPG en analysant le signal brut. D'autres représentations, telle que la dérivée seconde du signal, sont utilisées pour faciliter l'analyse de la forme d'onde [15]. Les paramètres pouvant être extraits d'une onde PPG sont présentés en figure 2. Elle sont basées sur des caractéristiques temporelles, basées sur les aires et basées sur les dérivées et amplitudes du signal.

A. Caractéristiques temporelles

Ces caractéristiques sont présentées en figure 2a. Le paramètre *Crest Time* (CT) correspond au temps entre le démarrage (première vallée de l'onde) et le pic principal [16]. Le paramètre est un marqueur utile dans la classification de maladies cardiovasculaires. CT augmente avec l'âge, proportionnellement à l'artériosclérose (épaississement et durcissement des artères). Le *Diastolic Time* (DT) correspond au temps compris entre le pic principal et la fin de l'onde. Ce paramètre évolue avec la pression artérielle.

Le *Pulse Interval* (PI) correspond au temps total de l'onde (entre les deux vallées). Ce paramètre permet d'estimer la fréquence cardiaque. Le rapport entre PI et l'amplitude de l'onde donne des informations sur les propriétés du système cardiovasculaire.

ΔT correspond au temps compris entre le pic principal et le pic secondaire ou, en l'absence d'un pic secondaire, entre les points d'inflexion calculés à partir de la dérivée seconde.

En corrélation avec l'augmentation de la rigidité des artères, ΔT diminue avec l'âge [14].

Le *Dicrotic Notch Time* (T_n) est le temps compris entre le démarrage de l'onde et le point d'inflexion. A2T correspond au temps compris entre le point d'inflexion et la fin de l'onde. Ces deux paramètres sont des indicateurs corrélés à la pression artérielle [14].

Pulse Width at Half Height (PW_{HH}) est le temps égale à la largeur de l'onde à mi-hauteur. Ce paramètre est corrélé à la résistance systémique vasculaire et à la pression sanguine. Le paramètre *First Derivative Peak Time* (D1PT) correspond au temps compris entre le début de l'onde et le pic de la dérivée première de cette dernière. D1PT fait partie des paramètres utilisés pour estimer la pression artérielle [17].

B. Aires

Les paramètres basés sur les aires sont présentés en figure 2b. Le paramètre *Pulse Area* (PA) correspond à l'aire totale de l'onde PPG. La résistance périphérique et l'élasticité des vaisseaux sanguins modifient ce paramètre [16]. L'Aire 1 (A1) est l'aire calculée entre le début de l'onde et le point d'inflexion. Elle reflète les caractéristiques relatives à la phase systolique (contraction du cœur). L'Aire 2 (A2) est calculée entre le point d'inflexion et la fin de l'onde. Le paramètre

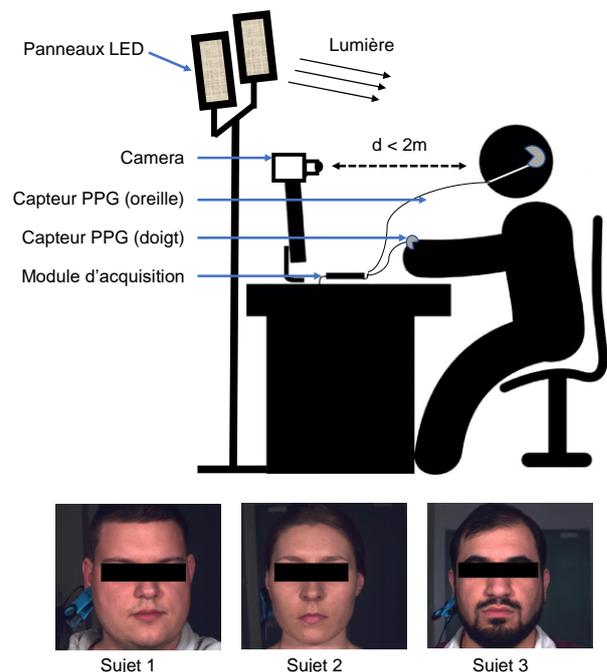


FIGURE 3: Protocole expérimental. Le participant est placé devant la caméra à une distance d'approximativement 1 mètre. Deux capteurs en contact enregistrant les signaux PPG de référence sont placés au doigt et à l'oreille. La lumière artificielle est contrôlée par deux panneaux LED dont la couleur et l'intensité lumineuse sont ajustables.

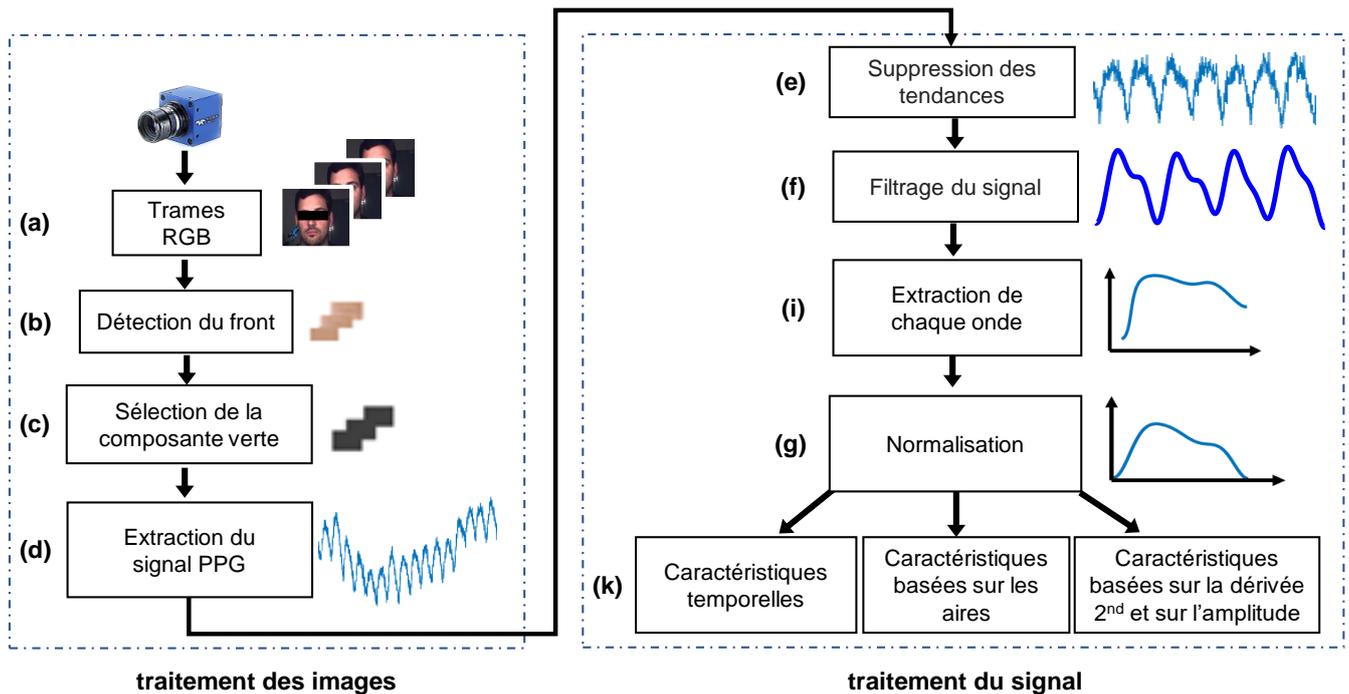


FIGURE 4: Vue d'ensemble de la méthode proposée. Le signal PPG est tout d'abord calculé à partir du flux vidéo. Seule la région du front est retenue car intéressante dans le contexte de la mesure de la PPG sur le visage. Le signal est filtré et les différentes caractéristiques relatives à la forme d'onde sont ensuite extraites.

reflète les propriétés de la phase diastolique (relaxation du cœur). Sa valeur est liée à l'élasticité des artères.

C. Dérivée seconde et amplitude

Les caractéristiques relatives à l'amplitude de l'onde et à sa dérivée seconde sont présentées en figure 2c. Pulse Height (PH) correspond à l'amplitude du pic principal. Le paramètre reflète les performances du ventricule gauche ainsi que le volume d'éjection systolique (volume de sang que le cœur éjecte à chaque battement). Une valeur importante de ce paramètre peut traduire une pression artérielle élevée voire d'autres pathologies (hyperthyroïdie, fièvre, anémie, anxiété). Au contraire, une valeur faible peut être signe d'une pression artérielle faible voir d'hypothyroïdie [18].

Le rapport b/a correspond au rapport des amplitudes du point b sur le point a (Fig. 2c). Ce rapport reflète la rigidité des artères et augmente avec l'âge [15]. De la même manière, le rapport e/a correspond au rapport entre les amplitudes du point e sur le point a . Le paramètre diminue avec l'âge.

IV. MÉTHODES

A. Protocole expérimental

12 volontaires âgés entre 20 et 35 ans ont participé à l'étude. Les participants sont des deux genres et présentent des couleurs de peau différentes. Un formulaire de consentement est rempli avant le début de chaque expérience. Les volontaires sont assis sur une chaise à une distance de 1 mètre

de la caméra (Fig. 3). Deux capteurs en contact permettant de mesurer les signaux PPG de référence sont placés sur l'oreille droite et sur l'index de la main droite. Ces capteurs sont placés sur deux zones différentes pour pouvoir observer l'effet du site de mesure sur la forme d'onde du signal PPG. Pendant l'enregistrement, il était demandé aux personnes de respirer normalement pendant 60 secondes puis de retenir leur respiration aussi longtemps que possible. Retenir sa respiration engendre des modifications physiologiques significatives. Les résultats seront catégorisés selon ces deux expériences : RNC pour Respiration Non Contrôlée et MR pour Maintien de Respiration.

Un caméra rapide (caméra couleur EO-2223C, Edmund Optics) a été utilisée. Les vidéos ont été enregistrées avec une résolution de 640×480 pixels à une fréquence de 125 images par seconde. Chaque pixel est encodé sur 24 bits (8 bits pour chaque canal couleur rouge, vert et bleu). Les vidéos ont été sauvegardées sous la forme d'images bmp sans compression. Les expériences ont été conduites dans une pièce noire avec pour seules sources de lumière deux panneaux LED NL480 de chez Neewer. L'intensité lumineuse a été fixée à 80 % d'un maximum de 3360 lux/m et la température de la couleur à 3750 K. Les paramètres automatiquement régulés par la caméra (exposition et balance des blancs) ont été désactivés car il peuvent introduire des artefacts importants dans le signal PPG [8]. Les signaux de référence ont été enregistrés par deux capteurs PPG en contact BVP-Flex/Pro (Thought Technologies

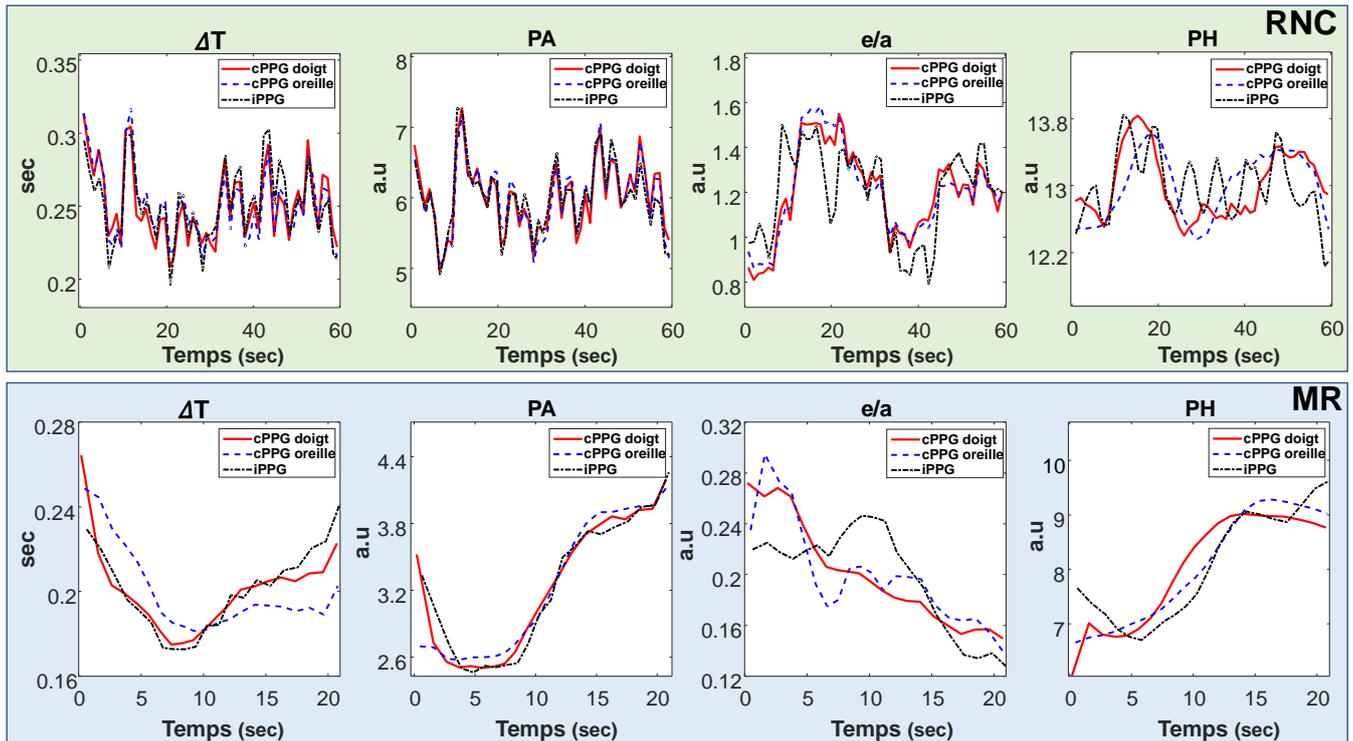


FIGURE 5: Présentation d'un paramètre pour chacune des catégories de caractéristique (temporelle, aire, dérivée et amplitude). Ces données sont extraites du participant #1. Ligne du haut : résultats pendant une respiration non contrôlée (RNC) où peu de modifications physiologiques sont présentes. Ligne du bas : résultats pendant un maintien de respiration (MR). Cette expérience permet de modifier temporairement la pression sanguine artérielle, ce qui entraîne des modifications de la forme d'onde.

Ltd.) à une fréquence de 256 Hz. Les signaux recueillis ont été analysés avec le logiciel MATLAB (The MathWorks, Inc.).

B. Extraction du signal PPG à partir de la vidéo

Nous proposons, pour analyser les caractéristiques de la forme d'onde présentées en section III, une méthode combinant différentes opérations de traitement d'images et du signal.

La position du visage ainsi qu'un ensemble de 68 marqueurs faciaux d'intérêt (nez, joues, sourcils...) sont automatiquement localisés dans l'image [19]. Ces marqueurs sont ensuite utilisés pour isoler le front, zone particulièrement intéressante dans le cadre de l'observation de la PPG à partir d'une vidéo du visage [12]. Ces étapes sont assurées par les bibliothèques de traitement d'images OpenCV et Dlib. Les coordonnées des marqueurs sont moyennées sur 30 trames successives afin d'augmenter la stabilité de la détection.

Le canal vert est utilisé pour former le signal PPG à partir d'une simple moyenne spatiale sur les intensités lumineuses des pixels contenus dans la région d'intérêt du front [13]. Ce procédé est appliqué sur une suite de n trames, ce qui permet de générer un vecteur (signal) de n scalaires (points). La figure 4 présente un exemple de signal PPG calculé à partir d'une séquence d'images.

Les signaux PPG sont ensuite traités : le bruit et les tendances basses fréquences sont supprimés à l'aide de différents

filtres [8]. Un rééchantillonnage à 256 Hz est ensuite appliqué afin que les signaux tirés de la caméra puissent être comparés à ceux de référence en contact.

C. Calcul des caractéristiques

Les signaux PPG de références en contact (dénommés cPPG) ainsi que ceux calculés à partir des images (dénommés iPPG) suivent le même processus d'analyse : les vallées du signal sont automatiquement détectées pour pouvoir séparer le signal onde par onde. Les caractéristiques temporelles, basées sur les aires et basées sur les dérivées et amplitudes sont ensuite calculées (voir section III). Afin d'améliorer la stabilité des caractéristiques, 10 ondes successives ont été moyennées à l'aide d'une fenêtre glissante. Les tendances des ondes sont ensuite supprimées et chaque onde est rééchantillonnée sur 256 points. Un ensemble de caractéristiques dépend du point d'inflexion. Ce dernier est détecté à partir de la dérivée seconde du signal (point e sur la Fig. 2a).

V. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Un extrait de certaines caractéristiques calculées sur les signaux du participant #1 est présenté en figure 5. Ces résultats montrent la concordance et la bonne corrélation entre les paramètres calculés à partir des images (iPPG) et ceux calculés à partir des capteurs en contact (cPPG). Cette figure permet d'apprécier la pertinence des mesures par caméra et

TABLE I: Analyse statistique : corrélations de Pearson entre les différentes techniques de mesure. Les valeurs p sont $< 10^{-4}$.

(a) Caractéristiques temporelles

Caractéristique	Expérience	cPPG _{oreille} vs iPPG	cPPG _{doigt} vs iPPG	cPPG _{oreille} vs cPPG _{doigt}
PI	RNC	0.93 ± 0.05	0.89 ± 0.09	0.96 ± 0.09
	MR	0.90 ± 0.07	0.84 ± 0.14	0.90 ± 0.13
PWHH	RNC	0.81 ± 0.12	0.56 ± 0.33	0.63 ± 0.36
	MR	0.73 ± 0.17	0.52 ± 0.29	0.54 ± 0.46
TDP1	RNC	0.78 ± 0.11	0.73 ± 0.13	0.74 ± 0.17
	MR	0.73 ± 0.09	0.70 ± 0.33	0.73 ± 0.27
T2A	RNC	0.88 ± 0.06	0.82 ± 0.14	0.91 ± 0.15
	MR	0.84 ± 0.11	0.78 ± 0.13	0.90 ± 0.09
TN	RNC	0.85 ± 0.08	0.75 ± 0.15	0.84 ± 0.18
	MR	0.81 ± 0.10	0.66 ± 0.19	0.80 ± 0.18
ΔT	RNC	0.80 ± 0.11	0.64 ± 0.17	0.80 ± 0.20
	MR	0.78 ± 0.14	0.57 ± 0.19	0.66 ± 0.23
CT	RNC	0.79 ± 0.11	0.67 ± 0.26	0.76 ± 0.27
	MR	0.79 ± 0.13	0.62 ± 0.35	0.78 ± 0.22
DT	RNC	0.92 ± 0.05	0.88 ± 0.10	0.95 ± 0.10
	MR	0.90 ± 0.07	0.84 ± 0.12	0.90 ± 0.12

(b) Caractéristiques basées sur les aires

Caractéristique	Expérience	cPPG _{oreille} vs iPPG	cPPG _{doigt} vs iPPG	cPPG _{oreille} vs cPPG _{doigt}
PA	RNC	0.75 ± 0.17	0.55 ± 0.34	0.61 ± 0.28
	MR	0.87 ± 0.17	0.88 ± 0.07	0.87 ± 0.11
A1	RNC	0.68 ± 0.15	0.46 ± 0.39	0.51 ± 0.32
	MR	0.81 ± 0.22	0.86 ± 0.09	0.85 ± 0.13
A2	RNC	0.68 ± 0.15	0.50 ± 0.34	0.67 ± 0.31
	MR	0.80 ± 0.15	0.78 ± 0.15	0.85 ± 0.12

(c) Caractéristiques basées sur les dérivées et amplitudes

Caractéristique	Expérience	cPPG _{oreille} vs iPPG	cPPG _{doigt} vs iPPG	cPPG _{oreille} vs cPPG _{doigt}
b/a	RNC	0.55 ± 0.26	0.14 ± 0.44	0.05 ± 0.42
	MR	0.72 ± 0.15	0.11 ± 0.50	0.14 ± 0.65
e/a	RNC	0.60 ± 0.18	0.33 ± 0.45	0.65 ± 0.36
	MR	0.67 ± 0.17	0.24 ± 0.56	0.48 ± 0.57
PH	RNC	0.22 ± 0.50	0.24 ± 0.42	0.28 ± 0.54
	MR	0.80 ± 0.20	0.83 ± 0.08	0.79 ± 0.29

montre que cette technologie accessible délivre des résultats significatifs, proches de ceux calculés à partir des références.

La figure 5 est complétée par une analyse sur tous les participants présentée dans le tableau I où les corrélations de Pearson entre les différentes méthodes de mesure (en contact et sans contact) sont présentées. Notons la bonne corrélation générale, même si quelques efforts dans le traitement du signal des ondes sans contact permettrait certainement d'améliorer d'avantage les performances. Les corrélations plus faibles méritent toutefois une attention particulière : prenons les paramètres A1 et b/a dont les mesures délivrées par le capteur en contact à l'oreille sont faiblement corrélées à celles calculées à partir des images (première colonne du tableau). La dernière colonne indique que la corrélation entre les deux capteurs de référence est tout autant voire plus faible. Cela nous permet de conclure que ces performances plus faibles ne sont pas forcément dues à la qualité de la méthode de traitement des signaux caméra mais plutôt à un phénomène lié au site de mesure lui-même. Nous retrouvons cet effet sur les paramètres e/a et PH, en particulier pour les expériences de respiration

non contrôlée (peu de variations de l'état physiologique). Ces hypothèses mériteraient évidemment d'être approfondies.

Les paramètres tirés de la forme d'onde sont en étroite relation avec la pression sanguine et la rigidité artérielle [14], [18]. Ceci permet d'envisager une détection précoce de l'hypertension ainsi que d'autres pathologies cardiovasculaires avec un moyen bas-cout et d'ores et déjà accessible. Dans le domaine du handicap, ces résultats sont tout autant pertinents, certaines pathologies cardiovasculaires apparaissant en moyenne plus fréquemment que chez les sujets sains [2].

RÉFÉRENCES

- [1] Organisation Mondiale de la Santé, "Plan d'action 2013-2020 pour la Stratégie mondiale de lutte contre les maladies non transmissibles."
- [2] A. Stevens, E. Courtney-Long *et al.*, "Hypertension Among US Adults by Disability Status and Type, National Health and Nutrition Examination Survey, 2001–2010," *Preventing chronic disease*, vol. 11, 2014.
- [3] W. Wang, "Robust and automatic remote photoplethysmography," PhD Thesis, Technische Universiteit Eindhoven, 2017.
- [4] A. Al-Naji, K. Gibson *et al.*, "Monitoring of Cardiorespiratory Signal : Principles of Remote Measurements and Review of Methods," *IEEE Access*, 2017.
- [5] M. Hassan, A. Malik *et al.*, "Heart rate estimation using facial video : A review," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 38, pp. 346–360, 2017.
- [6] F. Bousefsaf, C. Maaoui, and A. Pruski, "Remote sensing of vital signs and biomedical parameters : A review," *Modelling, Measurement and Control C*, vol. 79, no. 4, pp. 173–178, Dec. 2018.
- [7] S. Zaunseder, A. Trumpp *et al.*, "Cardiovascular assessment by imaging photoplethysmography—a review," *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, 2018.
- [8] F. Bousefsaf, C. Maaoui, and A. Pruski, "Continuous wavelet filtering on webcam photoplethysmographic signals to remotely assess the instantaneous heart rate," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, no. 6, pp. 568–574, 2013.
- [9] —, "Remote detection of mental workload changes using cardiac parameters assessed with a low-cost webcam," *Computers in biology and medicine*, vol. 53, pp. 154–163, 2014.
- [10] C. Maaoui, F. Bousefsaf, and A. Pruski, "Automatic human stress detection based on webcam photoplethysmographic signals," *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 16, no. 04, p. 1650039, 2016.
- [11] F. Bousefsaf, C. Maaoui, and A. Pruski, "Peripheral vasomotor activity assessment using a continuous wavelet analysis on webcam photoplethysmographic signals," *Bio-medical materials and engineering*, vol. 27, no. 5, pp. 527–538, 2016.
- [12] —, "Automatic Selection of Webcam Photoplethysmographic Pixels Based on Lightness Criteria," *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 37, no. 3, pp. 374–385, 2017.
- [13] W. Verkruysse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light," *Optics express*, vol. 16, no. 26, pp. 21 434–21 445, 2008.
- [14] M. Elgendi, "On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals," *Current cardiology reviews*, vol. 8, no. 1, pp. 14–25, 2012.
- [15] K. Takazawa, N. Tanaka *et al.*, "Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform," *Hypertension*, vol. 32, no. 2, pp. 365–370, 1998.
- [16] A. Wang, L. Yang *et al.*, "Quantification of radial arterial pulse characteristics change during exercise and recovery," *The Journal of Physiological Sciences*, vol. 68, no. 2, pp. 113–120, 2018.
- [17] M. S. Tanveer and M. K. Hasan, "Cuffless blood pressure estimation from electrocardiogram and photoplethysmogram using waveform based ANN-LSTM network," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 51, pp. 382–392, 2019.
- [18] E. von Wowern, G. Östling *et al.*, "Digital photoplethysmography for assessment of arterial stiffness : repeatability and comparison with applanation tonometry," *PloS one*, vol. 10, no. 8, p. e0135659, 2015.
- [19] V. Kazemi and J. Sullivan, "One millisecond face alignment with an ensemble of regression trees," in *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, 2014, pp. 1867–1874.

Implant cochléaire : effet du nombre de canaux et de leur chevauchement sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit.

Etude en simulation avec des sujets normoentendants.

P.A. Cucis^{1,2,3}, C. Berger-Vachon^{2,4}, R. Hermann^{1,2,3}, H. Thai-Van^{2,5,6}, S. Gallego^{2,7,8}, E. Truy^{1,2,3}

¹ Equipe IMPACT, Centre de Recherche en Neurosciences de Lyon, INSERM U1028, CNRS UMR5292, Bron ;

² Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne ;

³ Service d'ORL, chirurgie cervico-faciale et d'audiophonologie, Hôpital Edouard Herriot, Lyon ;

⁴ LBMC-IFSTTAR, Bron ;

⁵ Institut de l'audition, Institut Pasteur, Paris

⁶ Service d'audiologie et d'explorations otoneurologiques, Hôpital Edouard Herriot, Lyon ;

⁷ Laboratoire de Neurosciences Sensorielles et Cognitives (LNSC), CNRS UMR 7260, Marseille ;

⁸ Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation (ISTR Lyon 1), Lyon ;

cucis.pa@gmail.com

Résumé—L'implant cochléaire est, à l'heure actuelle, un dispositif incontournable pour la réhabilitation des surdités profondes. La stimulation des neurones du nerf auditif par les électrodes n'est pas d'une précision parfaite car chaque impulsion se diffuse dans la cochlée et introduit un phénomène de chevauchement. En utilisant la technologie « nofm », qui sélectionne les « n » canaux les plus énergétiques, on peut réduire l'impact qu'ont les électrodes les unes sur les autres.

A l'aide d'un vocodeur, nous avons simulé l'audition à travers un implant cochléaire chez des sujets normoentendants (n = 9) et nous avons étudié l'effet de « n » (4, 8, 12 et 16of20) en fonction de trois degrés de chevauchement (faible, moyen, fort) sur la compréhension de la parole dans le bruit (-3, 3 et 9 dB RSB). Toujours grâce au vocodeur, nous avons mesuré l'impact du chevauchement sur la sélectivité fréquentielle en mesurant des courbes d'accord psychoacoustiques.

Les résultats montrent un effet moyen significatif du rapport signal sur bruit ($p < 0,0001$), du degré de chevauchement ($p < 0,0001$) et du nombre de canaux sélectionnés, ($p = 0,029$). Plus particulièrement, le degré de chevauchement le plus élevé, diminue significativement l'intelligibilité ainsi que la sélectivité fréquentielle.

Nos résultats soulignent l'importance d'avoir une mesure du degré de chevauchement inter-canaux chez les personnes implantées cochléaires afin d'avoir un test pronostique et de mettre en place des mesures de compensation par les méthodes de réglage existantes. La suite de cette étude sera en situation réelle et inclura des utilisateurs d'implant ce qui permettra de compléter les résultats présents.

Mots clés : *Implant Cochléaire, Parole dans le bruit, Simulation, Courbes d'accords psychoacoustique, Chevauchement inter-canaux.*

I. INTRODUCTION

Il existe différents moyens de réhabiliter la surdité par des aides techniques, et l'implant cochléaire est l'un d'entre eux. L'implant vient remplacer l'organe de l'audition, c'est une prothèse auditive au sens strict du terme.

Il court-circuite les cellules sensorielles de la cochlée et assure la conversion des ondes sonores en signaux électriques interprétables par le système auditif (figure 1). Il s'adresse essentiellement à des surdités bilatérales sévères à profondes, notamment chez les adultes devenus sourds et chez les enfants sourds congénitaux [1]. Les implants cochléaires modernes disposent de 12 à 22 électrodes [2], et permettent d'obtenir de bon résultats en termes d'audition et de qualité de vie. [3].

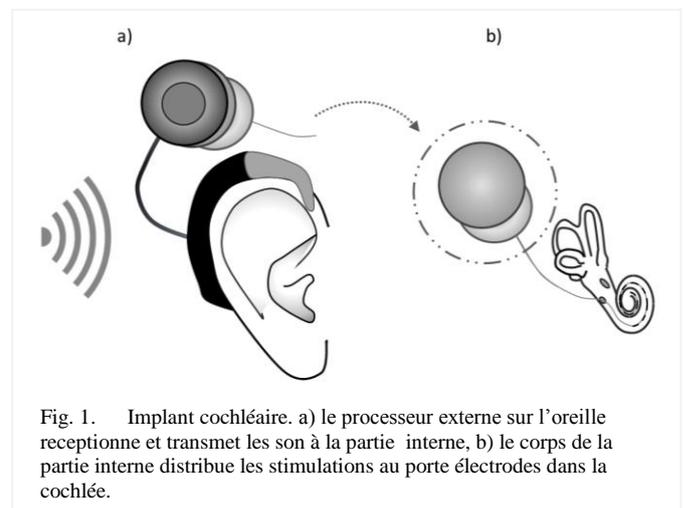


Fig. 1. Implant cochléaire. a) le processeur externe sur l'oreille réceptionne et transmet les son à la partie interne, b) le corps de la partie interne distribue les stimulations au porte électrodes dans la cochlée.

Ces performances sont possibles grâce à l'évolution de la technique et au traitement du signal effectué par le processeur externe. La synthèse des signaux électriques délivrés par l'implant cochléaire suit le principe du vocodeur [4] c'est pourquoi le vocodeur est souvent utilisé pour faire des simulations avec des sujets normoentendants [5]–[7].

Le vocodeur examine la parole en mesurant ses caractéristiques spectrales au fil du temps. Le signal est divisé en plusieurs bandes fréquentielles (les canaux) et l'amplitude présente dans chaque canal donne la représentation instantanée de l'énergie spectrale. Pour recréer la parole, le vocodeur inverse le processus, en modulant une source de bruit passe-bande contenant les mêmes fréquences que celles sélectionnées en entrée [8].

Dans le cas de l'implant cochléaire, on utilise des sources électriques modulées en énergie et la hauteur du son est retranscrite par le site de stimulation : en stimulant à la base de la cochlée on donne une sensation de son aigu, en stimulant au sommet on donne une sensation de son grave. Avec l'implant multi-électrodes, on améliore grandement la compréhension de la parole, cependant un phénomène est souvent cité comme délétère à la compréhension de la parole, c'est le chevauchement inter-canaux.

Lors des stimulations de la cochlée, les électrodes ne peuvent pas activer de façon très spécifique les fibres nerveuses, car on ne peut pas connaître le taux de survie des neurones à l'endroit de l'implantation [9]. L'activation d'une électrode stimule la zone de la cochlée qui est en face de celle-ci mais aussi des zones communes avec les électrodes voisines, ce qui peut provoquer des chevauchements entre les canaux neuronaux (Overlap). En fonction de l'amplitude du champ électrique et de sa diffusion dans le liquide endo-cochléaire le chevauchement est plus ou moins important. Une des solutions suggérées par les industriels pour palier le problème des chevauchements est la technologie dite « nofm » pour « n out of m ». Cet algorithme de traitement du signal opère une sélection de canaux afin de limiter le chevauchement en restreignant le nombre d'électrodes stimulantes à chaque cycle de calcul. Le principe est de ne conserver que les maxima : les « n » canaux les plus énergétiques sur les « m » disponibles au total [10]. De la même façon qu'avec l'augmentation globale du nombre de canaux [11]–[13], la littérature suggère que si l'augmentation du nombre de maxima donne plus d'information spectrale, elle augmente aussi le risque de chevauchement parfois au détriment de la compréhension. Mais il faut cependant augmenter le nombre de maxima en milieu bruyant pour maximiser l'intelligibilité de la parole [14].

A l'heure actuelle, le nombre de maxima est défini en milieu calme par l'audioprothésiste, de façon subjective en concertation avec le patient. Or on peut penser que le nombre de maxima optimal est en lien avec le chevauchement inter-canaux [15]. Il semble alors utile de le prendre en compte lors du réglage. En effet, on peut rendre compte des chevauchements par des mesures psychoacoustiques car le chevauchement des stimulations peut être détecté par une modification de l'intensité perçue lorsque deux électrodes sont activées [16]. C'est le principe utilisé pour mesurer une courbe d'accord psychoacoustique (CAP) dont la forme reflète la sélectivité fréquentielle de l'oreille [17]. Le niveau de masquage nécessaire à un endroit précis de la cochlée donne

ainsi le degré de recouvrement des populations de fibres nerveuses. Sur une CAP d'un implanté cochléaire, chaque point caractérise l'intensité minimale nécessaire pour qu'une électrode masque la perception de l'électrode de référence [18], [19]. Moins il y a de chevauchement, plus la CAP est échancrée. Pour avoir une base de comparaison, on utilise un paramètre qu'on appelle le Q10. Le Q10 correspond au rapport entre la fréquence de référence (fr) et la bande passante (BP10) de la CAP, 10 dB au-dessus de la fréquence test (figure 2). Plus le Q10 est grand plus l'oreille sera sélective en fréquence.

$$Q10 = fr / BP10$$

Actuellement il existe peu de références dans la littérature qui évaluent le Q10 chez des sujets normoentendants en utilisant un vocodeur qui simule le chevauchement des canaux [20].

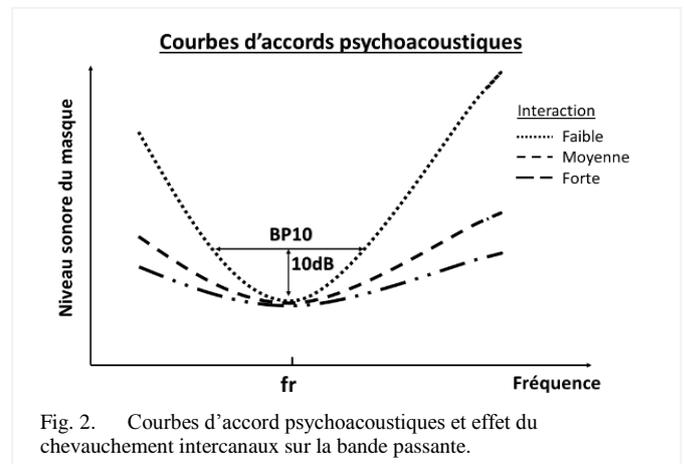


Fig. 2. Courbes d'accord psychoacoustiques et effet du chevauchement intercanaux sur la bande passante.

Dans cet article nous présentons les premiers résultats d'une étude en simulation chez le sujet normoentendant. Ce travail a testé : 1) L'effet du nombre de maxima sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit en introduisant le facteur chevauchement inter-canaux. 2) L'impact du chevauchement sur la sélectivité fréquentielle reflétée par le Q10.

II. MATERIEL ET METHODES

A. Sujets

Neuf sujets normoentendants ont participé à cette expérience. Ils étaient âgés de 19 à 40 ans (m = 30,3 ans) et avaient un seuil audiométrique moyen inférieur à 20 dB HL sur les fréquences 500, 1000, 2000 et 4000 Hz. L'étude réalisée ci-dessous a été agréée par le Comité d'Ethique Est IV (décision du 12 avril 2019) sous le pilotage des Hospices Civils de Lyon.

B. Matériel

Les sujets, ont été testés dans une pièce insonorisée en utilisant un casque audiométrique TDH 39 de la marque Telephonics. Les stimuli ont été générés par un ordinateur portable standard. Une carte son externe M-Track MkII, de la

marque M-Audio, a été utilisée pour la conversion numérique analogique. Les niveaux de stimulation ont été calibrés par un audiomètre clinique Madsen Orbiter 922.

C. Synoptique du protocole

Ce travail a été effectué au sein du service ORL de l’hôpital Edouard Herriot à Lyon au Centre de Réglage des Implants Cochléaires et chaque rendez-vous a duré environ 4h.

Afin de vérifier les critères d’inclusion, nous avons effectué un examen des conduits auditifs externes et du tympan ainsi qu’une audiométrie tonale au casque. En cas de détection d’anomalie(s) lors de l’examen otoscopique (conduit obstrué, tympan anormal etc) et/ou audiométrique (seuil audiométrique moyen supérieur à 20 dB HL) le sujet était sorti de l’étude et orienté vers un médecin pour une consultation ORL.

Une session comportait les étapes suivantes :

- 1) Vérification des critères d’inclusion (30 minutes).
- 2) Audiométrie vocale dans le bruit (30 minutes).
- 3) Test de masquage (3 sessions de 1h).

D. Simulation par un vocodeur

On utilise un vocodeur 20 canaux qui reproduit le traitement du signal effectué par un implant cochléaire de type Neurelec/Oticon Medical©. Le mixage et le réglage des niveaux de bruit ont été effectués numériquement en amont du traitement par le vocodeur comme c’est le cas pour un implant cochléaire.

La séquence de traitement du signal est schématisée sur la figure 3.

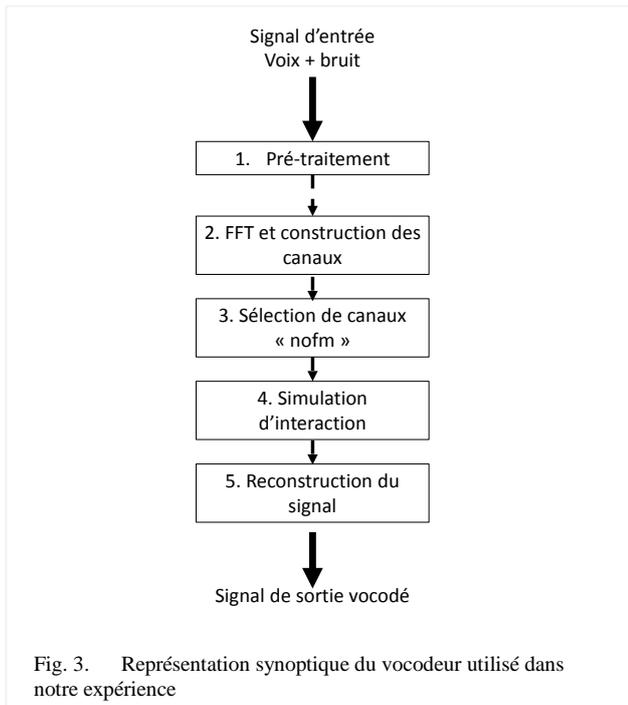


Fig. 3. Représentation synoptique du vocodeur utilisé dans notre expérience

- 1) Prétraitement (sous-échantillonnage 44kHz → 16kHz, filtrage de préemphasis).
Découpage temporel du signal (fenêtrage Hamming sur 8ms avec 75% de recouvrement).
- 2) Analyse fréquentielle (Transformée de Fourier rapide, spectre utile de 60 raies).
Création des 20 canaux en suivant la physiologie de l’oreille (regroupement des raies spectrales selon une fonction Lin/Log).
- 3) Sélection des canaux les plus énergétiques.
Calcul des variations d’intensité en fonction du temps pour chaque canal (construction des enveloppes temporelles par la méthode « overlap and add »).
- 4) Modulation en amplitude de bruits passe-bandes par les enveloppes temporelles. Les bruits sont générés grâce au filtrage d’un bruit blanc pour correspondre aux fréquences représentées dans les canaux. Le chevauchement inter-canaux est simulé par filtrages plus ou moins sélectifs (figure 4).
 - Chevauchement faible avec un filtre d’ordre 12 (-72 dB/octave dans les bandes atténuées),
 - Chevauchement moyen (ordre 8, -48 dB/oct),
 - Chevauchement fort (ordre 4, -24 dB/oct)
- 5) Construction du signal final en faisant la somme des bruits modulés, puis enregistrement dans un fichier audio format WAV.

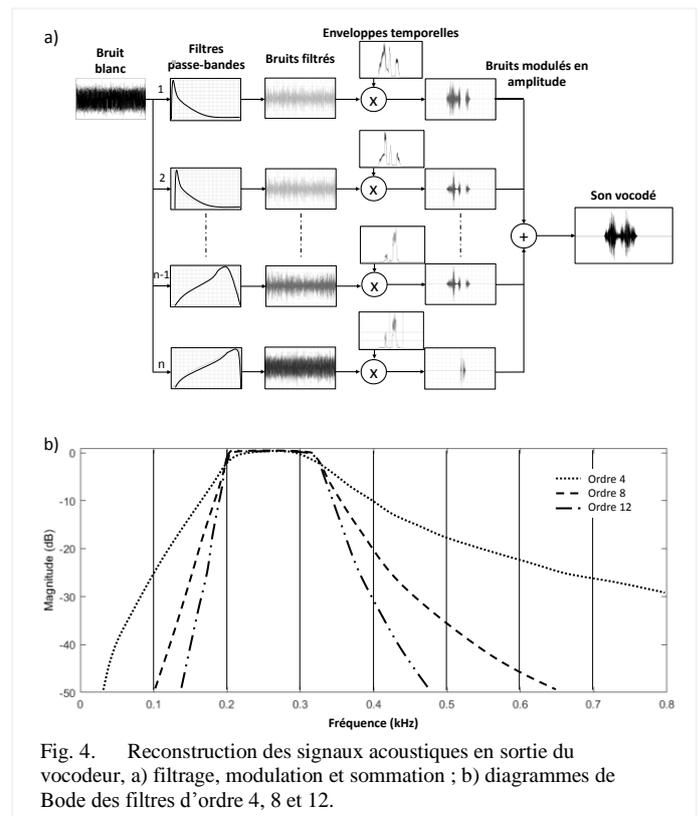


Fig. 4. Reconstruction des signaux acoustiques en sortie du vocodeur, a) filtrage, modulation et sommation ; b) diagrammes de Bode des filtres d’ordre 4, 8 et 12.

E. Audiométrie vocale dans le bruit

L’audiométrie vocale dans le bruit consistait à faire répéter des mots issus des listes dissyllabiques de Fournier (exemple : « le bouchon ») en présence d’un bruit de type Cocktail Party (ambiance de restaurant).

Les listes étaient diffusées à travers un casque à l’oreille droite du sujet et, à l’aide d’un audiomètre, calibrés à un niveau de 65 dB SPL. Chaque liste comportait 10 mots, et l’unité d’erreur était la syllabe, donnant un score final entre 0 et 20.

Afin de tester nos hypothèses nous avons traité les listes grâce au vocodeur. Ceci a permis d’attribuer à chaque liste une condition particulière qui était la combinaison des trois paramètres : niveau de bruit, degré de chevauchement et nombre de maxima. Au total il y avait 36 conditions possibles soit 36 listes différentes sur les 40 existantes.

- Trois niveaux de bruit : -3, 3 et 9 dB de rapport signal sur bruit (RSB)
- Trois degrés de chevauchement : « faible », « moyen » et « fort »
- Quatre maxima différents : 4, 8, 12, et 16 (sur 20)

F. Mesure des courbes d’accords

Les stimuli étaient générés et les niveaux sonores adaptés en fonction des réponses du sujet, grâce à un programme codé avec le logiciel MATLAB, réalisé par l’équipe de recherche. De la même façon que pour l’audiométrie vocale, les sons étaient diffusés sur l’oreille droite. On établit une courbe d’accord pour chaque niveau de chevauchement avec pour fréquence de référence $f_r = 2226$ Hz correspondant au canal numéro 8 de l’implant Digisonic SP (Neurelec©). Les sons masquant correspondent aux canaux 11 à 5 c’est à dire respectivement, $f_m = 1440.5, 1637, 1898.5, 2226, 2619, 3143$ et 3798 Hz. La mesure s’effectue suivant un paradigme séquentiel avec un son masquant de 110 ms puis sans délai le son de référence de 20 ms. Le protocole commence avec la détermination des seuils de perception et des seuils maximum de confort afin d’établir la dynamique auditive du sujet.

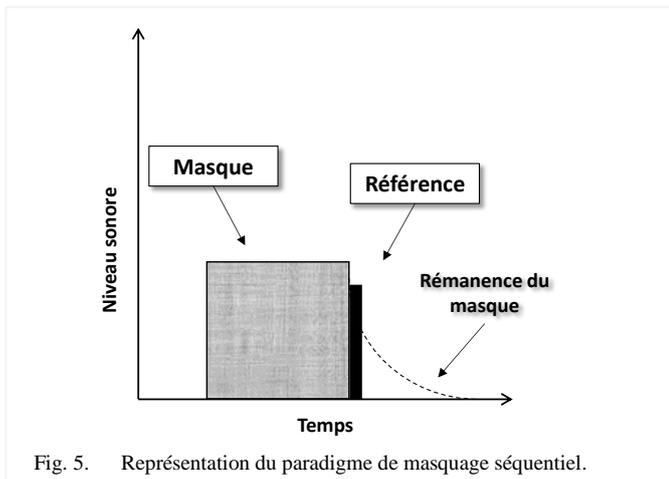


Fig. 5. Représentation du paradigme de masquage séquentiel.

Nous avons utilisé la méthode adaptative « 3IFC », choix forcés à trois intervalles [21], afin de mesurer les seuils de masquage. L’adaptation du niveau du masque suivait un paradigme « 2Up 1Down », c’est-à-dire que le niveau sonore du masque était augmenté d’un pas lorsque le sujet identifiait 2 fois consécutives le son de référence et il était diminué d’un pas dès que le sujet faisait une erreur. Le pas était de 4 dB pour les 3 premiers renversements, de 2 dB pour 3 à 6 et de 1 dB sur les 6 derniers. Le seuil final était la moyenne des 6 derniers renversements sur un total de 12.

G. Traitement des courbes d’accords et calcul du Q10

C’est à partir des courbes d’accords mesurées que l’on caractérise le chevauchement inter-canaux et plus particulièrement par le Q10 (figure 2). On a réalisé un programme qui permet de calculer le Q10 à partir d’un tableau regroupant les points des courbes d’accords mesurées :

- Le programme sépare la courbe en deux parties : les fréquences inférieures à la fréquence de référence et les fréquences supérieures à la référence ; en gardant la référence dans les deux sous parties.
- On fait une régression linéaire de chaque côté en fixant le point d’auto-masquage ($f_m = f_r = 2226$ Hz).
- On cherche le point d’intersection des deux segments avec une droite qui passe 10 dB au-dessus du point d’auto masquage et on calcule la bande passante à 10dB (BP10).
- Pour finir par le calcul du Q10.

III. RESULTATS

A. Audiométrie vocale dans le bruit

Une ANOVA faite à partir du modèle linéaire mixte à mis en évidence un effet significatif du chevauchement inter-canaux, du nombre de maxima et du RSB avec respectivement $p < 0,0001$, $p = 0,029$ et $p < 0,0001$. Les effets d’interaction ne sont pas significatifs. Les résultats sont exposés en figure 6.

On utilise un test T de Student pour faire les tests post-hoc. Pour le nombre de maxima, en appliquant la correction de Bonferroni, le niveau de significativité est $\alpha = 0,05/6 = 0,008$. Pour le chevauchement inter-canaux, $\alpha = 0,05/3 = 0,016$. D’une part, on observe qu’avec 12 maxima l’intelligibilité moyenne de 10,19 sur 20 syllabes est significativement différente à l’intelligibilité de 8,89 syllabes que l’on observe avec 4 maxima ($p = 0,006$). D’autre part, il y a des différences significatives entre l’intelligibilité moyenne pour le chevauchement « fort » qui est à 8,44 syllabes et les intelligibilités de 9,98 et 10,05 syllabes pour les chevauchements « faible » et « moyen » ($p < 0,0001$). Enfin le RSB donne pour les trois niveaux de bruit, des différences significatives ($p < 0,0001$) avec des scores d’intelligibilité de 2,11 ; 10,12 et 16,24 sur 20.

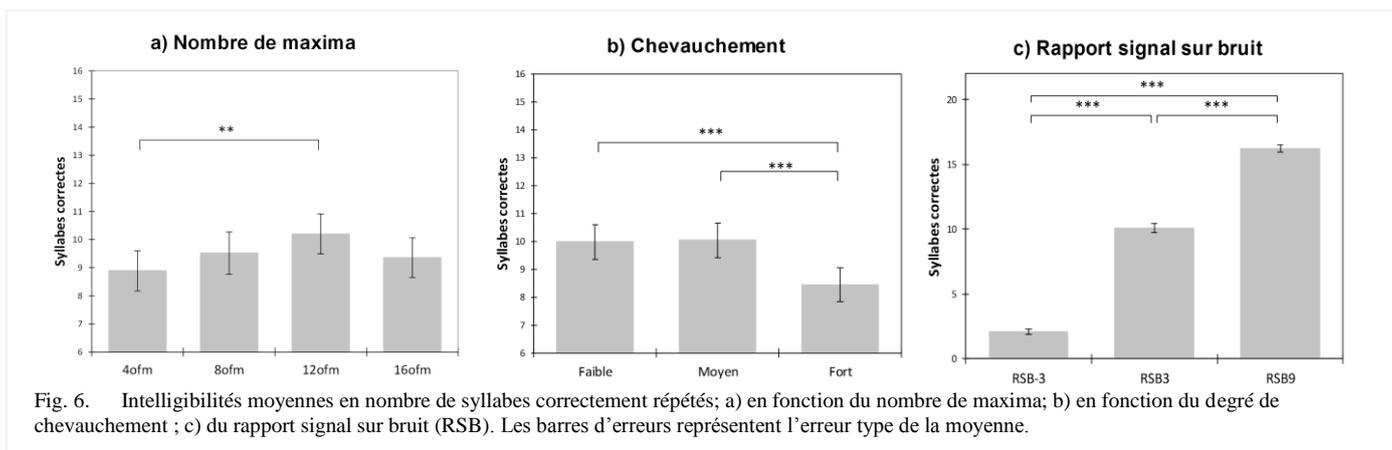


Fig. 6. Intelligibilités moyennes en nombre de syllabes correctement répétés; a) en fonction du nombre de maxima; b) en fonction du degré de chevauchement ; c) du rapport signal sur bruit (RSB). Les barres d’erreurs représentent l’erreur type de la moyenne.

B. Courbes d’accords psychoacoustiques

En faisant la comparaison des 3 moyennes des Q10 avec un test de Friedman, il se dégage un effet significatif ($p = 0,001$) du degré de chevauchement inter-canaux sur le Q10.

Par la suite, lorsque l’on explore les comparaisons deux à deux avec un test de Wilcoxon, seul le Q10 moyen de 3,37 pour chevauchement « fort » est significativement inférieur aux Q10 moyens de 5,66 et 5,40 pour chevauchement « faible » et « moyen » : p faible-moyen = 0,426 ; p faible-fort = 0,004 ; p moyen-fort = 0,004 (Bonferroni, $\alpha = 0,017$) (figure 7).

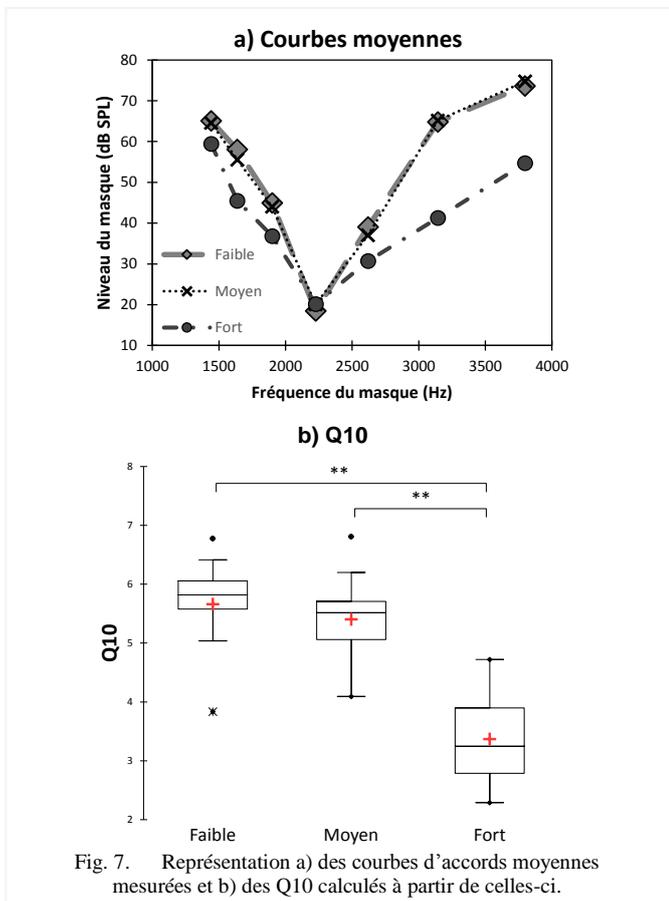


Fig. 7. Représentation a) des courbes d’accords moyennes mesurées et b) des Q10 calculés à partir de celles-ci.

IV. DISCUSSION ET CONCLUSIONS

Dans cette étude nous avons mesuré l’intelligibilité de la parole dans le bruit chez des sujets normoentendants ainsi que la sélectivité fréquentielle grâce à une simulation d’implant cochléaire. Avec le simulateur nous avons pu faire varier le niveau de chevauchement inter-canaux et le nombre de maxima. Les résultats exposés correspondent aux mesures réalisées avec 9 sujets.

Les résultats présentés ici font ressortir un effet moyen significatif sur l’intelligibilité de la parole dans le bruit, du nombre de maxima et du degré de chevauchement inter-canaux.

Au sujet du nombre de maxima, on a une amélioration significative de l’intelligibilité en passant de 4 à 12 maxima cependant, on n’observe pas d’augmentation significative en passant de 8 à 12 et de 12 à 16. L’observation d’un effet plateau entre et 8 et 16 est cohérent avec les travaux sur l’augmentation globale du nombre de canaux [13] et notamment avec l’étude de Dorman et al. qui observaient dans le bruit, un maximum d’intelligibilité à 9 maxima et pas d’amélioration en passant de 9 à 20 [14].

Pour l’effet du chevauchement simulé, le niveau « fort » (filtre -24 dB/oct) diminue significativement l’intelligibilité par rapport aux niveaux faible et moyen qui donnent des résultats similaires (-48 et -72 dB/oct). Il faut donc dépasser un certain seuil de chevauchement pour voir la compréhension de la parole impactée de façon remarquable. On retrouve des résultats similaires dans la littérature, par exemple dans l’expérience de Jahn et al. la reconnaissance de consonnes et de voyelles était significativement diminuée par la simulation d’un chevauchement fort (filtre -15 dB/oct) comparé aux résultats obtenus avec des chevauchement plus faibles (-30 et -60 dB/oct) [15]. La proximité des valeurs d’intelligibilité pour les chevauchements « faible » et « moyen » observé dans notre étude pourrait s’expliquer par une trop faible différence entre les formes des filtres qui simulent le chevauchement (figure 4b). L’écart ne serait pas suffisant pour créer une différence

d'intelligibilité. En effet, entre les pentes des filtres « faible » et « moyen » il y a un rapport de 1,5 alors que si l'on compare ces derniers avec la condition « fort » on a des rapports de 2 et 3.

Enfin, il faut noter que les effets d'interaction entre les facteurs ne sont pas significatifs, ce qui tendrait à montrer que les effets du chevauchement, du nombre de maxima et du RSB sur l'intelligibilité de la parole sont indépendants les uns des autres en ce qui concerne l'intelligibilité de la parole.

Ce résultat semble surprenant car on pourrait penser que lorsqu'il y a peu d'interaction l'intelligibilité augmente avec le nombre de maxima et inversement. De ce fait, il semble intéressant d'observer à nouveau l'interaction entre les facteurs, d'abord en simulation, avec un nombre plus important de sujets normoentendants mais aussi en situation réelle avec des personnes implantées cochléaires.

Du point de vue de la sélectivité fréquentielle reflétée par le Q10, elle est aussi impactée significativement par le niveau de chevauchement simulé et il se dégage que le niveau « fort » a le plus d'impact et donne ici un Q10 significativement plus faible. Ce type de mesure en simulation est très peu présent dans la littérature. Seul l'article de Langner et al montre un changement du Q10 en simulation en faisant varier la sélectivité fréquentielle du vocodeur [20]. Ainsi ce résultat conforte la relation entre la valeur du Q10 et le chevauchement des canaux.

En conclusion, notre étude en simulation a mis en évidence un effet plateau du nombre de maxima sur l'intelligibilité de la parole et a dégagé qu'en moyenne on obtient un maximum dans le bruit avec 12 maxima et qu'aller au-delà n'améliore pas les scores. De plus, l'effet du chevauchement inter-canaux conduit à un profil similaire dans les deux expériences et ne dégrade les perceptions que pour le plus haut niveau simulé (figures 6b et 7b). Actuellement, nos résultats suivent les données de la littérature et le bilan est encourageant mais il reste incomplet car il ne rend compte que des tests en simulation, il faudra le mettre en perspective avec les résultats qui seront obtenus chez les sujets implantés cochléaires.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient les personnes et les structures qui leur permettent de réaliser ce travail : les sujets qui ont participé aux expériences, le personnel du Centre de Réglage des Implants Cochléaires (CRIC) de Lyon, et la société Oticon Medical, Monsieur Dan Gnansia et Monsieur Pierre Stahl pour le support apporté à l'ensemble du projet.

BIBLIOGRAPHIE

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

- [2] A. Dhanasingh and C. Jolly, "An overview of cochlear implant electrode array designs," *Hearing Research*, vol. 356, pp. 93–103, Dec. 2017, doi: 10.1016/j.heares.2017.10.005.
- [3] T. R. McCrackan *et al.*, "Meta-analysis of quality-of-life improvement after cochlear implantation and associations with speech recognition abilities," *Laryngoscope*, vol. 128, no. 4, pp. 982–990, 2018, doi: 10.1002/lary.26738.
- [4] P. C. Loizou, "Speech processing in vocoder-centric cochlear implants," *Adv. Otorhinolaryngol.*, vol. 64, pp. 109–143, 2006, doi: 10.1159/000094648.
- [5] C. Karoui, C. James, P. Barone, D. Bakhos, M. Marx, and O. Macherey, "Searching for the Sound of a Cochlear Implant: Evaluation of Different Vocoder Parameters by Cochlear Implant Users With Single-Sided Deafness," *Trends Hear*, vol. 23, Sep. 2019, doi: 10.1177/2331216519866029.
- [6] F. Seldran *et al.*, "Simulation of an EAS Implant with a Hybrid Vocoder," *Cochlear Implants International*, vol. 11, no. sup1, pp. 125–129, juin 2010, doi: 10.1179/146701010X12671177544302.
- [7] R. V. Shannon, F. G. Zeng, V. Kamath, J. Wygonski, and M. Ekelid, "Speech recognition with primarily temporal cues," *Science*, vol. 270, no. 5234, pp. 303–304, Oct. 1995.
- [8] D. W. Griffin and J. S. Lim, "Multiband excitation vocoder," *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, vol. 36, no. 8, pp. 1223–1235, Aug. 1988, doi: 10.1109/29.1651.
- [9] 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.
- [10] B. S. Wilson and M. F. Dorman, "Cochlear implants: A remarkable past and a brilliant future," *Hearing Research*, vol. 242, no. 1–2, pp. 3–21, août 2008, doi: 10.1016/j.heares.2008.06.005.
- [11] 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, doi: 10.1177/000348949210100112.
- [12] A. Faulkner, S. Rosen, and L. Wilkinson, "Effects of the number of channels and speech-to-noise ratio on rate of connected discourse tracking through a simulated cochlear implant speech processor," *Ear Hear*, vol. 22, no. 5, pp. 431–438, Oct. 2001.
- [13] 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 Otolaryngol Suppl*, no. 552, pp. 50–54, May 2004.
- [14] M. F. Dorman, P. C. Loizou, A. J. Spahr, and E. Maloff, "A comparison of the speech understanding provided by acoustic models of fixed-channel and channel-picking signal processors for cochlear implants," *J. Speech Lang. Hear. Res.*, vol. 45, no. 4, pp. 783–788, Aug. 2002.
- [15] K. N. Jahn, M. DiNino, and J. G. Arenberg, "Reducing Simulated Channel Interaction Reveals Differences in Phoneme Identification Between Children and Adults With Normal Hearing," *Ear Hear*, vol. 40, no. 2, pp. 295–311, Apr. 2019, doi: 10.1097/AUD.0000000000000615.
- [16] 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, doi: 10.1088/1741-2560/8/4/046029.
- [17] 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.
- [18] D. A. Nelson, H. A. Krefl, E. S. Anderson, and G. S. Donaldson, "Spatial tuning curves from apical, middle, and basal electrodes in cochlear implant users," *J Acoust Soc Am*, vol. 129, no. 6, pp. 3916–3933, Jun. 2011, doi: 10.1121/1.3583503.
- [19] D. A. Nelson, G. S. Donaldson, and H. Krefl, "Forward-masked spatial tuning curves in cochlear implant users," *J Acoust Soc Am*, vol. 123, no. 3, pp. 1522–1543, Mar. 2008, doi: 10.1121/1.2836786.
- [20] 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, doi: 10.1177/2331216516659632.
- [21] H. Levitt, "Transformed up-down methods in psychoacoustics," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 49, no. 2, p. Suppl 2:467+, Feb. 1971.

Static protocol for multiclass SVM classification of hand grasping movements

Alina Krasnobrizha & Olivier Polit
Emmanuel Valot & Laurent Gallimard
LEME, UPL, Univ. Paris Nanterre
50 rue de Sevres
92410 Ville d'Avray
akrasnob@parisnanterre.fr

Nicolas Jouandeau
LIASD, UPL, Univ. Paris 8
2 rue de la Liberte
93526 Saint-Denis
n@up8.edu

Abstract—This work is dedicated to the analysis and identification of hand movements using the surface electromyography signals (sEMG) of the forearm muscles. We present the combination of multiclass SVM with sigmoid function and a single feature to identify hand grasping movement. Myo Armband sEMG sensors are used for data acquisitions and two different protocols are defined: static and dynamic ones. The sequences of binary grasping movement, open/close, and multi grasping ones, rest/open/closed, are studied. Entropy is used as a single feature of sEMG signals and classification is performed by using SVM multiclass algorithm with one single optimization processing. A comparison between different protocols (dynamic and static ones) is realized. Furthermore, a discussion is proposed about overlapped window size and window step to calculate entropy characteristics. Our solution for hand gesture classification simplifies the signal analysis, increases the multi-gesture separability and has a low computational cost.

Index Terms—Robotic hand control system, Electromyography, Entropy, Multiclass Support Vector Machine

I. INTRODUCTION

The present work is part of a larger project called ProMain about the development of a precision hand prosthesis [1], [2]. As 86 % of daily human hand activity is dedicated to grasp objects [3], the developed prototype deals with these kind of movements. ProMain robotic hand belongs to the new generation of hand prosthesis using soft robotic concept. It incorporates flexible interaction with environment and smart materials. Furthermore, we aim to design a patient friendly smart hand prosthesis.

A developed hand prosthesis control system consists of the following steps: i) acquisition of data regarding the muscles activation; ii) data windowing adapted to real-time analysis; iii) feature extraction; iv) gestures classification via Machine Learning algorithm; v) a robotic hand control in real-time for activation of the prosthesis.

sEMG sensor is a simple and attractive way to control hand prosthesis. The sEMG is a non invasive method to capture muscle activities. In this work we use a wearable device called MyoArmbandTM developed by Thalmic Labs [4]. The device is placed around the forearm near the elbow joint. The sensors are placed on skin regions immediately above the muscle tissue and it measures the superficial voltage during muscle contractions. Since the muscle activity is a superposition of

individual contributions of muscles contractions, the collected sEMG signals represent an encoded information about the subject's movement intention [5].

Characteristics or *features* are extracted from sEMG signal recovering informations about movement intention. There are several features often used to analyse the sEMG signals in time and frequency domains, such as: mean absolute value (MAV), zero crossing (ZC), slope sign changes (SSL), waveform length (WL) and autoregressive coefficients (AR), entropy (H), wavelet transform coefficients (WT). The comparison between different features is studied in works [1], [6]–[9]. The entropy is the most adapted feature to characterize a dynamic movement and it improves the efficiency of gesture recognition in real-time applications [1], [10], [11].

Entropy comes from information theory as a measure of the complexity and randomness of a system [12]. This magnitude allows us to quantify the amount of information in a mathematical way. In case of guaranteed event, the entropy takes its minimum value since the information content is low. A less predictable system has a higher entropy. The entropy features have been successfully applied as a unique feature to sEMG analysis for the hand motion classification [1], [13]–[15]. In this work, features are extracted from sliding overlapped windows with predefined lengths to produce gesture classification in time. The sigmoid function is used as high-pass filter to decrease the noise in entropy.

Once features are extracted, Machine Learning algorithms are applied for gesture classification. Nowadays, Support Vector Machine (SVM) is one of most popular classifiers. It defines the optimal hyperplane in the feature space between distinguished classes of data. Originally, this approach has been designed for binary classification and was expanded for multi-classification. Commonly, the multiclass SVM is reduced to multiple independent binary classification problems such as one-vs-rest or one-vs-one. However, these algorithms do not capture the correlations between different classes. Instead, the multiclass SVM "all-together" deals with the minimisation of a single objective function. The Crammer-Singer formulation uses a generalized notion of the margin to multiclass problem [16]. Then, the dual quadratic optimisation problem is decomposed into multiple small optimisations

problems to ensure a memory and time efficiency. Then, the reduced individual optimisation problem is solved. In this work, the reduced problem is solved by an exact and efficient method using Euclidian projections onto the positive simplex proposed by Blondel et al. [17].

In order to apply the SVM classification, the data are separated on the training and validation dataset. Initially, the model is fitted using the training dataset and then the fitted model is evaluated on the validation dataset. The robustness of classification model is estimated by the k-fold cross-validation. Thus, the data set is divided into k folds or groups. The first fold is the validation set and the remaining k-1 folds are the training set. This procedure is repeated k times, and the average of the classification error is obtained.

As the studied hand prostheses are dedicated to grasp objects, we are limiting our attention on the Open/Close and Rest/Open/Close hand gestures classification. The supervised learning is sensitive to the data used as a training set and the wrong labeled data drives to the classification error. Moreover, Lorrain et al. [18] reported that transitions between various movements and the rest position influence the classification process and should be taken in consideration. To improve the gesture recognition by SVM, we propose a new data acquisition protocol which allows us to get perfectly labeled data and to avoid the transition zones. Furthermore, entropy is used as a unique feature to increase the rapidity of movement recognition. The influence of overlapped window parameters (window size, step increment) on the classification score is also discussed.

In the first section, we present the materials and data acquisition protocols. The second part deals with features extraction and gesture classification algorithm. The next section presents the result of training and validation of SVM classifier for grasp gestures and some conclusions are proposed in the last section.

II. MATERIALS AND DATA ACQUISITION

A. Equipement

In this work the wireless MyoArmband is used and 8 channels of 8-bit sEMG signal are recovered. The device is connecting to the computer via Bluetooth Low Energy (BLU) protocol and streams data at 100 Hz sampling rate. The connection between the computer and the Thalmic Myo is made via a Python software MyoRaw.

B. Experimental Protocol

Three normally limbed right-hand subjects are involved in this study. MyoArmband is located around the forearm close to the elbow. To insure repeatability of the experiments, the MyoArmband sensors are placed in the same way for each subject. Therefore, sEMG sensors are labeled with IDs from 1 to 8 as shown in Fig. 1. The channel N°4 is placed in the prolongation of the middle finger followed by channel N°3 in clockwise and channel N°5 in counter clockwise directions. According to the location of the bracelet, the muscles directly linked with sEMG measurements are presented in Fig. 2.



Fig. 1: MyoArmband sEMG sensors labeling.

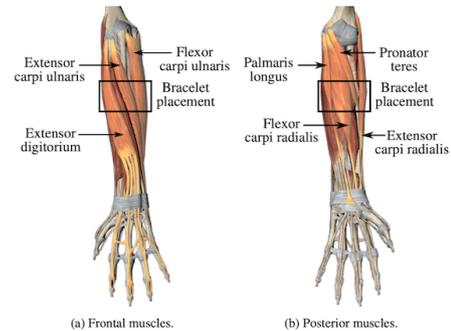


Fig. 2: Muscles contribution according to MyoArmband placement.

During the experiment, each subject sits on a chair, with his elbow on the table, keeping an angle of approximately 90° at the elbow joint. Two types of data acquisitions are studied in this work named "dynamic" and "static" protocols.

During the "dynamic" protocol, a subject performs alternate hand gestures (open/close (OC) or rest/open/close (ROC)). Each subject realizes 6 tests which are saved in ascii files and the total duration of each file is 18s. Each OC test contains a sequence of 4 alternative movements with 2s per position while ROC test contains 3 gestures with 2s per position. A 3s pause is made between each test to avoid muscle fatigue. The respect of protocol instructions is required for correct data labeling and it is a crucial point for data training.

To avoid wrong data labeling due to delay during experiments, we propose a "static" protocol which consists of a single movement: open, close and rest position acquisition. According to static protocol, the subject keeps a static hand position (open, closed, rest) for 5s followed by 3s of rest. Each subject performs six acquisitions per gesture with a 5s duration. Then, a numerical algorithm is developed to create a virtual dynamic gesture by slicing the collected data by static protocol. The duration of movement and the movement sequences (OC, ROC, ...) may be chosen arbitrary. It allows us to create numerically a various alternative movements with different gesture sequences and duration. It also guarantees a perfect data labeling.

An example sEMG data acquired with our dynamic protocol for one test of ROC gesture is presented in Fig. 3. In this

figure, the 8 channels present different behaviour of muscle activity. During the rest hand position, all sensors receives small amount of informations and certain sensors, such as 4, 6 and 7 in this example, capture few information along the test. Sensor 1 has a clear pattern and access to protagonist muscles activity while sensors 2, 3 and 8 measure antagonist muscles activity. The sensor activation depends on the position of myo armband and may vary from user to user.

During data acquisition, protocol instructions are shown on the screen with sound notification at each transition. Then, the sEMG data are labeled in respect with protocol time sequences. In the Fig. 3, the clear grey zones correspond to the rest hand position, middle grey is an open hand and dark grey refers to the closed hand. We observe a delay in subject's movement compared to protocol time that leads to the wrong data labeling. The static protocol improves the data labeling and is discussed in the further section.

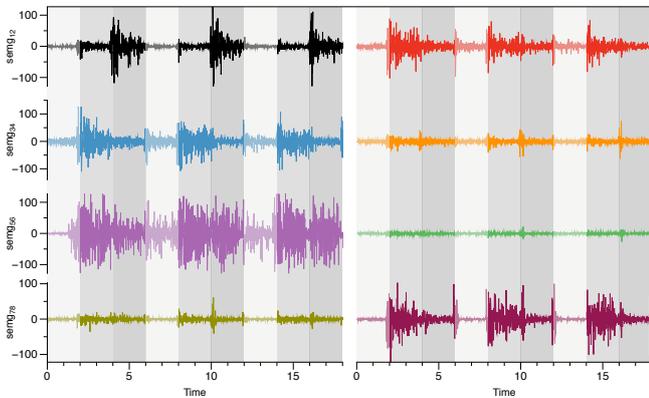


Fig. 3: sEMG signals during dynamic acquisition from 1 to 8, black, red, blue, orange, pink, green, swamp, purple

III. FEATURE EXTRACTION AND GESTURE CLASSIFICATION

A. Entropy

In this work, the Shannon entropy is used to quantify how much information is present in a segment of the signal. In the case of MyoArmband, we have eight sEMG signals (s_i) $_{i=1,\dots,8}$ with W values. To detect the hand motion in time, we use a concept of *overlapped window* with N values ($N < W$) which is advanced in time with a certain *window step* n . The Shannon entropy is calculated for each *window* as follows:

$$H(s_i) = - \sum_{k=1}^{N_h} p_k \log_2 p_k, \quad i = 1, \dots, 8 \quad (1)$$

MyoArmband bracelet employs a 8-bit analog to digital converter, and the output value is between $\{-127, 128\}$. A parameter *size of the histogram*, N_h , is introduced to define a number of possible classes to arrange the output signal. Then, the probabilities of occurrence p_k are defined as a ratio between a number of the absolute occurrence of signal

values within one class (N_k) $_{k=1,\dots,N_h}$ and the total number of possible events N as follows:

$$p_k = \frac{N_k}{N}, \quad \text{for } k = 1, \dots, N_h \quad (2)$$

It can be denoted that we have $\sum_{k=1}^{N_h} N_k = N$. Since we use a binary digits, the logarithm base is set to 2 in Eq. (1).

The entropy takes its maximum value when each class contains the same number of events leading to disordered system with $H = \log_2 N_h$. The maximum value of entropy increases with the number of classes or size of histogram. For a deterministic distribution, i.e. when one class contains all values, the entropy takes its minimum value $H = 0$.

As the data are obtained from experimental tests, noise can affect the data classification. To avoid this problem, a weighted function is added in entropy calculus. Since the sEMG signal is centered around zero, a sigmoid function is chosen as a high-pass filter and defined as follows :

$$\sigma(u) = \frac{1}{1 + e^{-\mu(u-\beta)}} \quad (3)$$

where $u \in [0, 1]$ is the input value, μ is the steepness of the curve and β is the Sigmoid's midpoint. In this work, we use $\mu = 20$ and $\beta = 0.15$ in order to filter values below β .

Fig. 4 presents the comparison between dynamic (on the left) and static (on the right) protocols for ROC movements. The signal and entropy of the two most active sensors 1 and 3 are compared. The entropy is calculated for both signals with window size = 25 and step size = 10 and using sigmoid function. As it was mentioned above, the delay in dynamic protocol is found again while a static one shows a perfect agreement between labeling and movement.

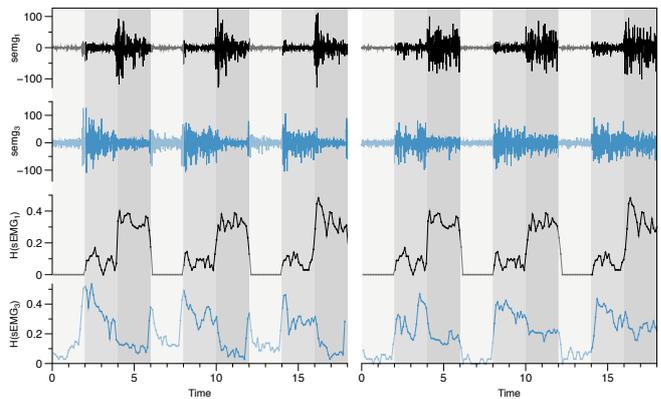


Fig. 4: Comparison between two sEMG signals and its entropy for dynamic (left) and static (right) protocols

B. SVM

Multiclass SVMs classifier is a decision function that maps each instance of input vector $\mathbf{x} \in \mathbf{R}^d$ to one of the k classes as follows:

$$\hat{\mathbf{y}} = \underset{m \in [k]}{\operatorname{argmax}} \mathbf{w}_m^T \mathbf{x} \quad (4)$$

where \hat{y} is the estimated class, \mathbf{w} is a matrix (k, d) which defines a separating hyperplane and the dot product $\mathbf{w}_m^T \mathbf{x}$ is the projection of the training set \mathbf{x} and also a score for the m th class. According to Eq. (4), the predicted label is the index of the row of matrix \mathbf{w} with a highest score.

The values of \mathbf{w}_m are the solutions of the following optimisation problem:

$$\min_{\mathbf{w}, \xi} \frac{1}{2} \sum_{m=1}^k \|\mathbf{w}_m\|^2 + C \sum_{i=1}^N \xi_i \quad (5)$$

$$\text{subject to: } \forall i, m \quad \mathbf{w}_m^T x_i - \delta_{y_i, m} - \mathbf{w}_{y_i}^T x_i + 1 \leq \xi_i \quad (6)$$

where $C > 0$ is a regularization parameter. The dual problem to Eq. (5) is given in [16], [17] and for each α_j , j th row of matrix α , we have:

$$\max_{\alpha = [\alpha_{ij}]} -\frac{1}{2} \sum_{i=1}^N K(x_i, x_j) (\alpha_i \cdot \alpha_j) + C \sum_{i=1}^N \alpha_i \cdot \mathbb{1}_{y_i} \quad (7)$$

$$\text{subject to: } \forall i \quad \alpha_i \leq \mathbb{1}_{y_i} \quad \text{and} \quad \alpha_i \cdot \mathbb{1} = 0 \quad (8)$$

where $K(\cdot, \cdot)$ is the kernel function and equal to one, and $\mathbb{1}_i$ is the vector whose components are all zero except for the i^{th} component while $\mathbb{1}$ is the vector whose components are all one. Then, the decision function Eq. (4) becomes:

$$\hat{y}(\mathbf{x}) = \operatorname{argmax}_{m \in [k]} \sum_i \alpha_{i, m} K(x, x_i) \quad (9)$$

IV. TRAINING AND VALIDATION

A. Cross validation using dynamic protocol

In this section, classification for OC and ROC hand gestures using the dynamic protocol described in Section II-B is proposed. The k-fold validation with $k = 3$ is used for each subject.

1) *OC gesture*: Firstly, we consider the classical OC hand gesture classification for three subjects. Since the window and step sizes influence the training score, a Particle Swarm Optimisation algorithm is used to identify the best couple of these parameters. Numerous optimisations figure out three couples of parameters which give a highest score with multiple occurrences. Therefore, window and step are set to (40, 28), (25, 10) and (13, 5) and the histogram size is set to 11. Results are presented in Tab. I and show that training and validation scores are stable with an error limited within 10%, independently from subject and each window/step sizes.

2) *ROC gesture*: In this section we consider classification of ROC hand gesture. The entropy is calculated using the same pairs of window and step sizes as in the previous section. The cross-validation accuracy of multiclass SVM classification is presented in Tab. II. Obviously, the addition of rest hand position increases the classification error up to 20% compare to OC binary classification which is within 10%.

Fig. 5 shows the decision making process using SVM multiclass classification. We attribute label 0 to rest hand position, 1 to open hand and 2 to closed hand. The upper part of the graph shows the dot product used in Eq. (4) which corresponds to the projection of the training set on

TABLE I: k-fold validation for OC gestures using dynamic protocol as training and validation set

	Window	Step	Training score [%]	Testing score [%]
Subj 1	40	28	94 – 98	95 – 98
	25	10	94 – 96	93 – 96
	13	5	91 – 93	90 – 94
Subj 2	40	28	92 – 97	91 – 97
	25	10	93 – 94	92 – 96
	13	5	92 – 94	91 – 95
Subj 3	40	28	90 – 94	88 – 94
	25	10	92 – 93	91 – 93
	13	5	91 – 92	90 – 92

the axes of the three classes. The dot product with a highest value determines the winning class. The bottom part of Fig. 5 illustrates the classification score: red bullets signify that the movement classification is correct while the black bullets correspond to wrong detections. Obviously, some errors occur in the distinction of neutral and open hand positions especially in the beginning and the end of each movement. As reported in Section IV-A1, the open and close movements are separable because of antagonist muscles activity. Fig. 3 shows that the neutral hand position should have no muscle activity which is difficult to achieve during "dynamic" data acquisition. Entropy features cannot capture the change of amplitude during muscle activity and the delay in the hand position changes lead to the wrong data labelling.

To avoid human error during data acquisition and to improve labeling of training dataset, we propose to use the static protocol.

TABLE II: k-fold validation for ROC gestures using dynamic protocol as training and validation set

	Window	Step	Training score [%]	Testing score [%]
Subj 1	40	28	88 – 90	89 – 92
	25	10	89 – 90	86 – 92
	13	5	87 – 90	85 – 92
Subj 2	40	28	77 – 86	76 – 90
	25	10	83 – 89	80 – 91
	13	5	84 – 88	82 – 91
Subj 3	40	28	80 – 87	80 – 93
	25	10	83 – 89	80 – 94
	13	5	83 – 88	79 – 90

B. Gesture classification using static protocol

In this section we propose to improve the data for training step using the static protocol described in Section II-B. Each subject has performed three individual positions: O, C and R. Then, these data are numerically transformed in dynamic movement composed of two or three gestures (OC, ROC). The initial static data are sliced in packages of 200 samples corresponding to 2s similarly to the sequence of the dynamic protocol. The features are calculated for the same pairs of window/step sizes as in the case of dynamic protocol classification to compare both approaches.

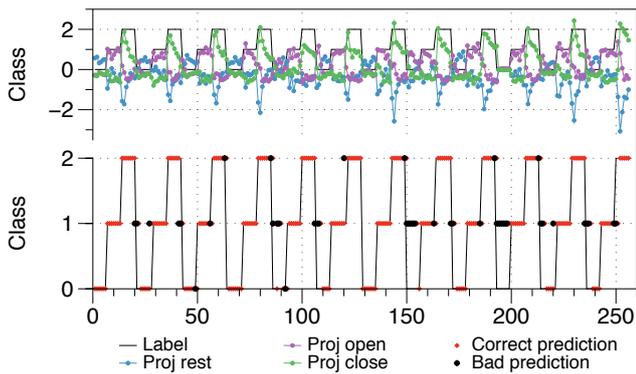


Fig. 5: Projection and prediction ROC movement using dynamic protocol

1) *OC gesture*: in this section we are interested in OC hand gesture classification using static protocol as training set. The training set is created numerically from the static protocol and contains 12 sequences of OC gestures with 2s per gesture. Then, the SVM classification is validated on the OC dynamic protocol. Tab. III presents the results and the classification error is within 10%, similarly to the dynamic classification score shown in Tab. I.

The projections of features and the separating hyperplanes for each pairs of sEMG channels are presented in Fig. 6 for dynamic OC protocol and Fig. 7 for static OC protocol. The red dots correspond to the open hand gesture and the green ones are associated to the close hand position. Obviously, there are some differences between the features and the separating hyperplanes and Fig. 7 shows that features projections in case of static protocol are more distinct and then easily separable. These results confirm the improvement in training dataset provided by static protocol.

TABLE III: Cross validation for OC gestures using static protocol for training and dynamic protocol as validation set

	Window	Step	Training score [%]	Testing score [%]
Subj 1	40	28	89	96
	25	10	94	95
	13	5	97	92
Subj 2	40	28	91	92
	25	10	95	92
	13	5	98	92
Subj 3	40	28	87	91
	25	10	93	92
	13	5	96	91

2) *ROC gesture*: in this section, the same procedure is proposed for multiclass ROC hand gesture classification. The training set is rebuilt numerically from the static protocol. The training test contains 12 ROC sequences with 2s per gesture. The validation set is dynamic data which represents 30% of training set. The classification accuracy is presented in Tab. IV. The training error is within 10% for all subjects except for the window/step 40x28.

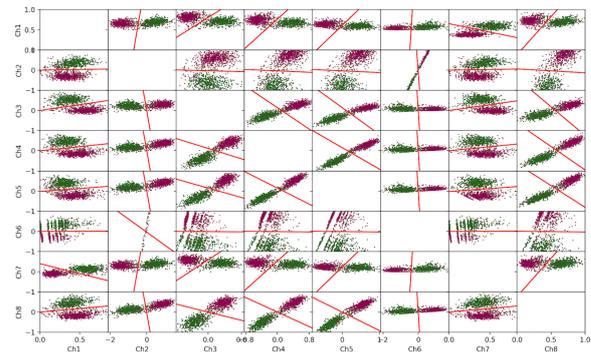


Fig. 6: Projection of the entropy of sEMG signal from OC dynamic protocol and hyperplane on the eight axes

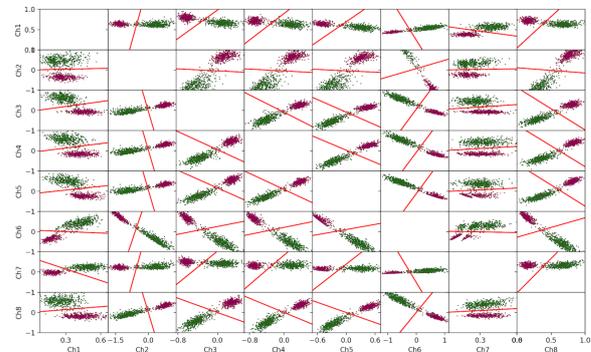


Fig. 7: Projection of the entropy of sEMG signal rebuild from OC static protocol and hyperplane on the eight axes

Fig. 8 illustrates the classification result for the static training set. We still attribute label 0 to neutral hand position, 1 to open hand and 2 to closed hand. The upper part of the graph shows the dot product used in Eq. (4) which corresponds to the projection of the training set on the axes of three classes. The row of \mathbf{w} with a highest dot product determines the number of winning class. The bottom part of Fig. 5 illustrates the classification score: red bullets indicate the correct movement classification and the black bullets correspond to the wrong detection.

This graph shows that the main error occurs at the end of each movement due to the use of overlapped window. Indeed, the decision point corresponds to the end of overlapped window and wrong decision is still possible in this transition phase. To decrease this error, derivative of the entropy can be used to detect the onset of the gesture. Furthermore, individual error can be removed using major vote, as used in [18], [19].

3) *OC gesture testing using ROC classifier*: this last section is dedicated to the verification of the multiclass static ROC classifier on OC dynamic protocol. The classification is validated on the OC dynamic protocol which contains 30% of

TABLE IV: Cross validation for ROC gestures using static protocol for training and dynamic protocol as validation set

	Window	Step	Training score [%]	Testing score [%]
Subj 1	40	28	90	94
	25	10	95	91
	13	5	97	90
Subj 2	40	28	81	84
	25	10	95	90
	13	5	97	91
Subj 3	40	28	86	82
	25	10	91	84
	13	5	95	77

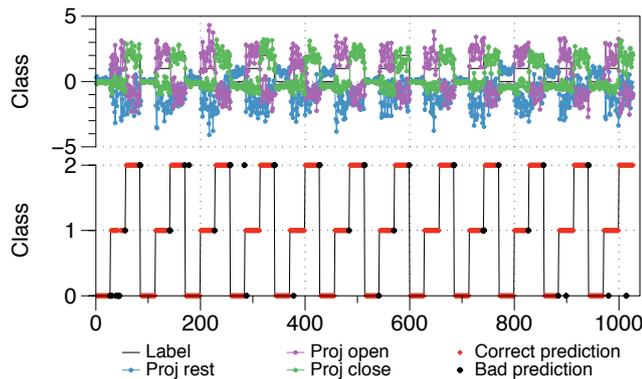


Fig. 8: Projection and prediction ROC movement using static protocol

training set. The testing score is presented in the Tab. V. The OC testing error is less than ROC testing error (see Tab. IV) because the main difficulties in classification is related to the separation of rest and open hand positions.

TABLE V: Cross validation of ROC classification based on static protocol using OC dynamic training set

	Window	Step	Testing score [%]
Subj 1	40	28	94
	25	10	91
	13	5	87
Subj 2	40	28	91
	25	10	93
	13	5	91
Subj 3	40	28	94
	25	10	90
	13	5	89

V. CONCLUSION

In this paper, SVM multiclass classification is proposed using classical k-fold cross validation of grasping hand gestures recognition. Open/Close and Rest/Open/Close combinations are proposed and compared using entropy as a single feature combined with sigmoid high-pass filter. Two different protocols are proposed to create the training dataset for the classifier. The dynamic protocol leads to wrong classification due to human error while the static protocol improves the

obtained results. The influence of size and step of the window for entropy calculation has been studied and the results for training and test present an error around 10%.

The classification accuracy could be improved using majority vote which allows to avoid the error in the middle of hand position. Size and step windows have to be chosen with respect to acceptable delay for online classification and command of hand prosthesis.

REFERENCES

- [1] A. Rubiano Fonseca, "Smart control of a soft robotic hand prosthesis," Ph.D. dissertation, Univ. Paris Nanterre, december 2016.
- [2] J. L. Ramirez Arias, "Development of an artificial muscle for a soft robotic hand prosthesis," Ph.D. dissertation, Univ. Paris Nanterre, december 2016.
- [3] T. Feix, I. M. Bullock, and A. M. Dollar, "Analysis of human grasping behavior: Correlating tasks, objects and grasps," *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 7, no. 4, pp. 430–441, October 2014.
- [4] Thalmic Labs. (2016, Mars) Gesture control armband. [Online]. Available: <https://www.myo.com/>
- [5] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, and F. Mohd-Yasin, "Techniques of emg signal analysis: detection, processing, classification and applications," *Biological procedures online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, Mar. 2006.
- [6] X. Xi, M. Tang, S. Miran, and Z. Luo, "Evaluation of feature extraction and recognition for activity monitoring and fall detection based on wearable semg sensors," *Sensors*, vol. 17, no. 1229, 2017.
- [7] K. Akhnadeev, E. Rampone, T. Yu, Y. Aoustin, and E. L. Carpentier, "A testing system for a real time gesture classification using surface emg," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 50, pp. 11 498–11 503, 2017.
- [8] A. Rubiano, J. L. Ramirez, M. N. El Korso, N. Jouandeau, L. Gallimard, and O. Polit, "Elbow flexion and extension identification using surface electromyography signals," in *proceedings of 23th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, Nice, Sep 2015, pp. 644–648.
- [9] M. A. Oskoei and H. Hu, "Support vector machine-based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 8, pp. 1956–1965, 2008.
- [10] J. Shi, P. Zhao, Y. Cai, and J. Jia, "Classification of hand motions from surface electromyography with rough entropy," *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, vol. 5, pp. 328–334, 2015.
- [11] M. Navaneethakrishna, P. A. Karthick, and S. Ramakrishnan, "Analysis of biceps brachii semg signal using multiscale fuzzy approximate entropy," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2015.
- [12] T. M. Cover and J. A. Thomas, *Elements of information theory*, 2nd ed., ser. ISBN: 13 978-0-471-24195-9. John Wiley & Sons, 2006.
- [13] A. Phinyomark, F. Quaine, S. Charbonnier, C. Serviere, F. Tarpin-Bernard, and Y. Laurillau, "Emg feature evaluation for improving myoelectric pattern recognition robustness," *Expert Systems with Applications*, vol. 40, no. 12, pp. 4832–4840, 2013.
- [14] X. Zhang and P. Zhou, "Sample entropy analysis of surface emg for improved muscle activity onset detection against spurious background spikes," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22, no. 6, pp. 901–907, 2012.
- [15] J. Zhao, L. Jiang, H. Cai, H. Liu, and G. Hirzinger, "A novel emg motion pattern classifier based on wavelet transform and nonlinearity analysis method," in *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2006.
- [16] K. Crammer and Y. Singer, "On the algorithmic implementation of multiclass kernel-based vector machines," *Journal of Machine Learning Research*, vol. 2, pp. 265–292, 2001.
- [17] M. Blondel, A. Fujino, and N. Ueda, "Large-scale multiclass support vector machine training via euclidean projection onto the simplex," *Proceedings of the 22th International Conference on Pattern Recognition (ICPR)*, pp. 1289–1294, 2014.
- [18] T. Lorrain, N. Jiang, and D. Farina, "Influence of the training set on the accuracy of surface emg classification in dynamic contractions for the control of multifunction prostheses," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 8, no. 25, 2011.
- [19] K. Englehart and B. Hudgin, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 7, pp. 848–854, 2003.

Session 3 : Apprentissages

Président de session : Salvatore Maria Anzalone

L'apport des Nouvelles Technologies et de la Robotique dans les Aides Techniques de Compensation du Handicap

Quelle formation pour les professionnels de santé ?

MÉNARD Lucie

CHU Rouen
Institut de Formation en Ergothérapie
F-76000 Rouen, France
lucie.menard@chu-rouen.fr

PETIT Axel

Réseau Breizh Paralyse Cérébrale
Rennes, France
axel.petit@pole-sthelier.com

LEBLONG Émilie

Pôle Saint Hélier
Rennes, France
emilie.leblong@pole-sthelier.com

KHEMMAR Redouane

UNIRouen, Normandy University
ESIGELEC
Rouen, France
redouane.khemmar@esigelec.fr

HATZIDIMITRIADOU Eleni

Canterbury Christ Church University
Canterbury, Royaume-Uni
eleni.hatzidimitriadou@canterbury.ac.uk

MANSHIP Sharon

Canterbury Christ Church University
Canterbury, Royaume-Uni
sharon.manship@canterbury.ac.uk

STEIN Maria

Canterbury Christ Church University
Canterbury, Royaume-Uni
maria.stein@canterbury.ac.uk

MORRIS Rachael

Canterbury Christ Church University
Canterbury, Royaume-Uni
rachael.morris@canterbury.ac.uk

RAGOT Nicolas

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC
Rouen, France
nicolas.ragot@esigelec.fr

GALLIEN Philippe

Pôle Saint Hélier
Rennes, France
philippe.gallien@pole-sthelier.com

I. INTRODUCTION

Abstract—Anticiper l'arrivée sur le marché d'aides techniques (AT) intégrant les nouvelles technologies est un enjeu actuel de la formation des professionnels médicaux et paramédicaux [1]. Actuellement, l'offre de formation sur les AT ne répond pas entièrement aux besoins croissants des professionnels de santé. C'est donc dans ce contexte que le projet de recherche européen ADAPT, qui développe un fauteuil roulant électrique intelligent (FREI) et un simulateur de conduite de FRE en réalité virtuelle, monte un programme de formation à destination des professionnels de santé sur les nouvelles technologies d'assistance. Celui-ci se compose de 6 unités, associant modalités de formation en ligne et en présentiel, et respectant les besoins des professionnels recueillis via une revue de littérature et une enquête de terrain. Ces unités présentent un niveau de technicité croissant, afin d'initier progressivement les professionnels à l'utilisation d'AT innovantes. Un *Learning Management System* permet de diffuser la formation en ligne. Les résultats de l'évaluation de la formation sont en cours d'acquisition. Pour le moment, ils n'ont qu'une représentativité limitée mais sont toutefois encourageants.

Mots-clés — *Projet européen ADAPT ; Aides Techniques ; Formation ; Handicap*

L'arrivée dans les centres de soins et de recherche clinique de nouveaux dispositifs d'assistance pour les personnes en situation de handicap pose des questions cruciales pour la formation des professionnels de santé aux aides techniques (AT).

En quoi les technologies nouvelles modifient-elles les habitudes de prescription et quels sont les meilleurs moyens de former les professionnels à ces changements de pratique ? Comment former les professionnels à la prise en soin de patients dont l'acceptation d'aides techniques de technologies moins avancées peut déjà poser problème ? Plus généralement, quel est le niveau global de connaissance des aides techniques chez les professionnels de santé ? Nous proposons de traiter ces questions à travers le cas d'étude de la formation mise en place au sein du projet ADAPT (*Assistive Devices for empowering disAbled People through robotic Technologies*).

Ce projet vise à améliorer le confort et la qualité de vie des personnes à mobilité réduite souffrant d'une perte d'autonomie, en faisant appel à des technologies d'assistance robotiques. Le projet réunit un consortium de 16 partenaires au travers du programme INTERREG V A.

Il s'articule autour de 4 axes de travail :

- La réalisation d'un Fauteuil Roulant Électrique Intelligent (FREI) et connecté intégrant des technologies d'assistance à la conduite pour une meilleure autonomie des personnes à mobilité réduite.
- La réalisation d'un simulateur de conduite en réalité virtuelle pour une expérience immersive du FRE.
- La mise en place d'un package de formation destiné aux professionnels de santé sur les aides techniques.
- La réalisation d'un accord de partenariat entre établissements académiques de recherche et entreprises, construit via des évènements nationaux et internationaux afin de créer des synergies, promouvoir et diffuser les résultats du projet.

C'est dans le cadre du troisième axe que s'intègrent les travaux de cet article. Il s'agit du développement d'une offre de formation complète sur les aides techniques, dédiée aux professionnels de santé. L'objectif de cet axe 3 est de former un minimum de 680 professionnels de santé en France et au Royaume-Uni en associant des modalités de formation en ligne et en présentiel. La conception de cette formation s'appuie sur l'expertise des partenaires du projet dans les domaines technologiques, médicaux et pédagogiques. Les axes 1 et 2 représentent les données d'entrée pour une partie de l'axe 3. Ils permettent d'alimenter le contenu de la formation par l'ensemble des technologies d'assistance robotique développées dans le cadre du projet, à savoir le fauteuil roulant intelligent et connecté, le simulateur de conduite en réalité virtuelle ainsi que l'ensemble des modules technologiques dédiés à la surveillance des constantes des personnes à mobilité réduite.

En plus de son intérêt pédagogique, la formation ADAPT permettra de recueillir des données d'évaluation auprès des professionnels formés. Ces données serviront à améliorer le contenu de formation et seront également utilisées à des fins comparatives entre la France et le Royaume-Uni. L'analyse des résultats pourra fournir en effet des éléments intéressants dans une perspective d'étude transculturelle en pédagogie.

Après un état de l'art au sujet de la formation sur les aides techniques pour les professionnels de santé en France, nous présenterons les unités de formation du projet ADAPT avant d'aborder les résultats obtenus et à venir.

II. ETAT DE L'ART

A. Offres et Besoins de Formation aux Aides Techniques pour les Professionnels de Santé en France

Les technologies d'assistance ne peuvent être réellement efficaces et correctement utilisées que si leur mise en œuvre est adaptée, expliquée, et accompagnée [2]. La formation des professionnels de santé à ces enjeux apparaît donc cruciale.

En France, il existe plusieurs formations aux aides techniques. Elles sont déployées au sein de parcours de formation initiale ou continue. Il existe plusieurs Diplômes d'Université en appareillage et des formations professionnelles comme celles délivrées par l'Association Nationale Française des Ergothérapeutes (ANFE) ou par l'Association Française contre les Myopathies. Les écoles paramédicales forment

également les futurs kinésithérapeutes, ergothérapeutes ou orthophonistes à ces thématiques.

Plusieurs études analysées dans le cadre d'une revue de littérature menée par les partenaires ADAPT [3] montrent que les professionnels de santé manifestent un besoin croissant de sensibilisation et de connaissances sur les produits, systèmes et technologies d'assistance disponibles, ainsi que sur les recherches actuelles concernant l'assistance robotique [4 ; 5]. Plus précisément, l'Observatoire National sur la Formation, la Recherche et l'Innovation sur le Handicap (ONFRIH) a effectué quelques recommandations en France liées à l'orientation que devraient prendre les formations sur les AT. Il est suggéré notamment que ces formations traitent de l'amélioration de la prescription, de l'acquisition et de l'adaptation des nouveaux dispositifs d'auto-assistance. L'ONFRIH identifie 3 publics cibles : les prescripteurs, les distributeurs d'appareils, ainsi que les utilisateurs et leurs aidants [6]. D'autres études insistent sur le fait que les disciplines traitant des AT devraient être enseignées plus profondément lors des formations initiales dans le supérieur, et donc auprès d'étudiants [7-12].

Toutefois, avec tous ces besoins généraux, il peut être difficile pour les spécialistes en AT d'obtenir une formation de bonne qualité [13].

Par ailleurs, la combinaison de formations théoriques et pratiques sur les AT est recommandée car elle favoriserait l'acquisition de compétences concrètes [14].

B. La Formation Multimodale : Intérêts et Enjeux

Si Biard montre que la formation pratique est plus efficace lorsqu'elle est organisée autour de cas cliniques en salle que lorsqu'elle est livrée à distance, il insiste également sur le fait que la charge cognitive est diminuée par la formation en ligne, grâce notamment aux pauses et à la segmentation des séquences d'apprentissage. La mémorisation de concepts théoriques est meilleure si l'accès à l'information est contrôlé par l'apprenant. En parallèle, une formation en salle est plus pertinente pour développer les compétences pratiques [15].

À partir d'une riche revue de littérature, l'U.S. Department of Education met en évidence plusieurs critères de qualité permettant d'assurer mémorisation et satisfaction d'apprentissage en ligne [16] :

- Interventions régulières du formateur
- Travail collaboratif apprenant/formateur et apprenant/apprenant
- Rencontre physique entre les apprenants et le formateur pendant le programme (formation multimodale)
- Échanges avec le formateur et les autres apprenants pendant la formation
- Présence de médias autres que du texte
- Instructions individualisées
- Pratique pendant la formation
- Souplesse du temps d'apprentissage en ligne

- Auto-contrôle/Réflexion personnelle
- Ressources supplémentaires en cas de mauvaise réponse à une question de quiz

La multimodalité est un élément crucial de l'efficacité d'une formation. Associer une séance présentielle à la mise à disposition de ressources pédagogiques en ligne permet notamment la répétition des messages clés, la liberté de consultation et l'accès à des moyens de communication variés avec les formateurs et entre apprenants [16].

Par ailleurs, le déploiement d'une formation en ligne présente un autre intérêt. Les technologies de l'information et de la communication offrent en effet des opportunités de diffusion large et permettent de s'affranchir des contraintes logistiques qui auraient rendu inopérant le déploiement en présentiel, surtout compte tenu du caractère décentralisé du projet ADAPT.

III. NOTRE APPROCHE PEDAGOGIQUE : UNE FORMATION MULTIMODALE ET PROGRESSIVE SUR LES AT

A. Analyse des Besoins en Formation

Former les professionnels de santé en ligne reste toutefois un défi. Comment former à distance des personnes dont l'essentiel du travail repose sur des relations humaines, des techniques manuelles et des savoirs théoriques et pratiques extrêmement riches ?

Afin de développer des formations adaptées, innovantes et pertinentes, il nous fallait donc analyser plus finement les besoins des professionnels de santé en matière de formation sur les aides techniques et les nouvelles technologies d'assistance. Pour cela, les partenaires du projet ont réalisé une revue de littérature dont les grandes lignes sont exposées en II.A.

Il y est apparu pour les partenaires ADAPT que la littérature existante manquait de données de terrain dont l'analyse pourrait permettre de comprendre les réels besoins en formation des professionnels de santé [17 ; 18]. Pour pallier à ce manque, les équipes du projet ont décidé de mener une enquête de terrain qui a permis de recenser les connaissances, les expériences et les besoins en formations des professionnels de santé dans le domaine des AT [19 ; 20].

Cette enquête, comptant 37 questions semi-ouvertes et destinée aux professionnels français et britanniques, a touché 368 participants en France et au Royaume-Uni. Elle a mis en évidence les points suivants.

Selon le panel interrogé, les formations professionnelles sur les AT ou les formations à destination des usagers ne sont pas suffisantes. De plus, au Royaume-Uni, ces formations sont difficilement disponibles et sont jugées inadéquates par 76.6% des professionnels. En France, la majorité des professionnels dresse le même constat pour la formation continue (46.7%), tandis que la formation initiale en AT est estimée comme assez suffisante par 72.8% des répondants français.

Les thèmes suivants ont été ciblés comme des besoins principaux en formation sur les AT : connaissance globale des AT et connaissances sur des dispositifs spécifiques ; prescription d'AT ; suivi et causes d'abandon de l'AT ;

évaluation de l'utilisateur ; former l'utilisateur ; et personnaliser les AT en fonction des situations de chaque usager.

Enfin, il est ressorti de cette enquête que les professionnels de santé seraient intéressés par plus de preuves sur l'utilisation d'AT pour divers groupes d'usagers, et l'idée d'une formation en ligne disponible dans tous les hôpitaux comprenant un service de rééducation/réadaptation a été émise.

B. Programme de Formation

Les besoins recensés dans la revue de littérature et l'enquête de terrain nous ont permis de proposer un programme articulé autour de six unités d'apprentissage dont le niveau de technicité augmente progressivement. Les cinq premières unités seront dispensées en e-learning et la dernière se fera en présentiel. Le programme débute par des généralités sur les AT et le handicap et se conclut par les perspectives offertes par les nouvelles technologies d'assistance développées par ADAPT. La formation ADAPT dans son ensemble contribuera à développer chez les apprenants des savoirs et savoir-faire en matière d'AT, deux composantes essentielles dans l'acquisition de compétences [21].

La formation complète est à destination principalement des professionnels et étudiants en santé ou dans le secteur social, mais les unités en lignes pourront être suivies par les aidants et les usagers qui le souhaitent. Les 6 unités ayant un niveau croissant de technicité, le public participant à la formation pourra être différent en fonction des unités. Les premières pourront s'adresser aux professionnels qui s'intéressent aux AT mais sans connaissance approfondie du sujet, tandis que les professionnels plus expérimentés et travaillant au quotidien avec les AT trouveront des éléments pertinents pour leur pratique dans la suite du programme.

Les deux premières unités du programme sont des unités de sensibilisation aux thématiques du handicap et des AT. Elles sont construites, entre autres, autour des objectifs pédagogiques suivants : connaître les définitions essentielles, comprendre les modèles, classer les AT selon leurs niveaux technologiques et leurs catégories. Elles sont plus théoriques que le reste du programme et permettent de nous assurer que tous les apprenants disposent des mêmes bases de connaissances pour appréhender avec justesse les unités suivantes. En effet, lors de la recherche d'AT, il est utile de comprendre à la fois la situation de handicap et la catégorie d'aides techniques correspondante afin d'être le plus pertinent possible dans sa réflexion. De plus, cette sensibilisation répond à un besoin des professionnels de santé qui ressort de la revue de littérature (cf. II.A).

L'unité 1 est une unité généraliste sur les AT. Elle en donne la définition, présente leurs différents niveaux technologiques (*low*, *mid* et *high Tech*) ainsi que des exemples d'utilisation d'AT en fonction de la catégorie à laquelle elles appartiennent (AT à la mobilité, aux fonctions cognitives ou à la communication par exemple). Cette unité présente également la réglementation qui régit l'acquisition d'AT, les sources de financement et les droits et devoirs d'un usager d'AT. L'unité 2 aborde la compréhension du handicap, de façon généraliste également. Elle permet notamment aux apprenants de voir ou de revoir les définitions du handicap selon l'OMS et la loi du

11 février 2005, et de se sensibiliser à l'importance de la compréhension du handicap pour l'utilisation d'AT dans une prise en soin. Par ailleurs, cette unité présente différents modèles de compréhension du handicap, dont le modèle médical, le modèle social et le modèle bio-psycho-social. Enfin, il y sera abordé la Classification Internationale du Fonctionnement (CIF) et son intérêt dans la préconisation d'une AT adaptée.

Plus qu'une sensibilisation et un apport de connaissances sur les nouvelles générations d'AT, la formation ADAPT cherche à développer des compétences professionnelles pour l'utilisation des nouvelles technologies d'assistance. Afin de fournir des outils aux professionnels pour faire avancer leur pratique et permettre un transfert de ce qu'ils auront appris dans leur travail quotidien, nous avons orienté les objectifs pédagogiques des unités 3 à 6 vers l'acquisition de savoir-faire professionnels.

Les unités 3 et 4 abordent respectivement en détail les AT à la mobilité et posture, et les AT à la communication. Il nous paraissait indispensable de détailler les AT à la mobilité et à la posture dans cette formation puisque celle-ci aboutira à la présentation d'une nouvelle AT à la mobilité : le FREI développé par ADAPT. De même, l'importance des AT à la communication est un point qui est ressorti d'un *advisory group* organisé par les partenaires britanniques du projet ADAPT, avec des personnes en situation de handicap susceptibles d'utiliser le FREI.

Les définitions essentielles à la compréhension de ces domaines sont expliquées dans une première partie. Dans une seconde partie, trois études de cas sont présentées. Elles mettent en avant, de façon concrète, les populations concernées par les troubles de la mobilité/posture ou les troubles de la communication. Puis, elles se concentrent sur la pratique de terrain : évaluation de l'utilisateur, préconisation de l'AT la plus adaptée et apports de l'AT dans la vie quotidienne. Là encore, ces thématiques répondent aux besoins recueillis lors de l'enquête de terrain (cf. III.A.). À la fin de ces 2 unités, les apprenants seront capables d'employer le vocabulaire professionnel adapté à ces domaines, de comprendre l'évaluation holistique de l'utilisateur et de proposer des AT adaptées à une personne en fonction de sa situation de handicap.

L'unité 5 répond quant à elle à un intérêt évoqué dans l'enquête, relatif aux preuves sur l'utilisation d'AT. En effet cette unité traite de l'*Evidence Based Practice* (EBP) ou pratique fondée sur les preuves, qui consiste pour les professionnels de santé à faire évoluer leur pratique au travers de recherches dans la littérature scientifique. Plus que de fournir à l'apprenant une liste de preuves démontrant l'intérêt de telle ou telle AT, nous leur donnons les clés pour qu'ils puissent effectuer eux-mêmes leurs recherches. Les méthodologies de recherche d'articles pertinents, d'analyse critique des articles et des preuves ainsi que l'application de l'EBP à la préconisation d'AT seront abordées. À travers cette unité, les apprenants auront l'occasion de mettre en pratique leurs connaissances théoriques et de rechercher des preuves justifiant l'utilisation de telles AT pour telles personnes et situations de handicap. Ainsi, à la fin de cette unité, l'apprenant sera capable de comprendre ce qu'est l'EBP et son intérêt dans la recherche d'AT, d'analyser la documentation relative aux AT à l'aide d'outils

d'évaluation appropriés, de déterminer la validité et la pertinence des preuves et enfin d'appliquer l'EBP à sa pratique pour la faire évoluer.

La sixième et dernière unité est centrée sur les technologies développées dans le projet ADAPT : le FREI et le simulateur de conduite de fauteuil roulant en réalité virtuelle. Son objectif est de permettre aux professionnels de santé d'anticiper l'arrivée sur le marché de ces AT de haute technologie pour faciliter leur mise en place à l'avenir.

Pensée pour permettre aux professionnels de santé d'acquérir des connaissances sur ces nouvelles générations d'aides techniques, elle s'inscrit ainsi dans l'amélioration continue des prises en soin des patients et contribue à accroître le développement et l'adoption de produits, processus, systèmes et services innovants dans le monde médical et paramédical. Elle permet aux professionnels d'acquérir les compétences nécessaires pour utiliser ces technologies et surtout les réutiliser dans leur pratique auprès de leurs patients afin d'enrichir leurs prises en soin. En complément des données existantes dans la littérature scientifique, le contenu de l'unité 6 se base sur les expérimentations et essais cliniques propres au projet ADAPT [22]. Ces essais cliniques permettent d'objectiver la pertinence de tels dispositifs d'assistance et de mettre en évidence les axes d'amélioration dans le développement de ces technologies. À la fin de cette unité, les participants seront capables de manipuler et utiliser le FREI, de préconiser le FREI et les AT qui intègrent ces nouvelles technologies dans des situations adaptées et enfin d'initier un patient à utiliser un simulateur de conduite et un FREI, à travers l'utilisation des prototypes ADAPT. Ils auront également acquis des connaissances de base sur les technologies d'intelligence artificielle et de réalité virtuelle mises en jeu.

L'ensemble du dispositif de formation décrit donc un programme progressif qui permettra de répondre aux enjeux soulevés par l'ensemble du projet ADAPT.

C. Stratégie Pédagogique

Sur les 10 critères de qualité de la formation ouverte à distance listés en II.B., l'équipe de formation ADAPT a choisi d'en appliquer 9. Les instructions individualisées nécessitent notamment l'intégration de variables techniquement chronophages à mettre en place et les livraisons imposées par le projet ne nous permettent pas de les réaliser. Les 9 autres critères seront en revanche appliqués sous des formes variées. Chacun des moyens pédagogiques de la liste suivante permet de répondre à un ou plusieurs des 9 critères de qualité évoqués en II.B. :

- Des vidéos des référents de la formation ponctuant le contenu pédagogique à intervalles réguliers
- Des exercices collaboratifs avec questions/réponses sur un forum en ligne
- Une unité d'apprentissage délivrée au format multimodal
- Des vidéos et des modules animés interactifs

- Des exercices de recherche d'aides techniques sur une plateforme française dédiée
- Une liberté de consultation des modules
- Des exercices de réflexion personnelle
- Des remédiations en cas de réponse négative aux questions de quiz

Nous pensons que la conception de la formation autour de ces moyens pédagogiques permettra d'en assurer la qualité. Nous en mesurerons les impacts par les méthodes d'évaluation décrites dans la partie IV.B.

IV. RÉSULTATS

A. Résultats Matériels

La méthode de réalisation des contenus pédagogiques fait intervenir des acteurs variés de l'expertise du handicap, de la pédagogie et, ponctuellement, de l'ingénierie robotique. En effet, une approche pluridisciplinaire de la formation est particulièrement importante d'un point de vue pédagogique, étant donné la complexité de la technologie et de l'utilisation des technologies d'assistance [23]. Pour chaque unité d'apprentissage, un *storyboard* est d'abord rédigé : il s'agit d'un document de travail partagé qui structure le contenu et liste les séquences de formation, les ressources utilisées et les moyens pédagogiques à employer. Ce document est rédigé par des experts en médecine, en ergothérapie et en kinésithérapie. Une fois validé, un professionnel de la formation en ligne crée des modules interactifs et intègre les ressources à l'aide d'outils spécialisés. L'ensemble du dispositif est ensuite intégré à une plateforme dédiée à la formation ouverte à distance, un *Learning Management System* (LMS) (Fig.1).

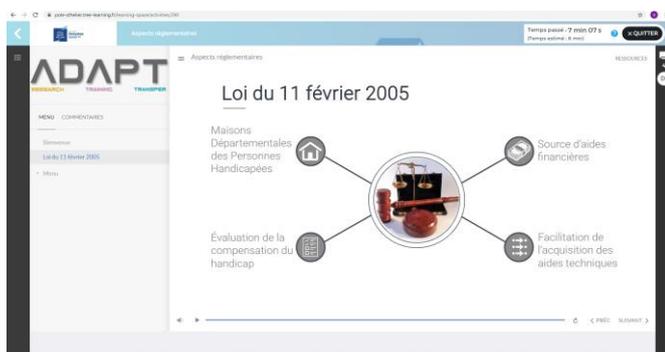


Fig. 1. Exemple d'écran diffusé sur le LMS ADAPT

Ce LMS assure une diffusion de la formation et un suivi statistique des apprenants. Il permet notamment de recueillir des données sur la fréquentation, le temps passé en formation et les résultats des questionnaires d'évaluation. Le système doit également fournir aux apprenants une expérience d'apprentissage fluide, simple et claire afin de limiter la charge cognitive et de permettre aux apprenants de se concentrer de façon efficace sur le contenu pédagogique [24].

B. Résultats Statistiques : l'Évaluation de la Formation

L'évaluation de notre formation repose sur plusieurs critères.

Tout d'abord, grâce au LMS, nous pouvons évaluer le nombre de participants à la formation ADAPT.

Par ailleurs, nous avons développé un questionnaire que les apprenants devront remplir une première fois directement après avoir suivi la formation, puis 4 mois après la formation. Pour prendre part à l'évaluation, les participants devront avoir complété l'unité évaluée. Ils seront invités à répondre au questionnaire via un lien s'affichant dès la validation du quiz de fin d'unité.

Pour le moment, nous avons développé le questionnaire correspondant à l'unité 1, les autres unités n'étant pas encore disponibles en ligne. Celui-ci, comprenant 16 questions à choix unique et questions ouvertes, interroge l'apprenant sur son sentiment de connaissances, de confiance dans l'utilisation d'AT avant et après la formation, ainsi que sur sa disposition à les utiliser. Il évalue la pertinence du contenu, son adéquation avec les objectifs pédagogiques et les besoins des professionnels, la forme du contenu et l'interactivité que propose la plateforme de formation en ligne.

Les résultats actuels témoignent d'une augmentation du sentiment de connaissances, de confiance et de disposition à utiliser les AT grâce à l'unité 1 (les participants gagnent en moyenne plus d'un point sur une échelle de 0 à 5). 90% des répondants ont estimé que le contenu atteignait ses objectifs pédagogiques, 95% ont jugés l'apport de contenu approprié et adapté et la totalité des participants l'ont trouvé intéressant et facile à suivre. Enfin, 79% des apprenants ont perçu au moins une notion qu'ils pourront transposer dans leur pratique. Toutefois, la représentativité actuelle des résultats est encore limitée puisque l'enquête n'a été lancée qu'au Royaume-Uni et 19 répondants y ont pris part.

Tous ces résultats nous serviront à plusieurs niveaux. D'une part, connaître le nombre de participants à la formation pourra nous permettre de suivre l'atteinte de l'objectif de l'axe 3 du projet ADAPT, à savoir la formation de 680 professionnels de santé des régions bordant la Manche. D'autre part, les résultats de l'enquête post-formation nous permettront de mettre à jour et de faire évoluer nos unités afin de s'adapter aux besoins en constante évolution des professionnels de santé.

V. CONCLUSION

Avec l'apparition des nouvelles technologies, les habitudes de prescription des aides techniques sont amenées à évoluer rapidement. La revue de littérature et l'enquête menées par les équipes du projet ADAPT démontrent que la formation des professionnels de santé aux nouvelles pratiques est une nécessité. Au-delà même des aides techniques de haute technologie, il apparaît qu'une formation plus globale aux aides techniques de technologies moins avancées est nécessaire.

En livrant une formation multimodale respectant des critères de qualité reconnus, le projet ADAPT va contribuer à former de façon efficace ces professionnels de santé en France et au Royaume-Uni. Les premiers résultats des enquêtes de satisfaction sont encourageants. Le déploiement prochain de 6

unités d'apprentissage permettra d'obtenir plus de données et de confirmer l'intérêt de notre démarche innovante de formation.

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).

Nos remerciements vont à l'ensemble des équipes travaillant sur le projet ADAPT.

Nous remercions particulièrement l'équipe du CCCU pour l'apport de résultats sur l'évaluation de la formation.

Nous remercions également tous les professionnels de santé qui ont pris part ponctuellement au développement de la formation.

REFERENCES

- [1] Association Nationale pour la Formation permanente du personnel Hospitalier. (2020). *Plan d'actions régional*. Repéré à https://www.anfh.fr/sites/default/files/fichiers/par_2020_nomandie_inter_aktif.pdf
- [2] Widehammar, C., Lidström, H. and Hermansson, L. (2017) Environmental barriers to participation and facilitators for use of three types of assistive technology devices. *Assistive Technology*, DOI: 10.1080/10400435.2017.1363828
- [3] Manship, S., Hatzidimitriadou, E., Stein, M. et al. (2019). A Literature Review of the Challenges Encountered in the Adoption of Assistive Technology (AT) and Training of Healthcare Professionals. *Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe (AAATE)*, (pp. 90-91). Bologne. Repéré à <https://kar.kent.ac.uk/76435/>
- [4] Brose, S.W., Weber, D.J., Salatin, B.A. et al. (2010). The role of assistive robotics in the lives of persons with disability. *American Journal of Physical Medical Rehabilitation*, 89, 509–521.
- [5] Malcolm (2015) Assisted living capability analysis report. Repéré à <https://sehta.co.uk/Post/?permalink=malcolm-reports>
- [6] ONFRIH (2011). *Observatoire National sur la Formation, la Recherche et l'Innovation sur le Handicap. Rapport triennal ONFRIH - Synthèse et préconisation*. Repéré à <http://www.ladocumentationfrancaise.fr/rapports-publics/114000304/index.shtml>
- [7] Jans, L.H. and Scherer, M.J. (2006). Assistive technology training: diverse audiences and multidisciplinary content. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 1(1-2), 69-77.
- [8] Fifield, M. G. & Fifield, M. B. (1997). Education and training of individuals involved in delivery of assistive technology devices. *Technology and Disability*, 6(2), 77-88.
- [9] Rowley, B. A., Mitchell, D. F. and Weber, C. (1997). Educating the rehabilitation engineer as a supervisor. *Assistive Technology*, 9, 62-69.
- [10] Gray, T. and Coleman, C. (1996). Rehabilitation engineering training program model and issues. *Proceedings of the '96 RESNA Annual Conference*, 5-7, RESNA, Washington, DC.
- [11] Winters, J. M. (1995). Rehabilitation engineering training for the future: Influence of trends in academics technology and health reform. *Assistive Technology*, 7, 95-110.
- [12] Smith, R. O. (1992). Technology education from an occupational therapy view. *Technology Disability*, 1, 22-30.
- [13] Candela, A. R. (2003). A pilot course in teaching skills for assistive technology specialists. *Journal of Visual Impairment & Blindness*, 97(10), 661-666.
- [14] Lecomte, D. (2003). Aides techniques: situation actuelle, données économiques, propositions de classification et de prise en charge. Repéré à <https://www.vie-publique.fr/sites/default/files/rapport/pdf/034000170.pdf>
- [15] Biard, N. (2019). L'apprentissage de procédures médicales par vidéo : effets de la segmentation et du contrôle du rythme par l'apprenant. Repéré à <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-02020680/document>
- [16] U.S. Department of Education (2010). Evaluation of Evidence-Based Practices in online learning : a meta-analysis and review of online learning studies
- [17] Arthanat, S., Elsaesser, L. and Bauer, S. (2017). A survey of assistive technology service providers in the USA. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(8), 789-800.
- [18] Somerville, N.J., Wilson, D.J., Shanfield, K.J. and Mack, W. (1990). A survey of the Assistive Technology training needs of Occupational Therapists. *Assistive Technology*, 2(2), 41-49.
- [19] Parkin, C., Hatzidimitriadou, E., Manship, S. et al. (2019). A Survey of Assistive Technology (AT) Knowledge and Experiences of Healthcare Professionals in the UK and France: Challenges and Opportunities for Workforce Development. In: Special Thematic Session 15 Robotics and Virtual Worlds. Repéré à <https://kar.kent.ac.uk/76434/>
- [20] Hatzidimitriadou, E., Parkin, C., Stein, M. et al. (2019). Training needs and development of online AT training for healthcare professionals in UK and France. *Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe (AAATE)*, (pp. 92-93). Bologne. Repéré à <https://kar.kent.ac.uk/76436/>
- [21] Coulet, J.-C. (2011, Janvier). La notion de compétence : un modèle pour décrire, évaluer et développer les compétences. *Le travail humain*, Vol. 74, n° 1, pp. 1-30. Consulté le 3 Mars 2019. Repéré à <https://www.cairn.info/revue-le-travail-humain-2011-1-page-1.html>
- [22] Leblong, E., Fraudet B., Devigne L. et al. (2019). SWADAPT1 : Evaluation on standardised circuits of the interest of a robotic module for assisting the driver of an electric wheelchair: pilot, prospective, controlled, randomised study (unpublished)
- [23] Cowan D., Judge S. and Cudd P. (2015). Over a decade of developing the assistive technology field in the UK
- [24] Clark, R. C., Nguyen, F., & Sweller, J. (2006). Efficiency in learning: Evidence-based guidelines to manage cognitive load. John Wiley & Sons.

The First Massive Open Online course of the European Psychiatric Association on Cognitive and Behavioural Therapy

Tiago Costa

Newcastle University
Cumbria, Northumberland, Tyne and Wear NHS FT
Newcastle upon Tyne, United Kingdom

thomas_gargot@hotmail.com

Olga Sidorova

Riga East University Hospital
Riga, Latvia
EFPT Psychotherapy working group
EPA Psychotherapy section

Nikitas A. Arnaoutoglou

CPFT NHS FT
Dpt Of Psychiatry, University of Cambridge
Cambridge, United Kingdom
Memory & Cognitive Functions Clinic, 1st Dpt of
Psychiatry, "Papageorgiou" Hospital, Aristotle University of
Thessaloniki, Thessaloniki, Greece
EFPT Psychotherapy working group
EPA Psychotherapy section

Natasha Liu-Thwaites

SLaM NHS FT
London, United Kingdom

Stirling Moorey

SLaM NHS FT
King's College
London, United Kingdom

Thomas Gargot

CHART Laboratory - EA 4004, TIM, Paris 8 University,
93526, Saint Denis, France
Psychiatrie de l'Enfant et de l'Adolescent, Pitié Salpêtrière -
Charles Foix, Assistance Publique Hôpitaux de Paris,
75013, Paris, France
ISIR, Sorbonne Université, 75005, Paris, France
EFPT Psychotherapy working group
EPA Psychotherapy section

Cécile Hanon

Centre Ressource Regional de Psychiatrie du Sujet Âgé,
DMU Psychiatrie et Addictologie,
Assistance Publique Hôpitaux de Paris
Centre - Université de Paris
Paris, France
EPA Committee of Education

Abstract — Introduction: Psychiatric trainees lack psychotherapy training. In 2018, the European Psychiatric Association (EPA) offered a Massive Open Online Course (MOOC), "Introduction to Cognitive Behavioural Therapy". We will present an overview of the course participants and engagement metrics, and propose improvements for future courses. Methods: Non-identifiable participant information was collected through a welcome survey. Additional data were internally extracted, including demographic information, interests, educational background, learning objectives, completion and satisfaction rate. Engagement strategy questionnaires were distributed and screen time calculated. Results: There were 7.116 enrollments, 1.504 completed the welcome survey and 954 (13%) the overall course. The three most represented countries were: Greece (18%), France (8%) and the UK (7%). Psychologists and psychology students represented 41% of the initial participants, psychiatrists and psychiatry trainees 33%. Conclusion: The MOOC achieved its primary goals and received a wide acceptance. The dropout rate was lower than similar online courses. Improvements and amendments are suggested.

Keywords— *psychotherapy, CBT, MOOC, online, training.*

V. INTRODUCTION

Communication and psychotherapy skills are core psychiatry competencies [1]. Depression is the most disabling disorder in the world according to the World Health Organization [2]. The total annual cost of depression in Europe has been estimated at €118 billion in 2004 [3]. This makes it the brain disorder with the highest economic burden in Europe, accounting for 33% of the total cost, corresponding to 1% of Europe's economy (by GDP) [3]. Its first line treatments are psychotherapy and antidepressants, such as selective serotonin reuptake inhibitors. However, in a survey of 869 French psychiatry trainees, psychotherapy training was identified as being hardly implemented [4]. The European Federation of Psychiatric Trainees (EFPT), collecting answers from 574 trainees living in 22 different European countries, found strong motivation for training in psychotherapy (> 90%), but scarcity of available resources [5]. Psychotherapy training has been identified as the most relevant issue for psychiatric trainees, even before salary and working conditions [6]. Online focus groups with European psychiatric trainees and young psychiatrists, showed that e-learning courses are valued as life-

The EPA funded the course. Lara le Loan was funded by the EPA and was not involved in the writing and interpretation of the survey findings.

long learning opportunities [7] and could be helpful to address this issue.

Cognitive Behavioural Therapy (CBT) is a well-known and widely used manualized psychotherapy, being first-line treatment in many countries for mood disorders and other pathologies [8]. Given its widespread use and relevance, training in CBT is in great demand, including online courses [9]. Online CBT training has some advantages when compared to face-to-face, including lower overall costs and accessibility for participants at any time and from any part of the world.

Massive Open Online Courses (MOOCs) have been a popular learning method since 2012 [10]. They are open access online courses, available to a worldwide audience, potentially with unlimited participation. They can make use of traditional teaching methods – reading materials, videos of lectures and questionnaires – and also interactive components, such as discussion forums. These should foster engagement and promote interactions between participants and facilitators, with reflective questions to provoke and support metacognitive processes, helping the participants to learn, and with implementing processes into their practice [11]. Still, there isn't any face-to-face experience, and significant drop-out rates are common. Also, the absence of surveillance during assessments increases the risk of fraud.

In April and May 2018, the EPA ran the “Introduction to CBT” MOOC. It consisted of an introductory module and 4 different chapters, each composed of 4 to 8 lessons. The syllabus focused on the past and present of CBT, CBT for anxiety and depression, CBT for the treatment of depression (based on a clinical case), and the overall value of CBT techniques for psychiatric practice. Each chapter was made available sequentially on a weekly basis, taking 2 to 3 hours to complete. Participants were also encouraged to engage in structured discussion forums, moderated by facilitators. Participants were free to complete the course at their own pace, but the certificate of completion was only unlocked when all of the syllabus was completed. There was no summative evaluation. In a recent viewpoint, we presented the challenges of teaching CBT with a MOOC [12].

Here, we will present an overview of the course participants in the EPA MOOC on CBT, respective engagement metrics, and also propose improvements for future courses.

VI. METHODS

With each participant's informed consent, anonymized individual data were gathered through a structured welcome survey, cross-sectionally. Completion of this questionnaire was voluntary and did not affect course participation. Questions included demographics, educational background, motivation for participation, occupation and years of experience.

We also used anonymized longitudinal data from the activity on the Canvas platform. This included learning aims and outcomes, interests, completion and satisfaction rate. We separately calculated screen time and page views for each chapter and video session. Lastly, participants also responded to engagement strategy questions.

We followed the STROBE guidelines for reporting observational studies [13].

VII. RESULTS

A total of 7.116 participants enrolled and the welcome survey captured 1.504 answers. Only 26% of the participants finished the first week of the MOOC and validated the first formative quiz. The drop-out rate during the second and third weeks was, respectively, 8% and 2.5%. Only 13% (n=954) of the total enrolled participants completed the course.

The 10 most represented countries in screen watch time (61% of the total) were Greece (18%), France (8%), UK (7%), Poland (6.4%), Russia (4.6%), Ukraine (4.1%), Australia (3.6%), Romania (3.6%), Turkey (3.3%) and Egypt (3.2%). The remaining 39% came from 39 other countries.

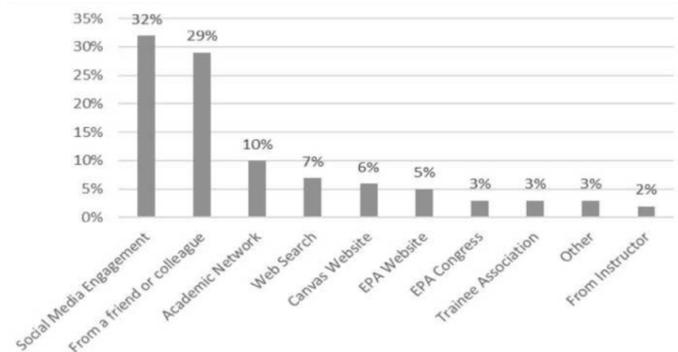


Fig. 2. How participants learned about the MOOC

Females represented 76% of the participants and 45% were in their 20s, with 31% being in their 30s and 23% over 40 years old.

Psychologists and psychology trainees were the largest group (41%), followed by psychiatrists and psychiatry trainees (32%). Most of the board-certified psychiatrists were under 30 years old (34%), having two years or less of experience. Other represented groups included different medical specialists, nurses, mental health practitioners, social workers, teachers, students from other areas, as well as patients and caregivers.

For most of the participants (84%) this was their first MOOC, 63% had never trained in CBT before, and 53% didn't have previous experience in any other kind of psychotherapy. The main motivations for enrollment were career development (27%) and educational purposes (22%).

The topic played a ‘very important’ (80%) and ‘important’ (19%) role for participants. The perceived quality of the faculty had a pivotal role in registration (82%). A certificate of completion was ‘important’ for 41% and ‘very important’ for 34%. The course being free was ‘very important’ to 45% and ‘important’ to 44%. The most popular device used to follow the MOOC was a personal computer (77%), followed by smartphones (16%) and tablets (7%).

TABLE II. PARTICIPANT'S VIDEO WATCHTIME, VIEWS AND AVERAGE VIEW DURATION (BY NATIONALITY)

Country	Video watch time	Views	Average view duration
	Minutes (% of total)	N (% of total)	Minutes
Greece	44.878 (18)	6.448 (16)	6:57
France	20.193 (8)	3.567 (9)	5:39
UK	17.797 (7)	2.490 (6.3)	7:08
Poland	16.307 (6.4)	2.519 (6.4)	6:28
Russia	11.664 (4.6)	2.009 (5.1)	5:48
Ukraine	10.437 (4.1)	1.885 (4.8)	5:32
Australia	9.110 (3.6)	1.152 (2.9)	7:54
Romania	9.103 (3.6)	1.416 (3.6)	6:25
Turkey	8.414 (3.3)	1.338 (3.4)	6:17
Egypt	8.056 (3.2)	1.528 (3.9)	5:16

VIII. DISCUSSION

Despite the high attrition rate, 954 participants completed all four modules of the first EPA MOOC on CBT. The retention rate was around twice that of the average MOOC [14]. This could be a reflection of the quality of the MOOC, as inferred from participant feedback, or the underlying need for training in psychotherapy [4, 5]. Participation can be amplified by collaborating with patient associations like the Global Alliance of Mental Illness Advocacy Networks-Europe (GAMIAN) or the European Federation of Associations of Families of People with Mental Illness (EUFAMI). The latter endorsed the Caring for People with Psychosis and Schizophrenia MOOC developed by King's College London [15].

The MOOC format is perhaps particularly attractive for those who already have a basic training in psychiatry or psychology in a more classical academic context. Still, engagement could be improved using insights from the self-determination theory, which postulates 3 psychological needs: competence (sense of efficacy), autonomy (volition and personal agency) and related-ness (social interactions) [16].

The use of game mechanics could improve engagement in MOOCs [17]. Some of these principles were used for the 2nd EPA online course on Motivational interviewing (achievement badges, improving the feeling of competence) but others could be used in future EPA MOOCs; including simple strategies to improve related-ness from social networks (such as "likes" for the best questions or comments), competitive activities between participants (e.g., best quiz grades, or a score-time of completion on the European Association of CBT serious game, that teaches the basic principles of CBT and introduces its famous researchers [18]), or a status bar of completion visible for other participants, making educational activities intrinsically more rewarding.

To assess competence, foster reflection and prepare implementation in clinical practice, other strategies could include: (1) patient simulation supported by avatar patients [19; 20; 21], (2) role plays with peers, to foster relatedness as well [22], (3) group supervision, particularly relevant for the development of autonomy which could allow learning by teaching principles [24], or (4) online journal clubs to learn to read scientific literature, such as those that EFPT has organized [24; 25; 26; 27]. Video subtitles might be necessary to teach a global audience that includes non-native English speakers [7], also improving accessibility for deaf and hard-of-hearing people.

A trace-based approach could help to identify user's engagement by assessing competence, autonomy and relatedness, thanks to features collected following the trace theory approach [28] or unsupervised machine learning algorithms [29].

We did not include any summative assessments, and accreditation remains challenging for online courses. Peer assessments have been developed for other MOOCs [30; 31]. For psychotherapy training, we propose that a hybrid system, where both online and face-to-face components could be useful, akin to that of the Human Brain Project summer schools [32]. After participants completed the online content, they could have an advanced face-to-face course, including summative and practical skills evaluation, which would make it more valuable towards continuing professional development.

There are some limitations to this study. There could be a recruitment bias, with some countries being over-represented, which was perhaps linked to the origin of some of the MOOC coordinators (Greece, UK and France). Participants who replied to the surveys might be more motivated, and more positive overall towards the MOOC. Given the high burden of depression (and brain disorders in general), we think it is important that these courses be of a higher quality, and as engaging as possible. They should also be free of charge to reach a large audience. In the next EPA MOOCs, it would be worthwhile to measure not only the feasibility, audience and the theoretical knowledge, but also the practice of the participants, and whether, with direct supervision or peer group supervision, this could allow learning by teaching principles.

ACKNOWLEDGMENT

We would like to thank the EPA Committee of Education members, Lara Le Noan - EPA Project Manager for Education, Ethics, ECPC, Ms. Valérie Vergez – Pedagogical Consultant as well as Dr. Stirling Moorey and the invited speakers for their contribution in the course : Ms. Suzanne Byrne, Dr. Isaac Marks, Dr. Deborah Cullen, Dr. Alice Kerr, Ms. Sophie Mayes, Dr. Abigail Pain, Ms. Sarah Worrall, Dr. Steven D. Hollon, Prof. David Kingdon, Dr. Herbert Steiner and Dr. Chris Williams. NAA was in Cambridge and now is working for the Memory & Cognitive Disorders clinic, Papageorgiou General Hospital, Thessaloniki, Greece.

REFERENCES

- [1] Brittlebank, A., Hermans, M., Bhugra, D., Pinto da Costa, M., Rojnic-Kuzman, M., Fiorillo, A., ... van der Gaag, R. J. (2016). Training in psychiatry throughout Europe. *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, 266(2), 155–164. <https://doi.org/10.1007/s00406-016-0679-4>
- [2] World Health Organization (2019). Fact sheet on Depression. Retrieved March 16, 2020, from <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/depression>
- [3] Sobocki, P., Jönsson, B., Angst, J., & Rehnberg, C. (2006). Cost of depression in Europe. *Journal of Mental Health Policy and Economics*.
- [4] Van Effenterre, A., Azoulay, M., Champoin, F., & Briffault, X. (2013). La formation aux psychothérapies des internes de psychiatrie en France : Résultats d'une enquête nationale. *L'Encéphale*, 39(3), 155–164. <https://doi.org/10.1016/j.encep.2012.05.003>
- [5] Gargot, T., Dondé, C., Arnaoutoglou, N. A., Klotins, R., Marinova, P., Silva, R., & Sönmez, E. (2017). How is psychotherapy training perceived by psychiatric trainees? A cross-sectional observational study in Europe. *European Psychiatry*, 45(Supplement C), 136–138. <https://doi.org/10.1016/j.eurpsy.2017.05.030>
- [6] Matutyte, L. (2018, March 3). Psychotherapy within psychiatric training: Are we improving? Poster presented in EPA congress, Nice, France, 2018. Retrieved April 12, 2019, from <https://www.europsy.net/past-future-congresses/> website: https://i0.wp.com/efpt.eu/wp-content/uploads/2018/02/EFPT_EPA-2018-3.jpg
- [7] Casanova Dias, M., Giacco, D., & Hanon, C. (2017). Early career psychiatrists' preferences on e-learning: Viewpoint from the EPA Committee on Education. *European Psychiatry: The Journal of the Association of European Psychiatrists*, 42, 86–88. <https://doi.org/10.1016/j.eurpsy.2016.12.003>
- [8] David, D., Cristea, I., & Hofmann, S. G. (2018). Why Cognitive Behavioral Therapy Is the Current Gold Standard of Psychotherapy. *Frontiers in Psychiatry*, 9. <https://doi.org/10.3389/fpsy.2018.00004>
- [9] Beck Institute for Cognitive Behavior Therapy. [cited 2019 Apr 12]. Online Training [Internet]. Available from: <https://beckinstitute.org/get-training/online-training>
- [10] Breslow, L., Pritchard, D. E., DeBoer, J., Stump, G. S., Ho, A. D., & Seaton, D. T. (2013). Studying Learning in the Worldwide Classroom Research into edX's First MOOC. *Research & Practice in Assessment*, 8, 13–25.
- [11] Schon, D. A. (1984). *The reflective practitioner: How professionals think in action* (Vol. 5126). Basic books.
- [12] Gargot, T., Arnaoutoglou, N. A., Costa, T., Sidorova, O., Liu-Thwaites, N., Moorey, S., & Hanon, C. (2020). Can we really teach Cognitive Behavioural Therapy with a Massive Open Online Course?. *European Psychiatry*, 1-6.
- [13] STROBE. (2008). STROBE Statement: Home. Retrieved April 16, 2019, from <https://strobe-statement.org/index.php?id=strobe-home>
- [14] Reich, J., & Ruipérez-Valiente, J. A. (2019). The MOOC pivot. *Science*, 363(6423), 130–131. <https://doi.org/10.1126/science.aav7958>
- [15] Onwumere, J. (2018). Caring for People with Psychosis and Schizophrenia - On. Retrieved April 12, 2019, from <https://www.futurelearn.com/courses/caring-psycho-schizophrenia>
- [16] Ryan, R. M., & Deci, E. L. (2000). Self-determination theory and the facilitation of intrinsic motivation, social development, and well-being. *American psychologist*, 55(1), 68.
- [17] Gené, O. B., Núñez, M. M., Blanco, Á. F. (2014). Gamification in MOOC: Challenges, Opportunities and Proposals for Advancing MOOC Model. *TEEM '14*, October 01 – 03. <https://doi.org/10.1145/2669711.2669902>
- [18] Alexander Örtenholm, Free Online windows video game presented during European Association of Behavioural and Cognitive Therapies Congress (2016). EABCT2016 – THE GAME. Retrieved April 12, 2019, from <http://eabct2016.org/thegame/>
- [19] Combs, C. D., Sokolowski, J. A., & Banks, C. M. (2015). *The Digital Patient: Advancing Healthcare, Research, and Education*. John Wiley & Sons.
- [20] Skip Rizzo. (2018). MIND Playthrough. Retrieved from https://www.youtube.com/watch?v=b1eEtU_zWh8&feature=youtu.be
- [21] Trimmer, M. (2019). Motivational Interviewing Learning Environment and Simulation (MILES). Retrieved April 12, 2019, from <http://ict.usc.edu/prototypes/miles/>
- [22] Projet EIFFELa: Le bilan. (2020). FUN-MOOC. Retrieved April 30, 2020, from <http://www.fun-mooc.fr/news/projet-eiffela-le-bilan/> published January, 16th 2020
- [23] Stollhans, S. (2016). Learning by teaching: developing transferable skills. *Employability for languages: A handbook*, 161-164.
- [24] De Freitas, D. (2018). EFPT Journal Club #2 : Biology and Future of Psychoanalysis. Retrieved April 15, 2019, from <https://www.facebook.com/events/320502932062976/>
- [25] Gargot, Thomas. (2017). EFPT Journal Club #1 : Tetris in PTSD prevention. Retrieved April 12, 2019, from https://www.facebook.com/events/233856314126334/?notif_t=plan_user_join¬if_id=1534011817324952
- [26] Iyadurai, L., Blackwell, S. E., Meiser-Stedman, R., Watson, P. C., Bonsall, M. B., Geddes, J. R., ... Holmes, E. A. (2018). Preventing intrusive memories after trauma via a brief intervention involving Tetris computer game play in the emergency department: A proof-of-concept randomized controlled trial. *Molecular Psychiatry*, 23(3), 674–682. <https://doi.org/10.1038/mp.2017.23>
- [27] Kandel, E. R. (2012). Biology and the Future of Psychoanalysis: A New Intellectual Framework for Psychiatry Revisited. *The Psychoanalytic Review*, 99(4), 607–644. <https://doi.org/10.1521/prev.2012.99.4.607>
- [28] Bouvier, P., Sehaba, K., Lavoué, É. (2014). A trace-based approach to identifying users' engagement and qualifying their engaged-behaviours in interactive systems: application to a social game. *User Model User-Adap Inter* (2014) 24:413–451. DOI 10.1007/s11257-014-9150-2.
- [29] Asselborn, T. L. C., Faramond, V., & Faucon, L. P. (2017). Unsupervised extraction of students navigation patterns on an EPFL MOOC
- [30] Coursera. (2019b). Data science. Retrieved May 19, 2019, from Coursera website: <https://www.coursera.org/specializations/jhu-data-science>
- [31] Coursera. (2019c). Social Psychology. Retrieved May 19, 2019, from Coursera website: <https://www.coursera.org/learn/social-psychology>
- [32] Human Brain Project. (2018). Introduction to the HBP Curriculum: Interdisciplinary Brain Science. Retrieved from <https://www.youtube.com/watch?v=meOT1sWGZ9g&list=PLvAS8zldX4CgZgjFW14PE3BcPDjTUdsTz&index=1>

Caractérisation des capacités cognitives chez les déficients cognitifs vieillissants

Vers un usage de technologies adaptées au maintien de l'autonomie

Taina S. Victor

Département de psychologie, Université Paris VIII
Paris, France

taina.victor@univ-paris8.fr

Justine Seba, Isabelle Monnier-Kirsch, Elvez
Beladjal

Département recherche et innovation, EPNAK
Evry, France

justine.seba@epnak.org

isabelle.monnier-kirsch@epnak.org

elvez.beladjal@epnak.org

Abstract—Cet article a pour but de recontextualiser les évaluations des capacités cognitives réalisées chez les personnes avec déficiences cognitives. La déficience cognitive est un handicap pluriel et hétérogène chez les populations concernées. À cela il faut ajouter, le vieillissement cognitif des personnes en situation de handicap intellectuel qui accentue les déficits antérieurs. Pour les professionnels sanitaires ou médico-sociaux, l'un des enjeux principaux est de pouvoir faire un état des lieux des capacités cognitives des adultes vieillissants, permettant d'envisager de meilleures conditions de maintien à domicile afin de proposer des solutions innovantes de remédiation ou de compensation personnalisées. Force est de constater que le matériel d'évaluation neuropsychologique n'est pas toujours adapté aux capacités langagières, cognitives restreintes spécifiques aux personnes avec déficience cognitive. Nous avons sélectionné une série d'épreuves neuropsychologiques connues dans la littérature afin de proposer une batterie de tests standardisée adaptée, respectant les règles du facile à lire et à comprendre (FALC). Le FALC est un ensemble de règles européennes ayant pour objectif de produire ou adapter des informations afin de les rendre accessibles au plus grand nombre, y compris aux personnes avec déficience. La question de la compréhension des consignes des tests cognitifs par ce type de public s'est posée. En effet, lorsque la tâche est comprise par le participant, il ne fait aucun doute que l'on s'approche d'une appréciation plus fine de ses capacités. L'enjeu de ce travail sera de mieux cerner les déficits pour éclairer la recherche de solutions technologiques adaptées, et s'affranchir de certaines contraintes liées à la formulation complexe des tâches pour une évaluation cognitive plus proche des compétences. Les premières observations montrent des performances proches de celles de la personne âgée et consolident l'hypothèse d'un vieillissement prématuré du public accompagné. Ce travail s'ajoute aux initiatives visant à mieux dessiner le portrait des personnes avec handicap intellectuel vieillissantes.

Keywords—*déficience cognitive, vieillissement, évaluation neuropsychologique, simplification*

I. INTRODUCTION

A. De qui parle-t-on ?

Différents publics sont accompagnés par les établissements médico-sociaux dont l'EPNAK (Établissement Public National Antoine Koenigswarter). Tout principalement des personnes en situation de handicap mental, psychique ou autistes. Les accompagnements proposés vont du suivi personnalisé de personnes vivant seules aux hébergements en unité protégée en passant également par l'inclusion professionnelle. Les handicaps répertoriés au sein de l'EPNAK sont l'expression d'un trouble ou de la combinaison de plusieurs d'entre eux. Nous retrouvons des troubles neurodéveloppementaux (i.e handicaps intellectuels, trouble du spectre de l'autisme,...) et/ou des troubles psychiques (i.e troubles bipolaires et apparentés, spectre de la schizophrénie,...).

Chaque pathologie renvoie à des particularités qui lui sont propres, ce qui rend le public très hétérogène dans sa composition. Quelles que soient les différentes causes de leurs troubles, il n'est pas rare que ces personnes soient suivies par les mêmes unités et services.

Cela étant posé, le secteur médico-social constate pour une partie de son public des pertes des compétences, probablement associées à un vieillissement précoce. Ces altérations des capacités cognitives peuvent se manifester dès l'âge de 40 ans et impliquent d'aménager les accompagnements tel qu'il est recommandé de le faire pour les personnes âgées sans handicap intellectuel.

« Une personne handicapée vieillissante est une personne qui a entamé ou qui a connu une situation de handicap (quel qu'en soit la nature ou la cause) avant de connaître les effets du vieillissement. La situation de handicap a donc précédé celle de vieillissement », (Azéma, B., & Martinez, N. (2003)¹.

La particularité de cette classe d'âge de PHV est avant tout la perte d'autonomie constatée au domicile ainsi que le départ progressif du milieu professionnel à cause d'une forte fatigabilité et d'une augmentation de la fragilité. Ce

¹ Azéma, B., & Martinez, N. (2003). Les personnes handicapées vieillissantes : espérances de vie, projections démographiques et aspects qualitatifs. *Rapport d'étude pour la DREES, (Ministère des Affaires sociales*

du Travail et de la Solidarité-Ministère de la Santé de la Famille et des Personnes Handicapées). Montpellier, CREAI Languedoc Roussillon, 317p.

qui a pour effet d'accentuer le handicap et leur isolement ainsi que toutes ses conséquences délétères (déclin cognitif accéléré, dépression, perte d'autonomie, hypostimulation, perte des compétences, vieillissement prématuré, ...).

B. De quoi parle-t-on ?

L'enjeu principal de la passation de tests neuropsychologiques sur un public dit vieillissant est de veiller à ne pas passer à côté d'un besoin mal identifié. C'est seulement ainsi qu'on pourra prétendre garantir au mieux les objectifs majeurs que sont le maintien à domicile et dans l'emploi (que ce soit en milieu ordinaire ou protégé), l'accès aux soins et la poursuite d'une vie sociale et affective aussi épanouissante que possible.

Le défi des unités et services est d'apporter la réponse la plus adaptée à chacun, en tenant compte de la sévérité des déficiences ou troubles sensoriels de chaque personne. Ce qui impose de faire correspondre à des besoins clairement évalués des propositions de remédiation aussi individualisées que possible.

Au regard du phénomène de vieillissement observé, il ne s'agit plus seulement de penser uniquement l'aménagement des espaces dans l'accompagnement, mais de mieux comprendre les nouveaux déficits engendrés sur le plan cognitif par le fait de vivre plus longtemps. Encore très rares dans les dossiers médicaux transmis par les MDPH lors des admissions, les établissements ou services médico-sociaux manquent de moyen pour réaliser fût-ce irrégulièrement un suivi neuropsychologique. Or ceux-ci se révéleraient importants pour compléter et enrichir les observations des professionnels de terrain.

L'EPNAK s'inscrit alors dans cette démarche d'investiguer les capacités cognitives du public qu'il accueille ou accompagne et dont les évaluations cognitives sont peu accessibles voire inexistantes dans la majorité des cas. Cela afin d'apporter des réponses innovantes comme l'habitat connecté par exemple, pour un maintien au domicile adapté. En effet, dans l'optique de se questionner sur le vieillissement de sa population, il faut d'abord se questionner sur un référentiel de capacités actuelles pouvant rendre compte du déclin cognitif par la suite et pouvant permettre d'identifier les outils technologiques susceptibles de favoriser l'autonomie.

L'objectif de ce travail est double. Il vise dans un premier temps à faire l'état des lieux des capacités cognitives de sa population âgée de 40 ans et plus, dite vieillissante. Ceci afin de pouvoir formuler sur le terrain des solutions expertes et technologiques pour l'autonomie. Dans un second temps, ce travail propose d'innover en rendant accessible le procédé de l'évaluation neuropsychologique de ces populations. L'espace, le temps et la forme sont pensés pour fournir de bonnes conditions au participant et afin de contourner certaines difficultés induites par la pauvreté du langage oral et/ou écrit. En amont de ce travail, une série de pré-tests incluant une dizaine de participant a servi à l'élaboration du protocole de recherche décrit plus tard dans ce document. L'accessibilité des tests se veut ainsi plus respectueuse et évite les situations d'échec du simple fait de la formulation inadaptée.

Ces objectifs revêtent une importance toute particulière pour les personnes confrontées à une perte progressive d'autonomie du fait de l'altération de leurs capacités

cognitives ou sensorielles liée à l'âge, fût-ce de façon précoce.

C. Que dit la littérature ?

Les personnes en situation de handicap vivent plus longtemps [1]. L'augmentation de l'espérance de vie concerne aussi les personnes souffrant d'un handicap intellectuel [2]. Le risque pour ces populations réside dans la superposition de troubles associés au vieillissement aux déficits antérieurs : telles que la démence précoce, la maladie d'Alzheimer ou encore le trouble cognitif léger (*Mild cognitive impairment, MCI*) [3]. Il existe peu de documentation sur les évaluations neuropsychologiques de personnes DI vieillissantes dans un contexte de comorbidité associé. De plus, les rares tests utilisés sont bien souvent standardisés sur la base d'échantillons typiques [4].

L'évaluation de la mémoire épisodique est une étape primordiale dans la détection de pathologies démentielles chez le sujet vieillissant. Chez les personnes atteintes de trisomie 21, l'âge est associé à une performance amoindrie dans les tâches de rappel [5]. Les sujets avec trouble du spectre autistique peuvent présenter quant à eux des difficultés de rappel libre non contextualisé [6][7]. Les tâches de rappel utilisées ne tiennent pas suffisamment compte des facteurs culturels, de faible scolarisation ou encore de l'écosystème dans lequel ont vécu ces adultes accueillis pour une grande part depuis leur plus jeune âge en institutions spécialisées. Une évaluation des capacités mnésiques simplifiée devra aussi prendre en considération l'aspect interindividuel des épisodes mnésiques.

Les capacités de compréhension du langage diminuent avec l'âge chez les personnes avec trisomie 21 et déficience intellectuelle [5][8]. Les études sont peu nombreuses chez les adultes de 40 ans ou plus. Dans un contexte institutionnel de travail où l'efficacité du travailleur passe par une bonne compréhension des consignes attribuées, il est important d'évaluer les capacités langagières, malgré l'hétérogénéité des profils afin d'adapter les postes aux travailleurs accueillis.

L'aptitude perceptivo-motrice essentielle à la réalisation de tâches nouvelles au sein des environnements de travail protégés se doit d'être évaluée. Anick Brisson, Michel Bolduc et Colette Jourdan-Ionescu montrent dans un article paru en 2014 [9], que les capacités de résolutions de problèmes abstraits sont affectées chez des personnes avec DI avec ou sans TDA/H.

Le vieillissement est associé à un ralentissement de la vitesse de traitement de l'information affectant les processus cognitifs [10]. L'évaluation des capacités chez des personnes avec DI se complexifie lorsqu'il s'agit d'isoler ce qui relève du vieillissement normal du vieillissement pathologique. Sur la base des tests de détection du ralentissement cognitif, les personnes DI ont des performances moindres comparées aux personnes typiques. Toutefois, il semblerait que chez les personnes atteintes de DI légère il n'existe pas de dégradation prématurée des capacités du fait du vieillissement bien qu'on observe des fragilités sur le plan mnésique dès la quarantaine [11].

Face au manque d'homogénéité des troubles et des capacités cognitives observé dans la population vieillissante avec DI ainsi que la pauvreté de la documentation et batteries adaptées, il nous a semblé nécessaire d'établir un état des lieux des capacités cognitives des personnes en situation de handicap accueillies. Il est évident, qu'une grande variabilité entre les individus subsiste de fait de l'étiologie de leur trouble et de leur parcours de vie. Néanmoins, pour les professionnels de terrain, éducateurs et accompagnants au sein des adaptées Établissements et Services d'Aide par le Travail (ESAT), l'enjeu est de comprendre au-delà du trouble, l'étendue des capacités et déficits cognitifs du travailleur accompagné. L'objectif premier de ce travail est par conséquent tourné vers le terrain avec la volonté de fournir une batterie de tests permettant d'apprécier les difficultés sur le plan cognitif. Par ailleurs, devant l'absence de batteries de tests adaptées aux individus vieillissants avec DI tenant compte des aptitudes langagières de compréhension et d'expression, le second objectif de ce travail est de s'inscrire dans une démarche de simplification et d'adaptabilité de l'évaluation cognitive. Cette perspective replace l'individu au centre du protocole où un maximum de conditions sont réunies pour accéder à ses aptitudes cognitives.

Au regard de la littérature, on s'attend à des performances moindres chez nos participants sur les différents aspects cognitifs évalués en comparaison à une population classique. En revanche, nous pensons observer une différence entre les performances de nos participants et celles répertoriées dans la littérature sur différents tests neuropsychologiques réalisés chez les personnes avec DI.

II. MÉTHODE

A. Participants

Seize personnes ont participé à la recherche (9 hommes et 7 femmes). Ils sont âgés de 47 ans à 63 ans avec une moyenne d'âge de 52 ans. Les participants ont été recrutés sur la base du volontariat au sein d'un Établissement et Service d'Aide par le Travail (ESAT). La population de cet ESAT présente des troubles neurodéveloppementaux (handicaps intellectuels, trouble du spectre de l'autisme, ...) et/ou des troubles psychiques (troubles bipolaires et apparentés, spectre de la schizophrénie,...). Les critères de sélection pour participer à l'évaluation neuropsychologique étaient : (1) avoir quarante ans ou plus et (2) vivre en appartement ou foyer.

B. Sélection des tests

Nous avons recensé une série de tests utilisés habituellement dans ce type de structures par les neuropsychologues. Il a fallu dégager les objectifs visés par ces tests sur le plan cognitif. Nous avons mis en évidence 4 grands domaines cognitifs récurrents dans les évaluations menées. La majorité de notre population étant illettrée nous choisissons de sélectionner des épreuves psychométriques qui ne requiert pas de lecture ni d'écriture (hormis de la copie).

C. Mesures Fonctions cognitives

Les capacités mnésiques semblaient être un point important pour les professionnels de santé. Une évaluation en ce sens semblait toute indiquée. L'intérêt étant de détecter assez tôt les signes de difficultés en mémoire

épisodique, véritable enjeu pour la sécurité et l'autonomie en logement individuel. La MAI [12] semblait pertinente pour restituer un portrait des capacités de rappel d'événements chez les personnes accueillies. La MAI comprend une phase de rappel auto-initié suivi d'une tâche, le participant donne des mots pour des catégories fixe. Une phase de rappel des éléments auto-initiés suit 20 minutes plus tard.

Les capacités de compréhension du langage et plus spécifiquement des consignes communiquées dans les lieux de vie et de travail représentent elles aussi un point essentiel. Nous avons choisi le Token test [13] car il permet d'investiguer les capacités de compréhension en lien avec le niveau de complexité des consignes. Associée à ce test, il a fallu s'intéresser aussi au versant production du langage. En ce sens deux items de la MoCA [14], (test équivalent au *Mini Mental State Evaluation* (MMSE) pour les personnes de moins de 70 ans dans la détection de déficits cognitifs), [15] [16] [17]: celle de la fluence verbale et de la répétition de phrase. Enfin, nous avons extrait trois épreuves de la MATTIS (*Mattis Dementia Rating Scale ; MATTIS, 1988*) qui est une évaluation cognitive rapide, d'une trentaine de minutes des capacités cognitives permettant de détecter les signes de démence. L'épreuve d'initiation verbale spontanée : « Je voudrais que vous nommiez toutes les choses que l'on peut trouver dans un supermarché. Nommez le plus possible de choses différentes et le plus vite que vous pouvez. » Le temps limite est 60 secondes. Le score est de 1 point pour chaque item différent. Le score maximum est de 20. Ensuite l'épreuve de l'initiation verbale soutenue « Pouvez-vous donner le nom de tous les vêtements que vous avez l'habitude de mettre. Nommez autant de vêtements différents que vous pouvez. » Si le patient ne donne aucune réponse, l'aider en disant : « par exemple une veste ou des chaussures. » Le temps limite est de 60 secondes. Cotation 1 point pour chaque item différent. Le seuil pathologique est établi pour un score inférieur ou égale à 8. Enfin, le sous-test de conceptualisation visuelle ou catégorisation est une tâche de différences verbales : « En quoi se ressemblent un(e) et un(e) ? En quoi sont-ils (elles) pareils(les) ? ». Nous attribuons 2 points pour une réponse abstraite, 1 point pour une réponse concrète. À titre d'exemple, lorsque nous proposons le binôme *Pomme-Banane*, la réponse abstraite attendue est *fruits*, et la réponse concrète *manger, nourriture ou on les pèle*.

L'aptitude à s'orienter dans le temps et l'espace occupe une place importante dans le suivi. Elle suppose la capacité des personnes accueillies à s'orienter du domicile aux différents lieux d'activités ainsi qu'à se repérer dans le temps. L'épreuve d'orientation spatio-temporelle du MMSE largement utilisée dans le secteur médico-social nous paraissait tout indiqué.

Enfin une investigation des fonctions exécutives telles que la planification, la coordination perceptivo-motrice, l'inhibition, et l'attention devait être menée. Ces aptitudes sont affectées par le vieillissement (DSM V). Nous avons utilisé la Figure de Rey ainsi que le subtest de copie de frise de la MATTIS.

D. Procédure

Les seize participants ont été soumis à la même évaluation psychométrique individuelle en adaptant les normes et les règles d'administration recommandées dans les manuels de chacun des tests. Les évaluations ont été

réalisées par deux psychologues spécialisées en neuropsychologie travaillant auprès de personnes en situation de handicap mental et/ou psychique. Les passations se sont déroulées au sein de l'ESAT après avoir obtenu l'autorisation du directeur d'établissement et le consentement libre et éclairé de chaque personne interrogée. Un formulaire de consentement a été créé en Facile à lire et à comprendre (FALC) afin que chaque participant puisse comprendre l'objectif de cette recherche et le but de son implication. Le FALC regroupe une série de règles européennes de mise en page et de simplification de textes destinés aux personnes en situation de handicap intellectuel.

Le protocole d'exploration des fonctions cognitives s'est déroulé en deux séances d'une durée de 45 minutes chacune avec un intervalle d'une semaine entre les deux séances. Ce choix a été fait afin de respecter le rythme cognitif de notre population. Il a volontairement été proposé une alternance des épreuves orales et de copies ainsi que le niveau de difficultés présentés par les différents tests.

La première séance comprend cinq épreuves psychométriques et débute par le test de mémoire avec item-auto initiés - phase initiation et d'encodage [12]. Il est suivi par l'administration du TOKEN test et la copie de frise de la MATTIS (GRECO, 1994) pour une durée d'une vingtaine de minute. A l'issue de ce délai, il est proposé la phase deux de la MAI [12] qui est le rappel catégoriel des informations. La séance numéro une se termine par l'item orientation de la MoCA [14]. La séance deux est composée de quatre épreuves et démarre par la réalisation des fluences verbales aussi issue de la MoCA puis par l'administration de l'épreuve de fluences verbales (soutenue et spontanée) et la catégorisation de de la MATTIS (GRECO, 1994). L'évaluation se poursuit par la copie de la Figure de Rey [18] et se termine par l'item d'expression/articulation de la MoCA [14].

III. RÉSULTATS & DISCUSSION

A. Descriptifs

Une analyse descriptive des différents domaines cognitifs explorés est menée. Les performances de nos participants font l'objet d'une comparaison descriptive aux normes de tests utilisés dans leur intégralité ainsi qu'aux performances d'autres échantillons recensés dans différentes études. Au vu de la taille de l'échantillon, l'intégralité des tests statistiques utilisés sont non paramétriques. Les moyennes et écart-types de notre échantillon sont présentés dans la Table 1. L'échantillon est composé de 16 participants (9 hommes, 7 femmes) de 52 ans en moyenne ($SD=4,28$).

1) Mémoire

La perte de points moyenne est de 1,12 ($SD=2,12$) pour la phase d'initiation de la MAI et de 2,68 ($SD=2,60$) pour la phase de rappel dans notre échantillon. Les participants présentent des difficultés de rappel ($W=7,50$; $p=0,02$). Nous observons des performances de rappel proches de celles obtenus par Noel et ses collaborateurs obtenus en 2014 pour les sujets âgés avec Mild Cognitive Impairment (MCI) ($M=2,35$; $SD=1,74$) contrairement à des sujets âgés sains ($M=0,06$; $SD=0,24$) (Fig. 1).

TABLE I. STATISTIQUES DESCRIPTIVES

Variables	N	Mean	SD
AGE	16,00	52,44	4,29
MAI INITIATION	16,00	1,13	2,13
MAI RAPPEL	16,00	2,69	2,60
TOKEN TEST	16,00	26,25	6,35
FLUENCES VERBALES	16,00	3,63	3,74
INITIATION VERBALE SPONTANEE	16,00	11,25	3,86
INITIATION VERBALE SOUTENUE	16,00	9,94	2,74
ARTICULATION	14,00	1,25	0,85
CATEGORISATION	16,00	1,94	1,61
FIGURE DE REY (copie libre)	15,00	17,37	11,31
FIGURE DE REY AVEC PLANIFICATION	6,00	18,75	3,64
COPIE FRISE	16,00	8,00	1,97
ORIENTATION	16,00	4,75	1,48

2) Compréhension langage

Les capacités de compréhension du langage évaluées par le TOKEN test sont enregistrées à une moyenne de 28 points sur notre échantillon ($SD=5,41$). Beciani et ses collaborateurs en 2014 [5] enregistrent des scores moyens de 53,71 pour une population DI de 39 ans d'âge moyen.

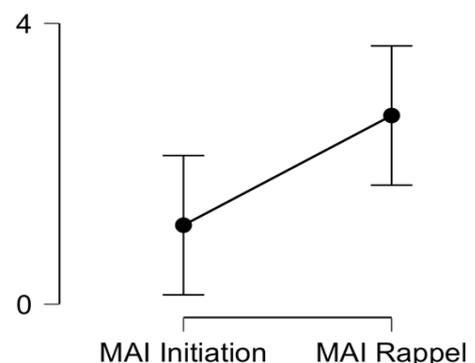


Fig. 1 Mesures des écarts enregistrés sur la tâche de mémoire

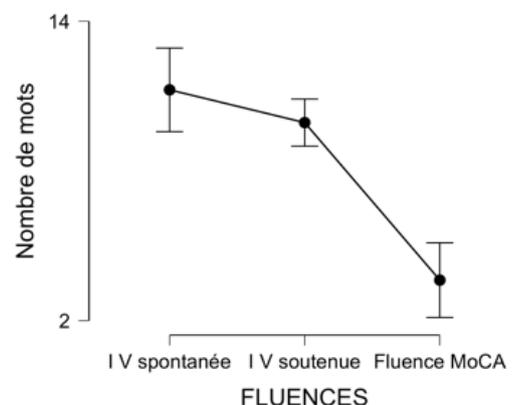


Fig. 2 Performances tâches de fluences

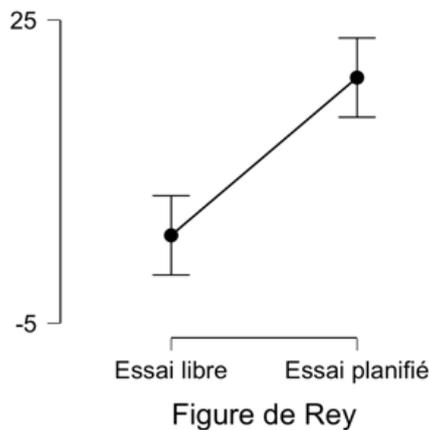


Fig. 3 Mesures des performances sur les tâches de planification

L'âge étant associé négativement au score du TOKEN test, les résultats observés sont donc cohérents. L'âge moyen de notre échantillon étant plus élevé ($M=52$ ans ; $SD=4,61$). En revanche, les résultats obtenus se rapprochent plutôt de ceux obtenus par les personnes âgées de 70 ans en moyenne sans déficience intellectuelle [19]. Les résultats du Token test sont positivement associées aux performances du test MATTIS (Rho de Spearman = 0,719 ; $p=0,006$).

Les mesures de fluences enregistrées tombent sous le seuil pathologique de 11 mots pour 60 secondes attendu par la MoCA ($M=4,47$, $SD=3,66$) (Fig. 2). L'étude de Beciani et ses collaborateurs en 2014 rapporte une moyenne de 7,48 mots pour 60 secondes, chez des adultes avec déficience (âge moyen, 39 ans).

Une comparaison des trois épreuves de fluences dans notre échantillon montre une différence entre les deux subtests de la MATTIS, initiation verbale spontanée ($W=134,00$) et initiation verbale soutenue ($W=136,00$) qui sont contextualisées comparée au subtest de fluence de la MoCA non contextualisée, $p<0,001$.

Les subtests d'initiation verbale soutenue et spontanée sont mieux réussies que les épreuves de fluences spontanées (Fig. 2). Il n'y a pas de différence entre les performances aux deux tâches d'initiation verbales de la MATTIS.

3) Fonctions exécutives

Les résultats montrent de meilleures performances dans l'épreuve de Figure de Rey lorsque l'essai est planifié ($M=18,75$; $SD=3,64$) comparé à l'essai libre ($M=17,36$; $SD=11,30$) $Chi^2(5;1)=0,295$; $p=0,02$. On suppose des capacités d'exécution de la tâche favorisées par l'apport d'indices dans la résolution de problème (Fig. 3).

4) Orientation spatio-temporelle

Les capacités d'orientation spatio-temporelles sont fragiles. Une moyenne de 4,7 points sur 6 est enregistrée ($SD=1,48$).

Au regard de la littérature, on s'attendait à des performances moindres chez nos participants sur les différents aspects cognitifs évalués. En effet, les

performances sont plus faibles et sont cohérents avec les résultats observés chez les personnes âgées sans handicap intellectuel. L'hypothèse d'un vieillissement prématuré de cette population se renforce. Des comparaisons avec des résultats partiels recueillis sur des échantillons plus jeunes avec déficience intellectuelle laissent supposer une perte des capacités cognitives liée à l'âge.

Toutefois, dans notre démarche visant à éclairer le regard des professionnels du terrain, il y a trois observations notables. La première concerne les capacités langagières. La compréhension des consignes complexes est affectée. Cette observation est à mettre en relation avec les aptitudes mnésiques de rappel auto-initiées. La seconde observation concerne la capacité de production qui semble être favorisée dès lors qu'elle est contextualisée. La dernière observation se situe sur les aptitudes de planification qui ne sont pas optimales. Dès lors qu'il existe un soutien à l'exécution, la tâche est mieux réussie. Nous n'avons pas tenu compte du facteur de prise d'un traitement médicamenteux sur les performances observées. Au vu de l'hétérogénéité du public et des parcours médicaux individuels complexes, nous pensons que cet aspect pourra faire l'objet d'investigations futures. Il reste toutefois important de noter que l'accompagnement personnalisé et l'apport de solutions numériques devront prendre en compte le parcours médico-social de l'individu dans son ensemble lorsque celui-ci est disponible.

B. Perspectives

Cette étude s'inscrit dans le cadre d'une exploration des capacités cognitives de personnes avec handicap intellectuel vieillissantes. L'objectif étant de proposer des éléments de tests neuropsychologiques permettant d'apprécier les aptitudes cognitives des personnes accueillies et de proposer des solutions adaptées. Ces objectifs sont portés par les professionnels médico-sociaux évoluant aux côtés de ces personnes et l'institution qui les accueille. Les premiers résultats sont encourageants. Les passations devraient se poursuivre afin d'interroger un échantillon plus grand. Cette étude pourra servir de point de comparaison à une évaluation de personnes plus jeunes afin de déterminer l'effet de l'âge sur les capacités évaluées ou encore de repère pour une investigation longitudinale. Bien qu'on n'observe pas d'influence de l'âge chez les personnes avec déficience intellectuelle légère [11], il est probable qu'au regard de la pluralité du public avec handicap intellectuel accueilli, on retrouve un effet du vieillissement. Une partie de nos résultats penche d'ailleurs pour cette hypothèse alternative.

Cette recherche s'inscrit dans un cadre plus large de création d'un smart home (ou appartement connecté), projet issu d'une coopération entre l'EPNAK, un hôpital gériatrique et un laboratoire de sciences cognitives.

Les bilans vont permettre d'éclairer les choix d'équipements à installer dans ce smart home et de proposer des aides numériques correspondant aux besoins identifiés ou exprimés par les participants de cette étude qui rentrent dans ce programme. En partant d'une photographie à un instant T, nous serons mieux à même de sélectionner certains équipements plutôt que d'autres et personnaliser l'expérimentation par les usagers des solutions qui leurs seront proposées, puis d'en évaluer l'accessibilité et d'en mesurer les effets.

L'objectif principal est de soutenir le maintien à domicile et pourra se décliner en de nombreuses actions

visant l'autonomie, la sécurité, la stimulation cognitive, que ce soit au moyen d'outils connectés, ou par des aides humaines, l'intérêt des uns et les autres pouvant être mieux évalué grâce aux informations ressortant de cette étude.

Les évaluations de qualité peuvent également déboucher sur des remédiations de natures techniques ou numériques. L'équipe psycho-éducative, peut en fonction des situations proposer des aides techniques (emplois du temps visuels, Time Timer par exemple), des solutions numériques (par exemples des montres connectées permettant le déclenchement de rappels mis en place avec l'équipe éducative pour les tâches à effectuer ou les rendez-vous importants.

Les résultats d'évaluations peuvent aussi aider la personne accueillie, ou encore son entourage, à prendre conscience des besoins et ainsi faciliter l'acceptation des solutions proposées.

Ces tests doivent par ailleurs favoriser un dialogue respectueux entre les professionnels de terrain et les aidants familiaux. Ni les tests, ni les observations par les différents acteurs ou aidants ne doivent primer, ils s'éclairent l'un l'autre dans une volonté d'échanges pluridisciplinaires. C'est ainsi qu'ils permettent de chercher des adaptations correspondant aux besoins réels à un moment donné et faire ainsi évoluer les accompagnements proposés.

IV. REFERENCES

- [1] Janicki, M. P., & Dalton, A. J. (2000). Prevalence of dementia and impact on intellectual disability services. *Mental retardation*, 38(3), 276.
- [2] Fromage, B., & Anglade, P. (2002). The aging of Down's Syndrome subjects. *L'Encephale*, 28(3 Pt 1), 212-216.
- [3] Lussier, F., & Flessas, J. (2009). Troubles praxiques et visuo-spatiaux. Lussier F, Flessas J, éd. Neuropsychologie de l'enfant. Troubles développementaux et de l'apprentissage. Paris: Dunod, 255-360.
- [4] Atti, A. R., Palmer, K., Volpato, S., Zuliani, G., Winblad, B., & Fratiglioni, L. (2006). Anaemia increases the risk of dementia in cognitively intact elderly. *Neurobiology of aging*, 27(2), 278-284.
- [5] Beciani, S., Vetro, É., Barisnikov, K., Detraux, J. J., & Van der Linden, M. (2011). Elaboration d'une batterie d'évaluation des signes du vieillissement dans la trisomie 21. *Revue francophone de la déficience intellectuelle*, 22, 129-140.
- [6] Bower, A., Chant, D., & Chatwin, S. (1998). Hardiness in families with and without a child with Down syndrome. *Down Syndrome Research and Practice*, 5(2), 71-77.
- [7] Gras-Vincendon, A., Bursztejn, C., & Danion, J. M. (2008). Fonctionnement de la mémoire chez les sujets avec autisme. *Functioning of memory in subjects with autism. L'Encéphale*, 34, 550-556.
- [8] Sovner, R., & Lowry, M. A. (1990). A behavioral methodology for diagnosing affective disorders in individuals with mental retardation. *Habilitative mental healthcare newsletter*, 9, 7.
- [9] Brisson, A., Bolduc, M., & Jourdan-Ionescu, C. (2014). Étude descriptive de l'évaluation de comorbidité psychiatrique en déficience intellectuelle adulte. *Revue francophone de la déficience intellectuelle*, 25, 5-22.
- [10] Salthouse, T. A. (1996). The processing-speed theory of adult age differences in cognition. *Psychological review*, 103(3), 403.
- [11] Haddar, Y., & Haelewyck, M. C. (2014). Le vieillissement cognitif chez des personnes avec déficience intellectuelle légère. *Revue francophone de la déficience intellectuelle*, 25, 70-80.
- [12] Noel, M., Dumez, K., Recher, C., Luyat, M., & Dujardin, S. (2014). Évaluation de la mémoire épisodique des personnes âgées: normalisation d'une nouvelle épreuve de mémoire avec items auto-initiés (MAI). *Gériatrie et Psychologie Neuropsychiatrie du Vieillessement*, 12(4), 440-447.
- [13] Spellacy, F. J., & Spreen, O. (1969). A short form of the Token Test. *Cortex*, 5(4), 390-397.
- [14] Smith, T., Gildeh, N., & Holmes, C. (2007). The Montreal Cognitive Assessment: validity and utility in a memory clinic setting. *The Canadian Journal of Psychiatry*, 52(5), 329-332.
- [15] Dong, Y., Sharma, V. K., Chan, B. P. L., Venketasubramanian, N., Teoh, H. L., Seet, R. C. S., ... & Chen, C. (2010). The Montreal Cognitive Assessment (MoCA) is superior to the Mini-Mental State Examination (MMSE) for the detection of vascular cognitive impairment after acute stroke. *Journal of the neurological sciences*, 299(1-2), 15-18.
- [16] Zadikoff, C., Fox, S. H., Tang-Wai, D. F., Thomsen, T., De Bie, R. M., Wadia, P., ... & Marras, C. (2008). A comparison of the mini mental state exam to the Montreal cognitive assessment in identifying cognitive deficits in Parkinson's disease. *Movement disorders*, 23(2), 297-299.
- [17] Pendlebury, S. T., Cuthbertson, F. C., Welch, S. J., Mehta, Z., & Rothwell, P. M. (2010). Underestimation of cognitive impairment by Mini-Mental State Examination versus the Montreal Cognitive Assessment in patients with transient ischemic attack and stroke: a population-based study. *Stroke*, 41(6), 1290-1293.
- [18] Osterrieth, P. A. (1944). Le test de copie d'une figure complexe; contribution à l'étude de la perception et de la mémoire. *Archives de psychologie*.
- [19] Moreira, L., Schlottfeldt, C. G., Paula, J. J. D., Daniel, M. T., Paiva, A., Cazita, V., ... & Malloy-Diniz, L. F. (2011). Estudo Normativo do Token Test versão reduzida: dados preliminares para uma população de idosos brasileiros. *Archives of Clinical Psychiatry (São Paulo)*, 38(3), 97-101.

MemoRob : étudier l'effet distracteur des robots

Céline Jost
EA 4004 CHArt
Université Paris 8
celine.jost@univ-paris8.fr

Brigitte Le Pévédic
UMR 6285 Lab-STICC
Université de Bretagne-Sud
brigitte.le-pevedic@univ-ubs.fr

Marine Grandgeorge
UMR 6552 EthoS
Université de Rennes 1
marine.grandgeorge@univ-rennes1.fr

Marie Le Menn
INSEP

Farah Arab
EA 4004 CHArt
Université Paris 8

M'ballo Seck
EA 4004 CHArt
Université Paris 8

Charles Tijus
EA 4004 CHArt
Université Paris 8
charles.tijus@univ-paris8.fr

Résumé – MemoRob sera un modèle d'optimisation de l'utilisation du robot à des fins d'apprentissage. Il consistera à établir la liste des sources de distraction que peut apporter la robotique, à renseigner pour chaque source la nature de la distraction et, pour un mode d'apprentissage donné, à établir la résultante des effets distracteurs. Cet appariement permettra alors d'envisager comment remédier aux effets de la distraction robotique tout en conservant l'apport robotique comme support d'apprentissage. Dans cet article, on trouve une description des motivations qui ont mené au besoin du modèle MemoRob, la liste des effets générés par l'interaction Humain-Robot pouvant interférer avec les situations d'apprentissage, les types d'apprentissages déclinés selon leurs processus et mécanismes et enfin les prédictions sur les situations d'apprentissage selon que celles-ci favorisent l'attention ou la distraction ; ceci étant les réflexions préliminaires pour la conception de notre modèle.

Mots-clés – Interaction Humain-Robot, Apprentissage, Stimulation Cognitive, Attention, Distraction

I. INTRODUCTION

De nos jours, les robots sont de plus en plus présents dans notre quotidien. A leurs débuts, ils étaient utilisés par l'industrie pour effectuer des tâches difficiles et répétitives [1]. Mais depuis les années 90s, robots de service et robots compagnons partagent notre environnement. Aujourd'hui, ils sont réceptionnistes dans des aéroports, des halls de supermarchés, des grandes entreprises, des musées, des stations de train. Ils mettent des enseignants en relation avec leurs élèves malades (télé-présence) ou aident les élèves en difficulté. Ils assistent le personnel soignant dans les maisons de retraite, les centres de réhabilitation et les hôpitaux. Ils divertissent, aident, secourent [2]. Et même si ces robots ne sont pas encore autonomes, ils tendent à être de plus en plus utilisés, ce qui amène les chercheurs à se concentrer actuellement sur les problèmes éthiques qui doivent être résolus : diminution potentielle du contact humain ; sentiment d'asservissement ; sentiment de perte de contrôle, de vie privée et de liberté personnelle ; infantilisation, tromperie [3]. Quel est le rôle des robots ? Comment doivent-ils agir pour s'intégrer dans notre société sans

nuire aux personnes ? Quel est l'impact psychologique des robots sur les personnes ? Comment protéger la vie privée ?

La présence quotidienne des robots pourrait avoir de réels bénéfices pour les personnes âgées par exemple, en réduisant leur solitude, en leur rappelant leurs rendez-vous ou l'heure pour prendre leur médicament, en appelant les urgences en cas de danger, et également en maintenant le lien social avec la famille et le personnel soignant grâce à des appels vidéos [4][5]. Ils pourraient également être d'une grande aide pour les personnes avec autisme en favorisant les contacts sociaux et en les guidant dans leurs apprentissages du monde [6][7][8]. Ils pourraient aussi proposer des exercices de stimulation cognitive ou assister les enseignants [9][10]. Mais est-il judicieux d'utiliser les robots pour des tâches qui impactent la cognition ?

En effet, dans une situation où l'humain doit entraîner ses fonctions cognitives ou apprendre, il doit être complètement attentif, concentré et actif. L'activité cérébrale est régulée par l'attention, qui est donc la condition sine qua non pour l'apprentissage [11][12]. Et c'est précisément ce point qui est à l'origine de ce travail. En effet, les mouvements, le bruit et même la forme du robot sont connus pour captiver l'attention [13][14][15]. Ainsi, les robots, par nature, captent l'attention de l'humain et le distraient de sa tâche cognitive. Et pourtant, de nombreuses études montrent qu'ils augmentent l'engagement et la motivation de l'humain [16][17] ainsi que les performances cognitives [18]. C'est pourquoi le modèle MemoRob a pour objectif de maîtriser l'effet distracteur du robot pour permettre à l'humain d'effectuer des exercices d'apprentissage efficacement sans qu'une perte d'attention ne nuise au travail cognitif.

La suite de cet article montre une problématique complexe. La section 2 donne une définition de l'attention et présente une discussion sur les études à mener sur la balance entre attention et distraction lorsque le robot intervient dans les tâches d'apprentissage. La section 3 présente les effets de l'Interaction Humain-Robot (IHR) les plus étudiés par la littérature. La section 4 présente les différents processus cognitifs impliqués dans les tâches d'apprentissage et explique le problème posé par la distraction. Enfin, la section 5 conclut ce papier.

II. ATTENTION ET DISTRACTION

A. Qu'est-ce que l'attention ?

De manière générale, l'attention est définie comme un mécanisme de contrôle du fonctionnement cognitif et comportemental, qui contribue à la perception, à la sélection des informations et donc au traitement de l'information. Plus précisément, on peut avancer que l'allocation de l'attention peut être volontaire ou involontaire [19] :

- Volontaire : attention endogène, contrôlée, orientée par une recherche
- Involontaire : attention exogène, automatique, attirée par un élément de l'environnement sur lequel on n'était pas concentré

La distraction est souvent définie en opposition à l'attention portée aux sources et objets de l'apprentissage. Ainsi, si en classe un élève s'intéresse à autre chose que ce que l'enseignant est en train de dire et de faire, on dira que cet élève est soumis à de la distraction parce que ce qui est dit et fait en classe devrait être objet d'attraction.

Ce constat que l'élève n'est pas attentif et qu'il est distrait est un constat normatif qui est fait à partir d'un point de vue extérieur à l'élève. Ce point de vue extérieur, qui peut être celui de l'enseignant, n'est pas celui de l'élève qui peut être très attentif à ce qui le « distrait ». Pour étudier, comprendre et modéliser l'apprentissage, il faut une approche basée sur le point de vue de l'apprenant. Ainsi, le modèle de l'apprenant considérera que celui-ci porte son attention sur ce qu'il est en train de faire et qui est donc source d'attraction.

B. Contrôle et mesure de l'attention - distraction

Un nombre conséquent de recherches est dédié à l'engagement de l'humain dans l'Interaction Humain-Robot. Il a été montré, dans des études venant de différentes disciplines, que plus l'interaction est complexe et plus elle est susceptible de capter longuement l'attention [20]. Par exemple, si un robot utilise plusieurs modalités différentes en même temps, pour interagir avec l'humain, il attirera plus facilement l'attention de celui-ci [21]. Par exemple, le fait d'ajouter un retour auditif lors d'une tâche visuelle permettrait de réduire le niveau de distraction et donc de diminuer le nombre d'erreurs faites par l'utilisateur [22]. Une autre solution pour favoriser l'engagement consisterait à essayer d'obtenir le contact oculaire avec le participant pour capter son attention plus longuement [23][24]. Enfin, lorsque l'utilisateur a délaissé le robot pour une autre tâche, pour réorienter son attention, une des stratégies proposées consiste à le distraire de sa tâche en cours avec des distracteurs/attracteurs [20].

Mais pour créer un robot qui favorise l'attention de l'utilisateur, il faut d'abord être capable d'évaluer son niveau d'attention. L'étude de la littérature permet de dégager trois sources pour la mesure de l'attention/distraction : l'analyse du regard, l'analyse du comportement de l'humain, et l'analyse des activations neuronales avec des capteurs EEG (voir ci-dessous).

Ainsi, plusieurs études établissent un lien entre le regard et le niveau attentionnel [25][26] ; le regard étant un composant social important et un indicateur fiable du niveau d'interaction

de deux individus [27]. Des études récentes montrent également une corrélation entre des données des capteurs EEG et la dilatation pupillaire qui rendrait compte de la charge mentale et, de la sorte, du niveau attentionnel et de l'engagement dans la tâche en cours [28]. Le comportement des yeux serait un très bon prédicteur du niveau d'attention de l'utilisateur.

Les chercheurs essaient également de mesurer l'attention via différentes modalités. Par exemple, en plus de recueillir la direction du regard, certaines études se basent sur le temps de réaction [15], l'expression faciale, la proximité de l'utilisateur avec le robot [29][30], le comportement général comprenant le comportement verbal et non verbal [31] ou la posture et les activités en cours [28].

III. EFFETS DES INTERACTIONS HUMAIN-ROBOT

L'interaction entre l'humain et le robot est un processus complexe qui met en jeu des dimensions humaines, des dimensions robotiques et leurs interactions. Cette section recense les effets les plus connus en Interaction Humain-Robot (IHR) classés en 4 catégories : apparence, historique, communication, adaptation.

A. Apparence

1) Anthropomorphisme

L'anthropomorphisme est défini par Duffy comme étant « la tendance à attribuer des caractéristiques humaines à des objets, animaux et autres inanimés en vue de nous aider à rationaliser leurs actions » [32]. Tout ce que fait le robot, tout ce qu'est le robot, est interprété par l'humain et a des conséquences dans la perception que l'humain se fait du robot. De nombreuses études ont ainsi pour objectif d'étudier sous quelles conditions les humains anthropomorphisent les robots en percevant des similitudes entre robots et humains [33][34].

2) Effet de l'incarnation/apparence

L'apparence semble être en lien avec l'acceptation du robot par l'humain [16][35]. Parmi les résultats majeurs, la littérature montre que l'incarnation physique d'un agent offre une expérience utilisateur plus immersive, améliore le feedback des jeux et rend plus crédible l'interaction sociale [8]. L'incarnation dans un élément physique a même une influence positive sur l'interaction avec une personne en téléprésence en augmentant son impact social, sa familiarité et sa directivité [36].

Des études récentes étudient la notion de *re-embodiment* où l'on considère l'intelligence d'un même robot via plusieurs incarnations [37], tout comme nous le faisons en discutant avec une même personne par téléphone, en réel, par visio, etc.

Enfin, la vallée de l'étrange [38] définit un seuil au-delà duquel l'apparence du robot provoque son rejet. Plus le robot ressemble à l'humain mais sans maîtriser complètement le comportement associé et plus le niveau de malaise de l'utilisateur en interaction augmente.

3) Effet du genre du robot

Des études montrent que le fait de genrer le robot a un impact sur l'interaction. Par exemple, Zhumabekova et al. ont montré que la majorité des enfants préfèrent jouer avec un robot du même genre qu'eux [39]. Ce résultat n'est pas représentatif mais indique qu'il faut se poser la question du genre du robot.

B. Historique

1) Effet de nouveauté

Face à une nouveauté technologique, l'humain exprime un comportement qui n'est pas représentatif de ses ressentis à long terme. Pour pouvoir étudier la relation (ensemble des interactions sur le long terme) entre l'humain et le robot, il faudra attendre que cet effet de nouveauté passe [40].

2) Effet d'habituation

Une fois l'effet de nouveauté passé, il s'installe un effet d'habituation qui peut provoquer un désintérêt pour la technologie présentée. Les humains changent d'opinion concernant le robot avec le temps [41]. L'enjeu consiste alors à trouver des stratégies pour engager l'humain dans l'interaction.

3) Âge de l'humain

L'âge du participant semble également avoir une influence sur ses attentes envers le robot et donc sur l'interaction [42]. Il existe, par exemple, de nombreuses études qui différencient l'interaction enfant-robot [43] de l'interaction senior-robot [3].

C. Communication

1) Effet de la présence physique

Contrairement au personnage virtuel, le robot, du fait de son partage de l'environnement physique, est perçu comme « plus engageant, plus agréable pour interagir avec, plus instructif et crédible » [16], il inspire plus facilement la confiance et le respect [44], et fournit des expériences utilisateurs plus immersive, un meilleur feedback et une interaction sociale plus crédible [17].

La présence d'un robot a également pour particularité d'augmenter les émotions positives et de ne pas augmenter le stress d'une situation similaire vécue sans robot [30]. Il semblerait d'ailleurs que de manière générale les humains aient plus d'empathie pour les robots physiques que virtuels [45].

Enfin, il semblerait que la présence physique permette au robot d'avoir un rôle naturel de coach [46] et ainsi d'améliorer les performances des personnes coachées. Par exemple des participants ont montré un taux de rétention de mouvements à reproduire plus important lorsque l'apprentissage avait été guidé par un robot [47].

2) Effet d'audience

La présence d'un observateur influence les performances de l'humain. Il s'agit de l'effet d'audience, qui est également constaté lorsque l'observateur est un robot humanoïde [47][48] ou un groupe de plusieurs robots [49] (qui semblent favoriser une meilleure immersion de l'humain dans l'interaction). L'apparence du robot joue là aussi un rôle important puisque l'expérience est vécue négativement avec un groupe de robots non humanoïdes [49].

Enfin, on note que l'effet d'audience semble s'appliquer seulement dans certains cas, par exemple dans le cas du test de Stroop [50].

3) Effet du regard

Des études montrent que les humains recherchent le contact oculaire avec les robots comme ils le font avec les autres humains. Cela a des conséquences importantes sur l'interaction,

par exemple, l'humain semble plus engagé dans la communication si deux robots le regardent [49].

4) Effet du comportement

De nombreuses études se sont également intéressées au comportement du robot. Par exemple, des études montrent qu'un robot émotif améliore la perception et la joie de l'humain [9][51]. A noter également que doter le robot d'un comportement social semble augmenter les performances d'apprentissage de l'humain [52], tandis qu'un comportement non adéquat provoque une gêne chez l'utilisateur [30].

On note également un effet positif sur la mémorisation à long terme de nouveaux mots et un niveau d'engagement globalement plus élevé lors des activités d'apprentissage lorsque des gestes sont utilisés [53]. De plus, des études précédentes ont montré l'importance de la congruence entre la gestuelle et le discours sur la crédibilité accordée au robot [54].

D. Adaptation

1) Attentes

Avant même que l'interaction avec le robot ait lieu, les humains ont des attentes qui ont des conséquences directes sur leur perception de l'interaction. Par exemple, l'utilisateur attend d'un chat robotique qu'il ait le même comportement qu'un chat réel, au risque qu'il rejette le robot. Le niveau d'attente est différent que le robot soit humanoïde, animaloïde familier, animaloïde non familier ou imaginaire (du plus générateur d'attente au moins générateur d'attente) [4].

De plus, depuis l'émergence de la robotique sociale, les robots sont évalués avec des mesures subjectives (joie, bien-être), et plus seulement avec des mesures objectives (vitesse, précision), ce qui place l'humain au cœur de l'interaction et de l'évaluation [4].

2) Anticipation de l'humain

L'humain semble préférer interagir avec un robot dont il peut prévoir le comportement. Sa capacité à anticiper l'interaction augmenterait l'anthropomorphisme envers le robot et son acceptation [33].

3) Effets d'interactions

Tous ces effets ont des impacts les uns sur les autres.

Par exemple, Park et al. ont montré que le comportement du robot et son apparence sont tous les deux importants, mais que s'ils sont contradictoires alors c'est le comportement du robot qui prédomine sur son apparence dans la perception qu'en a l'humain [55]. Une bonne illustration est celle d'une étude qui montre que le robot est jugé plus intelligent et plus appréciable s'il fait des blagues subtiles [56].

Des études montrent également que l'apparence du robot et son contexte ont un impact sur l'acceptation du robot. Par exemple un robot « orienté produit » augmente plus l'intention d'achats des consommateurs qu'un robot « orienté humain ». Ainsi les attentes et le contexte jouent un rôle sur l'acceptation du robot [57]. Et plus généralement dans un contexte social, les humains préfèrent interagir avec un robot humanoïde, tandis que dans un contexte de tâche à réaliser les humains préfèrent interagir avec un robot industriel [58].

IV. COGNITION ET APPRENTISSAGE

Comme vu dans la section I, le robot est souvent utilisé dans les situations d'apprentissages selon divers paradigmes [6][7][8][9][10]. Il peut être utilisé évidemment pour apprendre la robotique, pour apprendre avec la robotique avec un robot qui peut faire des démonstrations, ou par la robotique avec un robot qui peut enseigner [59]. Le robot peut aussi servir à motiver l'enfant en se mettant en position d'élève et en demandant à l'enfant de lui apprendre ; ce qui oblige l'élève à bien maîtriser ce qu'il doit transmettre au robot et d'avoir une réflexion méta-pédagogique en se demandant comment faire pour faire apprendre au robot [60]. Enfin, le robot sert aussi à étudier les processus d'apprentissage en jouant le rôle de l'expérimentateur qui fait réaliser les tests d'évaluation de savoir et de savoir-faire. On constate alors que l'enfant se comporte plus rationnellement que face à un humain auquel il prête des intentions et des manières de faire qui dépendent des situations [61] et selon un engagement variable dans l'interaction [62].

Si le robot peut dans toutes ces situations être un support aux apprentissages, il peut aussi être source de distraction. Nous allons d'abord recenser, au regard de nos connaissances des processus et mécanismes d'apprentissage, l'apport du robot.

L'apprentissage est une internalisation de données (au sens propre) qui sont externes à l'apprenant. Il existe différents modes d'apprentissage du savoir-faire et du savoir [63] et différents mécanismes d'apprentissage à partir de ces données. Tous ces modes d'apprentissage visent une représentation interne de la connaissance du monde externe [64]. Cette représentation correspond à des réseaux de catégories qui sont hiérarchisées essentiellement par un type de relations pour le savoir-faire (troponymique : manière de faire) et deux autres types pour le savoir sur les choses du monde (sémantique : sorte de ; méronymique : partie de) [65]. A ces catégories sont attachées des propriétés, dont le savoir-faire et l'action, qui permettent la création de catégories dites « naturelles » et surtout l'utilisation de ces catégories pour détecter, reconnaître puis identifier un nouvel objet, une nouvelle relation, une nouvelle manière de faire [66][67]. Enfin, il y a un primat de l'action sur la conception : c'est par l'action que se fait la conception et la catégorisation des objets sur lesquels on agit [68] et c'est par la fonction (à quoi cela sert) que se définit la catégorie des objets utiles de la vie quotidienne [69][70].

Parmi les modes d'apprentissage du savoir-faire, il y a l'apprentissage par l'imitation, l'apprentissage par l'action, l'apprentissage par la résolution de problème, l'apprentissage procédural de l'exécution de tâches [71][72].

Parmi les modes d'apprentissage du savoir, il y a l'apprentissage verbal, l'apprentissage par l'éducation et l'enseignement [73], l'apprentissage par la lecture et l'apprentissage par la production verbale écrite [74].

Parmi les mécanismes d'apprentissage, il y a, outre l'apprentissage par analogie [75] et la catégorisation [76], l'accrétion, le réglage et la restructuration [77].

Pour tous ces modes et mécanismes d'apprentissage, le robot peut jouer un rôle positif à condition de pouvoir maîtriser et réduire les facteurs de distraction (voir section III) qui pourraient avoir un impact ; ceci en faisant appel à la science robotique pour

cette remédiation ; les prédictions étant que c'est l'interaction entre mode d'apprentissage et mode d'intervention du robot qui favorise l'attention ou la distraction.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

La prochaine étape sera de définir le modèle MemoRob. Celui-ci est basé sur la mesure de l'attention humaine en IHR pour déterminer les conditions qui permettent de maintenir ou d'augmenter si besoin l'engagement de l'utilisateur afin d'offrir une réponse appropriée si l'utilisateur perd son attention. Ainsi, si l'utilisateur est désengagé de l'IHR, une manière est, par distraction, de le distraire de sa tâche pour l'attirer, par attraction, vers l'IHR, en profitant des moments propices.

Notre objectif est de mettre en place une série d'expérimentations pour tester les prédictions du modèle sur les situations qui favorisent l'attention ou qui favorisent la distraction ; ceci afin de pouvoir proposer des situations d'apprentissage optimales.

Nous travaillons actuellement à développer une plateforme d'expérimentation et d'évaluation comprenant un robot réel, le même robot en version virtuelle (son avatar), et une tablette pour des interactions différenciées avec l'utilisateur. Cette plateforme permettra de mener des expérimentations en comparant une situation contrôle, une situation avec robot réel et une situation avec robot virtuel. L'étape d'après consistera à étudier l'ensemble des effets qui peuvent être maîtrisés, par exemple l'effet de nouveauté et l'effet d'habituation dans le cadre de mises en situation et de scénarios. Enfin la dernière étape consistera à définir un ensemble d'expérimentations pour mesurer l'impact des effets du robot, et des remédiations MemoRob, sur l'apprentissage de l'humain.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier l'université Paris 8 qui finance la première étape du projet dans le cadre de ses appels à projets. Nous remercions également Aurélie Bucaille et Grégory Legouverneur qui ont participé au projet à ses débuts afin d'apporter leurs connaissances sur la mémoire. Et enfin nous remercions Isabelle Xue, Ali Mahfoufi et Mohamed Benomari qui ont fait les premiers développements informatiques.

REFERENCES

- [1] T. Shibata, "An overview of human interactive robots for psychological enrichment," *Proc. IEEE*, vol. 92, no. 11, pp. 1749–1758, 2004.
- [2] K. Baraka, P. Alves-Oliveira, and T. Ribeiro, "An Extended Framework for Characterizing Social Robots," in *Human-Robot Interaction: Evaluation Methods and Their Standardizations*, C. Jost, B. Le Pévédic, T. Belpaeme, C. L. Bethel, D. Chrysostomou, N. Crook, M. Grandgeorge, and N. Mirnig, Eds. Springer, 2020.
- [3] A. Sharkey and N. Sharkey, "Granny and the robots: ethical issues in robot care for the elderly," *Ethics Inf. Technol.*, vol. 14, no. 1, pp. 27–40, 2012.
- [4] K. Wada, T. Shibata, T. Asada, and T. Musha, "Robot therapy for prevention of dementia at home," *J. Robot. Mechatronics*, vol. 19, no. 6, p. 691, 2007.
- [5] M. Chetouani *et al.*, "Cognitive services for elderly people: The ROBADMOM project," 2010.
- [6] B. Robins, K. Dautenhahn, R. Te Boekhorst, and A. Billard, "Robotic assistants in therapy and education of children with autism: Can a small

- humanoid robot help encourage social interaction skills?," *Univers. Access Inf. Soc.*, vol. 4, no. 2, pp. 105–120, Dec. 2005.
- [7] D. J. Ricks and M. B. Colton, "Trends and considerations in robot-assisted autism therapy," in *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2010, pp. 4354–4359.
- [8] K. Dautenhahn and I. Werry, "A quantitative technique for analysing robot-human interactions," in *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2002, vol. 2, pp. 1132–1138.
- [9] A. Tapus and A. M. Vieru, "Robot cognitive stimulation for the elderly," in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2013, vol. 7930 LNCS, no. PART 1, pp. 94–102.
- [10] A. Edwards, C. Edwards, P. R. Spence, C. Harris, and A. Gambino, "Robots in the classroom: Differences in students' perceptions of credibility and learning between 'teacher as robot' and 'robot as teacher,'" *Comput. Human Behav.*, vol. 65, pp. 627–634, Dec. 2016.
- [11] M. I. Posner and S. Dehaene, "Attentional networks," *Trends in Neurosciences*, vol. 17, no. 2. Elsevier, pp. 75–79, 01-Jan-1994.
- [12] L. Naccache, E. Blandin, and S. Dehaene, "Unconscious masked priming depends on temporal attention," *Psychol. Sci.*, vol. 13, no. 5, pp. 416–424, Sep. 2002.
- [13] R. A. Abrams and S. E. Christ, "Motion onset captures attention," *Psychol. Sci.*, vol. 14, no. 5, pp. 427–432, 2003.
- [14] S. L. Franconeri and D. J. Simons, "Moving and looming stimuli capture attention," *Attention, Perception, Psychophys.*, vol. 65, no. 7, pp. 999–1010, 2003.
- [15] A. X. Li, M. Florendo, L. E. Miller, H. Ishiguro, and A. P. Saygin, "Robot form and motion influences social attention," in *Proceedings of the Tenth Annual ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2015, pp. 43–50.
- [16] C. D. Kidd and C. Breazeal, "Effect of a robot on user perceptions," in *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, 2004, vol. 4, pp. 3559–3564.
- [17] A. Pereira, C. Martinho, I. Leite, and A. Paiva, "iCat, the chess player: the influence of embodiment in the enjoyment of a game," in *Proceedings of the 7th international joint conference on Autonomous agents and multiagent systems-Volume 3*, 2008, pp. 1253–1256.
- [18] T. Belpaeme, J. Kennedy, A. Ramachandran, B. Scassellati, and F. Tanaka, "Social robots for education: A review," *Science Robotics*, vol. 3, no. 21. American Association for the Advancement of Science, 15-Aug-2018.
- [19] W. Wundt, *Grundriss der psychologie, von Wilhelm Wundt*. W. Engelmann, 1897.
- [20] R. Cools and A. L. Simeone, "Investigating the effect of distractor interactivity for redirected walking in virtual reality," in *Proceedings - SUI 2019: ACM Conference on Spatial User Interaction*, 2019, pp. 1–5.
- [21] E. Saad, M. A. Neerinx, and K. V. Hindriks, "Welcoming Robot Behaviors for Drawing Attention," in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2019, vol. 2019-March, p. 368.
- [22] R. Secoli, G. Rosati, and D. J. Reinkensmeyer, "Using sound feedback to counteract visual distractor during robot-assisted movement training," in *2009 IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and Games, HAVE 2009 - Proceedings*, 2009, pp. 135–140.
- [23] D. Das, M. M. Hoque, Y. Kobayashi, and Y. Kuno, "Attention control system considering the target person's attention level," in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2013, pp. 111–112.
- [24] M. M. Hoque, T. Onuki, D. Das, Y. Kobayashi, and Y. Kuno, "Attracting and controlling human attention through robot's behaviors suited to the situation," in *HRI'12 - Proceedings of the 7th Annual ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2012, pp. 149–150.
- [25] E. BIRMINGHAM and A. KINGSTONE, "A New Look at Past, Present, and Future Investigations," *Ann. N. Y. Acad. Sci.*, vol. 1156, pp. 118–140, 2009.
- [26] C. Ames and S. Fletcher-Watson, "A review of methods in the study of attention in autism," *Dev. Rev.*, vol. 30, no. 1, pp. 52–73, 2010.
- [27] N. J. Emery, "The eyes have it: the neuroethology, function and evolution of social gaze," *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 24, no. 6, pp. 581–604, 2000.
- [28] S. M. Anzalone *et al.*, "Evaluating the Engagement with Social Robots," *Int. J. Soc. Robot.*, pp. 1–14, 2015.
- [29] M. Attamimi, M. Miyata, T. Yamada, T. Omori, and R. Hida, "Attention estimation for child-robot interaction," in *HAI 2016 - Proceedings of the 4th International Conference on Human Agent Interaction*, 2016, pp. 267–270.
- [30] C. Jost, M. Grandgeorge, B. Le Pévédic, and D. Duhaut, "Robot or tablet: Users' behaviors on a memory game," in *Robot and Human Interactive Communication, 2014 RO-MAN: The 23rd IEEE International Symposium on*, 2014, pp. 1050–1055.
- [31] C. Rochais, "Attention-Getting Behaviors," in *Encyclopedia of Animal Cognition and Behavior*, Springer International Publishing, 2018, pp. 1–6.
- [32] B. R. Duffy, "Anthropomorphism and the social robot," in *Robotics and Autonomous Systems*, 2003, vol. 42, no. 3–4, pp. 177–190.
- [33] F. Eyssel, D. Kuchenbrandt, and S. Bobinger, "Effects of anticipated human-robot interaction and predictability of robot behavior on perceptions of anthropomorphism," in *HRI 2011 - Proceedings of the 6th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2011, pp. 61–67.
- [34] J. Zlotowski and C. Bartneck, "The Inversion Effect in HRI: Are Robots Perceived More like Humans or Objects?," in *Proceedings of the 8th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2013, pp. 365–372.
- [35] C. Jost, V. Andre, B. Le Pevédic, A. Lemasson, M. Hausberger, and D. Duhaut, "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, pp. 1368–1373.
- [36] I. Kawaguchi, Y. Kodama, H. Kuzuoka, M. Otsuki, and Y. Suzuki, "Effect of embodiment presentation by humanoid robot on social telepresence," in *HAI 2016 - Proceedings of the 4th International Conference on Human Agent Interaction*, 2016, pp. 253–256.
- [37] S. Reig, J. Forlizzi, and A. Steinfeld, "Leveraging Robot Embodiment to Facilitate Trust and Smoothness," in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2019, vol. 2019-March, pp. 742–744.
- [38] M. Mori and others, "The uncanny valley," *Energy*, vol. 7, no. 4, pp. 33–35, 1970.
- [39] K. Zhumabekova, A. Ismailova, D. Kushkinbayev, and A. Sandygulova, "Exploring the Effects of Robot Gender on Child-Robot Interaction," in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2018, pp. 287–288.
- [40] K. Dautenhahn, "Robots we like to live with?! - A developmental perspective on a personalized, life-long robot companion," in *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, 2004, pp. 17–22.
- [41] L. K. Kheng, D. S. Syrdal, M. L. Walters, and K. Dautenhahn, "Living with robots: Investigating the habituation effect in participants' preferences during a longitudinal human-robot interaction study," in *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human*

- Interactive Communication*, 2007, pp. 564–569.
- [42] P. Baxter, C. De Jong, R. Aarts, M. De Haas, and P. Vogt, “The effect of age on engagement in preschoolers’ child-robot interactions,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2017, pp. 81–82.
- [43] T. Belpaeme *et al.*, “Child-robot interaction: Perspectives and challenges,” in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2013, vol. 8239 LNAI, pp. 452–459.
- [44] W. A. Bainbridge, J. Hart, E. S. Kim, and B. Scassellati, “The effect of presence on human-robot interaction,” in *Robot and Human Interactive Communication, 2008. RO-MAN 2008. The 17th IEEE International Symposium on*, 2008, pp. 701–706.
- [45] S. H. Seo, D. Geiskkovitch, M. Nakane, C. King, and J. E. Young, “Poor Thing! Would You Feel Sorry for a Simulated Robot?: A comparison of empathy toward a physical and a simulated robot,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2015, vol. 2015-March, pp. 125–132.
- [46] C. Jost, M. Grandgeorge, B. Le Pévedic, and D. Duhaut, “Are robots our future coaches?,” in *2013 44th International Symposium on Robotics, ISR 2013*, 2013.
- [47] A. Kosaka, T. Katakura, S. Toyama, and F. Ikeda, “Evaluation of Posture Memory Retentivity using Coached Humanoid Robot,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2018, pp. 159–160.
- [48] M. R. Fraune, S. Sherrin, S. Sabanovi, and E. R. Smith, “Rabble of Robots Effects: Number and Type of Robots Modulates Attitudes, Emotions, and Stereotypes,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2015, vol. 2015-March, pp. 109–116.
- [49] T. Ichijo, N. Munekata, K. Hiraki, and T. Ono, “Entrainment effect caused by joint attention of two robots,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2014, pp. 178–179.
- [50] N. Spatola *et al.*, “Improved Cognitive Control in Presence of Anthropomorphized Robots,” *Int. J. Soc. Robot.*, vol. 11, no. 3, pp. 463–476, Jun. 2019.
- [51] I. Leite, A. Pereira, C. Martinho, and A. Paiva, “Are emotional robots more fun to play with?,” in *Robot and human interactive communication, 2008. RO-MAN 2008. The 17th IEEE international symposium on*, 2008, pp. 77–82.
- [52] H. Ushida, “Effect of Social Robot’s Behavior in Collaborative Learning,” in *Proceedings of the 5th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2010, pp. 195–196.
- [53] J. De Wit *et al.*, “The Effect of a Robot’s Gestures and Adaptive Tutoring on Children’s Acquisition of Second Language Vocabularies,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2018, pp. 50–58.
- [54] C. Jost, B. Le Pévédic, and D. Duhaut, “Study of the Importance of Adequacy to Robot Verbal and Non Verbal Communication in Human-Robot interaction,” in *43rd Symposium on Robotics - ISR 2012*, 2012.
- [55] E. Park, H. Kong, H. T. Lim, J. Lee, S. You, and A. P. Del Pobil, “The effect of robot’s behavior vs. appearance on communication with humans,” in *HRI 2011 - Proceedings of the 6th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2011, pp. 219–220.
- [56] I. M. Menne, B. P. Lange, and D. C. Unz, “My Humorous Robot: Effects of a Robot Telling Jokes on Perceived Intelligence and Liking,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2018, pp. 193–194.
- [57] S. S. Kwak, J. S. Kim, and J. J. Choi, “Can robots be sold? The effects of robot designs on the consumers’ acceptance of robots,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2014, pp. 220–221.
- [58] J. J. Choi and S. S. Kwak, “Effect of Robot Appearance Types and Task Types on Service Evaluation of a Robot,” in *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction*, 2015, vol. 02-05-March-2015, pp. 223–224.
- [59] I. Gaudiello and E. Zibetti, *Learning robotics, with robotics, by robotics: Educational robotics*. John Wiley & Sons, 2016.
- [60] O. Masson and F. Ruggieri, “Robotique éducative pour la découverte, la réflexion et le raisonnement,” *Enfance*, vol. 2019, no. 3, pp. 333–344, 2019.
- [61] O. Masson, J. Baratgin, F. Jamet, F. Ruggieri, and D. Filatova, “Use a robot to serve experimental psychology: Some examples of methods with children and adults,” in *IDT 2016 - Proceedings of the International Conference on Information and Digital Technologies 2016*, 2016, pp. 190–197.
- [62] S. Ivaldi, S. Lefort, J. Peters, M. Chetouani, J. Provasi, and E. Zibetti, “Towards Engagement Models that Consider Individual Factors in HRI: On the Relation of Extroversion and Negative Attitude Towards Robots to Gaze and Speech During a Human-Robot Assembly Task: Experiments with the iCub humanoid,” *Int. J. Soc. Robot.*, vol. 9, no. 1, pp. 63–86, Jan. 2017.
- [63] C. Tijus *et al.*, “Know-How modelling for e-Learning,” in *Proceedings - 2013 RIVF International Conference on Computing and Communication Technologies: Research, Innovation, and Vision for Future, RIVF 2013*, 2013, pp. 186–191.
- [64] C.-Y. Chang, C. Tijus, and E. Zibetti, “Les apprentissages à l’heure des technologies cognitives numériques,” *Adm. éducation*, vol. N°146, no. 2, p. 91, 2015.
- [65] J.-F. Le Ny, “Predicates, events and situations: a cross-cognitive analysis and reconsideration of some basic notions of discourse comprehension,” in *Trends in Cognitive Psychology*, Nova Science New York, 2002, pp. 216–236.
- [66] N. Bonnardel, A. Didierjean, and E. Marmèche, “Analogie et résolution de problèmes,” *C. Tijus (Ed.), Métaphores Analog.*, pp. 115–149, 2003.
- [67] C. Tijus, P. Brezillon, C. Tijus, and P. Brezillon, “Problem solving and creativity for decision support systems,” *Creat. Innov. Decis. Mak. Decis. Support*, vol. 1, pp. 277–293, 2006.
- [68] J. Piaget, *The Grasp of Consciousness (Psychology Revivals): Action and Concept in the Young Child*. Psychology Press, 2015.
- [69] E. Rosch and B. B. Lloyd, “Principles of categorization,” *Cogn. Categ.*, 1978.
- [70] C. B. Mervis and E. Rosch, “Categorization of natural objects,” *Annu. Rev. Psychol.*, vol. 32, no. 1, pp. 89–115, 1981.
- [71] J. Nadel, *How imitation boosts development: In infancy and autism spectrum disorder*. OUP Oxford, 2014.
- [72] P. Langley and H. A. Simon, “The central role of learning in cognition,” *Cogn. Ski. their Acquis.*, pp. 361–380, 1981.
- [73] F. Jamet, O. Masson, B. Jacquet, J.-L. Stilgenbauer, and J. Baratgin, “Learning by teaching with humanoid robot: a new powerful experimental tool to improve children’s learning ability,” *J. Robot.*, vol. 2018, 2018.
- [74] S. Caillies, G. Denhière, and W. Kintsch, “The effect of prior knowledge on understanding from text: Evidence from primed recognition,” *Eur. J. Cogn. Psychol.*, vol. 14, no. 2, pp. 267–286, 2002.
- [75] D. Gentner and K. J. Holyoak, “Reasoning and learning by analogy,” *The American psychologist*, vol. 52, no. 1, pp. 32–34, 1997.
- [76] L. W. Barsalou, “Are there static category representations in long-term memory?,” *Behav. Brain Sci.*, vol. 9, no. 4, pp. 651–652, Dec. 1986.
- [77] D. Norman and D. E. Rumelhart, “Accretion, tuning and restructuring: Three modes of learning,” *Semant. Factors Cogn.*, pp. 37–53, 1978.

Session 4 : Fauteuils roulants

Président de session : Yann Morère

Simulateur de Conduite de Fauteuil Roulant avec Retours Vestibulaires : Une Etude Pilote

Guillaume Vailland

Univ Rennes, INSA Rennes, Inria, CNRS, IRISA
Rennes, France

Louise Devigne

Univ Rennes, INSA Rennes, Inria, CNRS, IRISA
Rennes, France

Bruno Arnaldi

Univ Rennes, INSA Rennes, Inria, CNRS, IRISA
Rennes, France

Yoren Gaffary

Univ Rennes, INSA Rennes, Inria, CNRS, IRISA
Rennes, France

Valérie Gouranton

Univ Rennes, INSA Rennes, Inria, CNRS, IRISA
Rennes, France

Marie Babel

Univ Rennes, INSA Rennes, Inria, CNRS, IRISAZ
Rennes, France

Abstract—L'autonomie et la capacité à maintenir des activités sociales peuvent représenter un défi pour les personnes en situation de handicap. Dans le cas d'un handicap impactant la mobilité, les fauteuils roulants électriques peuvent aider à conserver ou à retrouver une autonomie de déplacement. Néanmoins, la conduite d'un fauteuil roulant électrique est une tâche complexe qui nécessite de bonnes capacités cognitives, visuelles et visuo-spatiales. En pratique, avant de se voir prescrire un fauteuil roulant électrique par un thérapeute, il faut suivre une formation à la conduite puis réussir des tests d'aptitudes. Cependant, la formation conventionnelle en ergothérapie peut s'avérer insuffisante pour certaines personnes ayant des déficiences cognitives et/ou visuo-spatiales. Ainsi, ces personnes ne sont pas autorisées à conduire un fauteuil roulant électrique pour des raisons de sécurité. Dans ce contexte, les simulateurs de conduite pourraient apporter une solution alternative de formation efficace, adaptative, flexible et sûre. Dans des travaux antérieurs, nous avons proposé un simulateur de conduite en réalité virtuelle (RV) intégrant des retours vestibulaires pour simuler les sensations d'accélération d'un fauteuil roulant. La performance et l'acceptabilité d'un simulateur de RV dépendent du niveau de qualité d'expérience (QdE) de l'utilisateur, notre simulateur est conçu pour renforcer le sentiment de présence (SdP) de l'utilisateur tout en minimisant la Cinétose. Cet article présente une étude pilote évaluant l'impact des retours vestibulaires simulés sur la QdE de l'utilisateur. Les résultats montrent que la présence de retours vestibulaires augmente le SdP et réduit la Cinétose ressentie.

Index Terms—fauteuil roulant électrique, simulateur multi-sensoriel, vestibulaire, sentiment de présence, cinétose, étude utilisateur

I. INTRODUCTION

Pour les personnes en situation de handicap, une perte de mobilité peut conduire à une limitation sévère de leur capacité à se déplacer de manière indépendante et de leur capacité à accéder aux activités sociales. Ces limitations peuvent être compensées par des aides au déplacement comme des fauteuils roulants électriques [1]. Cependant, la conduite d'un fauteuil roulant électrique est une tâche difficile qui nécessite de bonnes capacités cognitives et visuo-spatiales, en

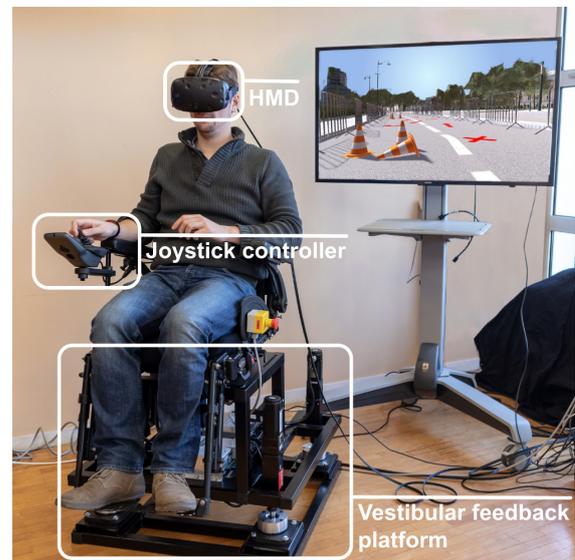


Fig. 1: Simulateur de conduite avec casque HMD comme dispositif de retours visuels, joystick et plateforme à retours d'efforts.

particulier lorsqu'il s'agit de surmonter de multiples obstacles dynamiques ou de réaliser des manoeuvres complexes de positionnement [2]. Ainsi, naviguer en fauteuil roulant électrique en toute sécurité requiert un niveau d'expertise important qui peut être atteint grâce à une formation efficace, en particulier pour les personnes qui présentent des handicaps cognitifs et/ou visuo-spatiaux les empêchant de gérer pleinement des situations de conduite complexes. A l'issue des séances de formation, les thérapeutes procèdent à une évaluation des capacités de conduite et s'assurent que l'utilisation du fauteuil roulant électrique pourra se faire en toute sécurité dans la vie quotidienne. En cas d'échec, les thérapeutes peuvent décider

de ne pas prescrire l'utilisation d'un fauteuil roulant à un patient.

Afin de résoudre cette situation et redonner aux personnes restées sans solution de mobilité, de nombreux travaux de recherche portent sur la conception de fauteuils roulants électriques robotisés et autonomes [3]. Toutefois, ces solutions, qui donnent le contrôle complet au système robotique, ne sont généralement pas adaptées aux attentes et aux besoins des thérapeutes et des utilisateurs. D'une part, il est indispensable, dans le cadre de la réadaptation fonctionnelle, de solliciter les capacités et les fonctions restantes pour retarder et prévenir la perte de fonction. D'autre part, il a été démontré que le fait d'effectuer une tâche par soi-même est stimulant [4].

Pour répondre à cette exigence thérapeutique, des solutions de navigation semi-autonome ont été proposées et reposent classiquement sur des systèmes de contrôle partagés [5], [6]. L'utilisateur conserve alors un contrôle total du fauteuil roulant et la correction de trajectoire n'est appliquée qu'en cas de danger de collision [5], [7]. Toutefois, ces systèmes ne gèrent pas tous les types de situations complexes, comme la navigation dans des environnements urbains [8], les interactions sociales avec les piétons [9], [10], et la négociation de rampes ou de bordures [11]. Enfin, ces systèmes nécessitent toujours de bonnes compétences de conduite de la part de l'utilisateur [3] et requièrent donc une formation avant de pouvoir être utilisés dans la vie quotidienne.

Par conséquent, la question de la formation à la conduite reste une priorité. L'acquisition de compétences de conduite s'obtient uniquement, à l'heure actuelle, en s'exerçant lors de sessions de formation, notamment lors de séances d'ergothérapie où l'utilisateur conduit un fauteuil dans des situations écologiques (situations de la vie quotidienne) relativement simples. En effet, les méthodes d'entraînement personnalisées basées sur des scénarios particuliers (par exemple à domicile, dans des situations dangereuses en milieu urbain, dans des lieux bondés) sont trop complexes et trop coûteuses à mettre en œuvre. Ainsi, il n'existe pas de solution pour les personnes en échec de conduite [12].

Dans ce contexte, des recherches récentes ont porté sur la conception de simulateurs de conduite. En effet, la simulation permet de réaliser divers scénarios et conditions d'évaluation dans des environnements sûrs, contrôlables et reproductibles.

Dans la mesure où la Réalité Virtuelle (RV) permet de construire des simulations fidèles et des scénarios basés sur la vie quotidienne [13], elle s'avère être tout à fait adaptée à un usage clinique [14], [15]. Par rapport à d'autres outils de simulation, la RV permet à l'utilisateur de s'immerger dans l'Environnement Virtuel (EV), ce qui lui procure un meilleur Sentiment de Présence (SdP). Le SdP est le phénomène subjectif décrivant la sensation d'"exister" dans l'EV [16]. Dans le cas de la formation à la conduite en fauteuil roulant, un SdP élevé augmentera la capacité de l'utilisateur à transférer intuitivement ses compétences acquises via des scénarios virtuels à des situations écologiques réelles de conduite [17].

Cependant, l'exécution d'une tâche de navigation pendant une immersion dans un EV induit des inconforts [18] sou-

vent dus à la Cinétose dont les symptômes sont similaires au mal des transports (*e.g.* nausée, migraine, vertiges) [19]. La Cinétose est issue des conflits perceptuelles lors d'une expérience virtuelle notamment lorsque l'utilisateur voit un mouvement sans le ressentir physiquement. La Cinétose est un frein majeur à la diffusion de la RV car elle altère considérablement le confort de l'expérience virtuelle.

Dans des travaux précédents, nous avons présenté un simulateur en RV de conduite de fauteuil roulant électrique innovant [20]. Nos travaux sont menés en étroite collaboration avec le Pôle Saint Hélier, centre de médecine physique et de réadaptation à Rennes, et ses thérapeutes afin de mieux répondre aux besoins des utilisateurs de fauteuils roulants. Notre simulateur comprend une plateforme mécanique capable de simuler des retours vestibulaires et des retours haptiques. Par exemple, la plateforme peut produire des retours vestibulaires pour simuler des accélérations résultant de la commande de l'utilisateur [21] ou produire des retours haptiques pour simuler la réponse physique de l'EV.

L'objectif de cet article est d'étudier l'impact des retours vestibulaires sur le SdP et la Cinétose lors d'une expérience de conduite virtuelle. Nous pensons que la reproduction des accélérations réelles du fauteuil roulant électrique et des effets centrifuges améliorera le SdP tout en réduisant la discordance de perception et ainsi la Cinétose. Cette première étude pilote, réalisée auprès de volontaires ne présentant pas de handicap constitue une étape nécessaire avant d'évaluer les mêmes hypothèses pour les personnes en situation de handicap. Ce document présente d'abord l'état de l'art sur la RV et le retour vestibulaire (Section II). La section III présente l'étude expérimentale menée à l'aide de notre simulateur de fauteuil roulant électrique dont les résultats sont présentés en section IV et discutés en section V. Enfin, nous présentons les conclusions de nos travaux et les orientations futures.

II. ETAT DE L'ART

Cette section présente les travaux existant sur les simulateurs en RV. Elle introduit deux concepts liés à l'expérience de la RV, à savoir le SdP et la Cinétose, et les méthodes d'évaluation associées.

A. *Simulateurs en Réalité Virtuelle*

Le domaine de la RV regroupe l'ensemble des techniques informatiques qui permettent de simuler un EV en 3D. Un tel environnement est contrôlable, reproductible et sûr. La RV dispose d'atouts majeurs pour concevoir des outils performants (simulateurs) largement utilisés dans des programmes de formation [22] et de réhabilitation [15]. En effet, les simulateurs en RV permettent de reproduire des situations écologiques et spécifiques aux besoins de l'utilisateur. [23] souligne notamment la pertinence de la conception d'un simulateur en RV pour la formation à la conduite de fauteuils roulants électriques.

B. *Sentiment de Présence*

L'efficacité de la formation par simulation en RV dépend fortement de la Qualité d'Expérience (QdE) et par conséquent

du SdP. Le SdP fait référence à la sensation de l'utilisateur d' "exister" dans l' EV [16] et dépend de divers facteurs tels que la présence spatiale, l'implication et le réalisme [24]. Plus le SdP est important, plus l'utilisateur sera immergé, concentré et tirera des enseignements de son expérience virtuelle [17].

Plusieurs projets de recherche ont étudié comment améliorer le SdP. Le simulateur de conduite de fauteuil *NADS Minisim* [25] propose d'ajouter des informations haptiques relatives à l'environnement pour en faciliter la compréhension, rejoignant ainsi les conclusions de [26] sur l'augmentation de la présence au cinéma avec retours haptiques, qui relève des résultats positifs sur la SoP des utilisateurs .

En ce qui concerne la simulation de conduite de fauteuil roulant, le simulateur à écran unique *ViEW* [27] améliore le SdP notamment en représentant la main de l'utilisateur dans la VE. Le simulateur *miWe* représente également la main de l'utilisateur et étudie l'impact de l'utilisation d'un nouveau contrôleur de fauteuil roulant sur le SdP [28]. Enfin, l'ajout d'une plate-forme à retours mécaniques dans le simulateur de *Virtual Fauteuil* [29] semble contribuer à une meilleure immersion, et donc à une meilleure SdP.

C. Cinétose

Même si la RV est un outil prometteur, des études précédentes ont révélé que son utilisation est toutefois limitée par l'apparition de la Cinétose [18], qui se manifeste par des symptômes semblables à ceux du mal des transports (maux de tête, vertiges ou nausées) [19]. La Cinétose est due à des conflits de perception entre ce que l'utilisateur voit et ce qu'il ressent. Plus le décalage entre les informations virtuelles et réelles perçues est important, plus la Cinétose peut se révéler sévère.

Dans le contexte d'un simulateur de conduite, la Cinétose est plus susceptible de se manifester lorsque l'utilisateur se voit en mouvement dans la simulation, sans percevoir aucun mouvement dans la réalité. Si Niniss et Inoue discutent de ce phénomène dans [30], ils ne confirment jamais aucune des théories émises sur les causes d'apparition. Mahajan et al. [31] ont également observé les effets de la Cinétose lors d'une étude impliquant leur simulateur de fauteuil roulant. Cependant, ils n'ont pas évalué l'impact de la plateforme à retours d'efforts de leur simulateur sur la sévérité du phénomène. Il s'avère donc nécessaire de réaliser une étude complémentaire.

D. Evaluation du SdP et de la Cinétose

Le SdP est généralement évalué par le biais de questionnaires subjectifs dans la littérature [32]. Les réponses des participants à ces questionnaires sont généralement traitées à l'aide du test de Wilcoxon [33]. Des questionnaires tels que NASA-TLX et IPQ, qui visent à évaluer respectivement la charge cognitive pendant une tâche et le SdP, ont déjà été utilisés dans un contexte clinique [34]. Ainsi, l'IPQ a été utilisé pour mesurer le SdP dans l'EV [28] éprouvé par les utilisateurs en situation de handicap après avoir testé le simulateur *miWe*. Le questionnaire IVEQ [35] couvre quant à lui de nombreux aspects impliqués dans la QdE en RV tels que l'immersion

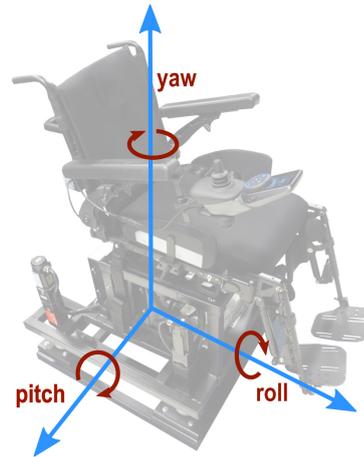


Fig. 2: Illustration de la plateforme à retour de mouvement avec les axes de rotation

et les conséquences de l'expérience telles que la Cinétose. Il est aussi possible d'évaluer la Cinétose à l'aide de données objectives comme l'activité électrodermique, cependant, pour cette étude pilote, nous avons choisi de nous en tenir aux questionnaires subjectifs afin de ne pas alourdir le protocole et assurer la mise en oeuvre de l'expérience.

III. ETUDE UTILISATEUR

A. Objectifs et Hypothèses

L'objectif de cet article est d'évaluer l'impact du retour vestibulaire fourni par notre plateforme de simulation sur le SdP et la Cinétose pendant une expérience de conduite en fauteuil roulant électrique en RV. Même si notre système est conçu pour les personnes en situation de handicap, actuellement, seuls des volontaires valides ont participé à cette expérience. En effet, du point de vue éthique, il est nécessaire de valider l'efficacité et la viabilité du système auprès de participants valides avant d'organiser des études cliniques avec des participants en situation de handicap qui permettront à terme de valider la pertinence d'un tel simulateur dans les applications de formation et d'amélioration des compétences de conduite en fauteuil roulant. De plus, tester une hypothèse dans une étude pilote avec des personnes valides avant d'inscrire des patients comme sujets est une procédure courante [36], [37].

Sur la base de travaux antérieurs et de notre propre expérience en RV, nous avons défini nos hypothèses comme suit :

H1 L'ajout de retours vestibulaires aux retours visuels va augmenter le SdP des utilisateurs. En particulier, selon l'IGroup Project Consortium (<http://www.igroup.org/pq/ipq/index.php>) en termes :

H1-Spa de présence spatiale ;

H1-Inv d'engagement ;

H1-Rea de réalisme.

- H2** L'ajout des retours vestibulaires aux retours visuels réduit les conflits sensoriels et par conséquent la Cinétose.



Fig. 3: Point de vue du participant pendant un passage. La partie noire en bas à droite correspond au bras virtuel d'un fauteuil roulant qui est colocalisé avec le bras réel de la plateforme.

B. Apparatus

Notre principal matériel pour cette étude correspond à notre simulateur multisensoriel de conduite en fauteuil roulant électrique (voir Figure 1) [20]. Ce simulateur utilise un joystick standard R-Net, un contrôleur de fauteuil roulant électrique couramment utilisé.

En ce qui concerne les retours d'informations, deux dispositifs sont activés pour fournir des retours vestibulaires et visuels. Le premier dispositif est la plateforme à retour d'efforts, sur laquelle nous avons placé un siège de fauteuil roulant provenant d'un fauteuil roulant électrique Salsa M standard. Elle fournit des retours vestibulaires en utilisant le principe du "Tilt Coordination".

Le second dispositif est un casque de RV permettant d'immerger l'utilisateur dans un EV, en occultant le monde réel qui l'entoure. Comme il couvre tous les angles de vision de l'utilisateur, il permet également à ce dernier de regarder en arrière, ce qui est important pour la conduite en marche arrière. Nous avons utilisé dans cette étude avec un casque de Réalité Virtuelle de type HTC Vive Pro.

En ce qui concerne l'EV, nous avons utilisé un modèle 3D d'une place plane située à Rennes. L'EV a été pourvu de modèles 3D pour baliser un chemin que les utilisateurs devaient suivre dans l'expérience (voir Figure 3).

C. Méthode

1) *Participants*: Un total de 29 personnes volontaires francophones, non rémunérées et valides ont participé à cette expérience. Ils étaient tous naïfs quant au but de l'expérience. Ils ont tous signé un formulaire de consentement leur expliquant le déroulement de l'expérience. Il leur a également été expliqué qu'ils pouvaient arrêter l'expérience dès qu'ils le souhaitaient. Afin que notre expérience soit fiable, nous avons

appliqué une politique de validation des données stricte. Cette politique sera expliquée en détail dans la section IV. Au total, pour diverses raisons explicitées dans la section IV, nous avons éliminé les données de 13 participants.

En moyenne, les participants avaient peu d'expérience en RV. La plupart d'entre eux avaient un niveau d'expérience moyen à élevé en matière de jeux vidéo. Seul un participant avait un niveau d'expérience intermédiaire en matière de conduite de fauteuils roulants électriques. Les autres.... Nous avons mené cette expérience avec des participants résidents d'une ville différente de celle reproduite dans notre EV. L'objectif était d'éviter que les participants ne remarquent des différences entre la scène et le lieu réel. Un seul participant connaissait la version réelle de l'EV.

2) Conditions expérimentales:

CV Pas de retour vestibulaire, seulement Visuels.

CM Retours vestibulaires et donc Multisensoriels.

Chaque participant a effectué deux essais au cours de cette expérience, un pour chacune des deux conditions expérimentales. L'ordre de présentation a été équilibré entre les participants (huit participants ont d'abord commencé avec la condition C_V , et huit autres avec la condition C_M).

3) *Mesures*: Afin d'évaluer nos hypothèses et l'impact des retours vestibulaires de notre plateforme sur la QdE des utilisateurs, nous avons recueilli les évaluations subjectives des participants à l'aide de trois questionnaires, tous préalablement validés en français :

- le NASA Task Load Index (NASA-TLX) [38] : ce questionnaire a été utilisé pour déterminer si les retours vestibulaires modifient la charge cognitive de l'utilisateur ;
- l'Igroup Presence Questionnaire (IPQ) [39] : ce questionnaire permet d'évaluer la présence spatiale, l'implication et le réalisme vécu ;
- l'Immersive Virtual Environments Questionnaire (IVEQ) [35], [40], dont seules les mesures concernant les effets d'immersion, de présence, d'engagement et d'expérience ont été utilisées.

Les participants ont rempli chacun des trois questionnaires après chaque condition expérimentale.

4) *Protocole Expérimental*: Il a été demandé aux participants de s'asseoir dans le siège de la plateforme mécanique puis d'attacher une ceinture de sécurité montée sur la plateforme par mesure de sécurité. Il leur a été indiqué la présence d'un bouton d'arrêt d'urgence, fixé sur le côté de la plateforme, à utiliser si nécessaire.

Ils ont reçu des instructions sur l'utilisation du joystick pour conduire le fauteuil roulant électrique virtuel dans l'EV. Ils ont également reçu des instructions sur le trajet virtuel qu'ils devaient compléter. Ce trajet était balisé dans l'EV à l'aide de flèches rouges sur le sol. Le trajet consistait en des mouvements linéaires, des courbes légères, des grandes courbes, un arrêt, un demi-tour et enfin une manœuvre de conduite et de stationnement en marche arrière (voir figure 4). Cette série de manœuvres avait pour but de maximiser les variations d'accélération pour assurer l'implication de l'utilisateur

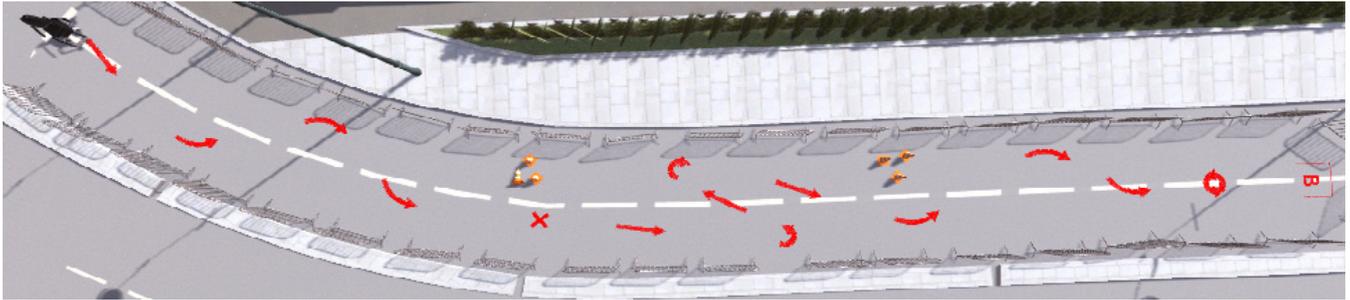


Fig. 4: Vue du dessus du trajet que le participant devait compléter dans les deux conditions expérimentales.

pendant la tâche de conduite, mais aussi pour s'assurer que les utilisateurs perçoivent les retours vestibulaires. Les participants ont été informés qu'ils devraient effectuer cette trajectoire deux fois et qu'ils seraient invités à remplir des questionnaires après chaque complétion. Les participants n'ont reçu aucune information sur la plateforme ou sur les retours vestibulaires.

Pendant chaque essai les participants ont été équipés d'un casque antibruit pour les empêcher d'entendre la plateforme bouger ou non. En raison du port du HMD, ils n'ont pas pu voir la plateforme bouger ou non. Ils ont eu le temps de se familiariser avec l'EV avant de commencer l'expérience. Après chaque essai ils ont été emmenés dans une autre pièce pour remplir les questionnaires.

IV. RÉSULTATS ET ANALYSE

A. Politique de validation

L'analyse subjective des perceptions des utilisateurs telles que le SdP exige une politique de validation stricte. Ainsi, tout participant exposé à un quelconque biais a vu ses données écartées de l'analyse (perturbation sonore, participant ayant des connaissances préalables, etc.) Nous avons retiré deux participants de l'expérience après qu'ils aient déclaré avoir déjà observé la plateforme mécanique fonctionner pendant des démonstrations préalables à l'étude. Nous avons ensuite retiré d'autres participants en fonction des biais de perception potentiellement subis pendant les essais. Tout d'abord, trois participants ont vécu des inconforts visuels (tels que des sauts d'image ou une mauvaise qualité d'image due à des erreurs de réglage). Deuxièmement, six participants ont pu entendre des bruits environnants (comme des voix humaines provenant de personnes n'ayant pas participé à l'étude) malgré le casque antibruit. Cela a pu influencer leur SdP ainsi que leur concentration sur la tâche de conduite virtuelle.

Enfin, deux participants ont décidé de leur propre chef de se garer en avant à l'encontre des instructions. Ainsi, ils n'ont pas reçu tous les stimuli attendus et leurs données ont été écartées de l'analyse.

Les participants ont achevé chaque essai en 119 s en moyenne (SD=28 s). Aucune différence significative n'a été constatée entre le premier et le deuxième essai. La durée des essais était suffisante pour que les participants puissent potentiellement faire l'expérience de la Cinétose, car le temps

d'exposition n'est pas un facteur proportionnel à la Cinétose [41].

Pour chaque question des trois questionnaires, nous avons comparé les réponses intra-sujet en fonction des conditions expérimentales. Cette section ne présente que les résultats significatifs obtenus à l'aide d'un test de Wilcoxon, en rapport avec nos hypothèses (voir le tableau I et la figure 5).

B. Sentiment de Présence

Comme on peut le voir dans le tableau I et la figure 5, chaque composante du SdP évaluée (présence spatiale, engagement et réalisme) a présenté une amélioration significative grâce à l'ajout des retours vestibulaires. Ainsi, ces résultats soutiennent notre hypothèse globale **H1** concernant le SdP.

C. Cybersickness

Les résultats de l'IVEQ présentés confirment l'hypothèse **H2** concernant la Cinétose. Par ailleurs, l'un des participants a commenté que "la simulation sans mouvement n'était pas agréable et perturbait le cerveau".

D'une manière plus générale, les résultats à la question du TLX suggèrent que les retours vestibulaires améliorent globalement la QdE. De plus, plusieurs participants ont commenté avoir préféré le passage correspondant au passage avec retours vestibulaires sans savoir obligatoirement pourquoi.

V. DISCUSSION

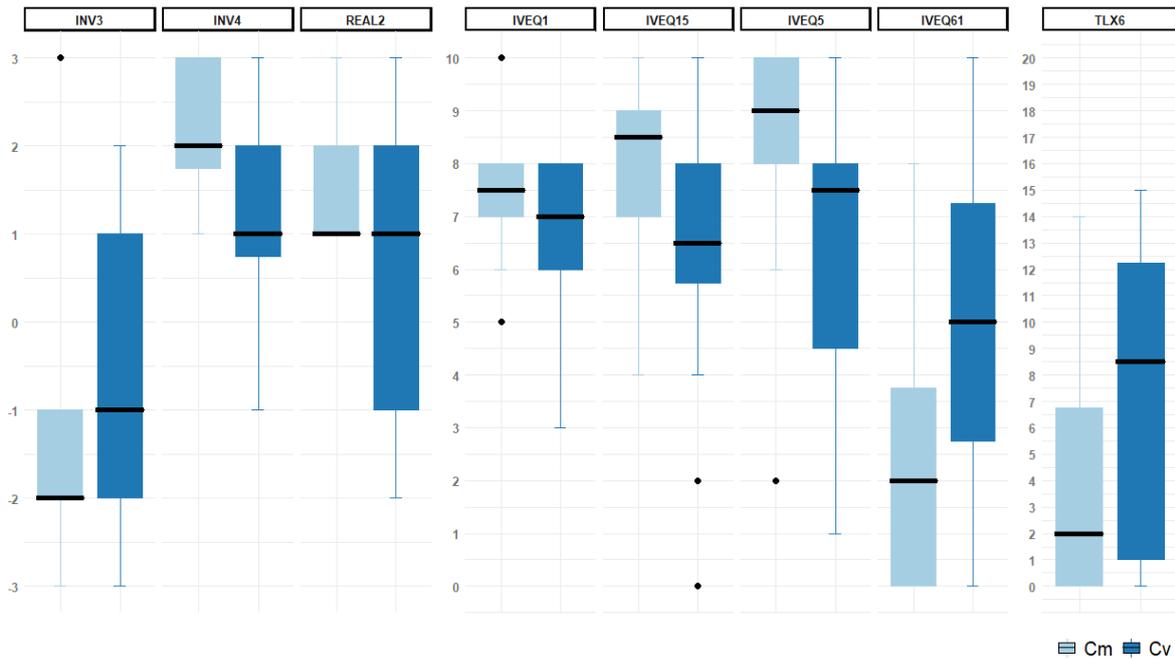
A. Etude Utilisateur

Après avoir appliqué une politique de validation stricte et malgré le nombre important de données écartées, nous avons recueilli et analysé suffisamment de données pour obtenir des résultats significatifs. Toutefois, un ensemble plus important de participants nous permettrait d'étudier l'influence des caractéristiques des utilisateurs (*e.g.* âge, genre, habitudes, expérience) sur le comportement de conduite.

Comme l'EV était le même dans les deux conditions, les différences significatives constatées pour le SdP et la Cinétose ne peuvent pas s'expliquer par leurs variations. Le trajet était également suffisamment complexe pour garantir la diversité et le ressenti des retours vestibulaires (accélération, freins, virages légers et brusques, conduite en marche arrière). De plus, nous avons choisi de limiter la vitesse maximale de conduite de l'expérience ($0,86m.s^{-1}$), la vitesse moyenne de conduite de la population ciblée. En effet, une vitesse plus élevée

TABLE I: questions présentant des différences significatives dans l'évaluation des participants entre les conditions C_V et C_M .

Question	Label	C_V M (SD)	C_M M (SD)	p-value
IPQ INV3	"Je faisais toujours attention à l'environnement réel"	-0.75 (1.71)	-1.56 (1.37)	.041
IPQ INV4	"J'étais complètement captivé par le monde virtuel."	0.5 (1.66)	1.56 (0.70)	.026
IPQ REAL2	"A quel point votre expérience dans l'environnement virtuel vous a-t-elle semblée cohérente avec votre expérience dans le monde réel ?"	1.19 (1.18)	2.12 (0.78)	.032
IVEQ 1	"Mes interactions avec l'environnement virtuel me semblaient naturelles."	6.62 (1.65)	7.62 (1.41)	.049
IVEQ 5	"La sensation de déplacement à l'intérieur de l'environnement virtuel était réaliste?"	6.38 (2.62)	8.31 (1.99)	$\ll .01$
IVEQ 15	"Il m'est arrivé d'être tellement absorbé(e) dans l'environnement virtuel que je n'étais plus conscient(e) des choses qui pouvaient se passer autour de moi."	6.31 (2.52)	7.88 (1.65)	.044
IVEQ 61	"J'ai ressenti des vertiges durant mon interaction avec l'environnement virtuel."	5.06 (2.84)	2.62 (2.89)	.01
TLX 6	"Avez-vous ressenti, durant votre tâche, de l'insécurité, du découragement, de l'irritation, du stress ou de l'agacement ?"	7.06 (5.76)	4.06 (4.78)	.017

Fig. 5: Les notations rapportées montrent des différences significatives entre C_V et C_M . Les échelles sont affichées sur l'axe vertical.

induit des accélérations plus importantes et permet ainsi de stimuler plus facilement le système vestibulaire et de réduire la Cinétose. Ainsi, nous pensons que si la stimulation vestibulaire fonctionne à basse vitesse, elle fonctionnera encore mieux à haute vitesse. De plus, le public cible de notre simulateur est principalement constitué de personnes qui utilisent pour la première fois un fauteuil roulant électrique et qui sont plus susceptibles de le conduire plus lentement que les utilisateurs expérimentés. Enfin, l'EV souffre d'un inconvénient majeur : le manque d'éléments et d'obstacles dynamiques. Les participants sont seuls dans la scène, alors qu'un tel environnement urbain devrait être peuplé d'humains et de véhicules. La scène reproduite n'était donc pas entièrement écologique. Il serait intéressant de mener une expérience avec des piétons, des vélos et des voitures pour mieux immerger les participants dans l'EV.

B. Simulateur et retours vestibulaires

Notre simulateur bénéficie d'une plateforme mécanique conçue et construite grâce à la collaboration d'informaticiens et de mécaniciens. Notre objectif est d'augmenter les performances de notre simulateur au fil du temps, en termes de retours et de comportement physique. Il est important de noter que nous n'avons ajouté que des retours vestibulaires pour cette étude alors que la plateforme est également capable de simuler des retours haptiques et auditifs. Ces derniers ont été désactivés pour s'assurer d'évaluer seulement l'impact des retours vestibulaires. Ainsi, lorsque l'utilisateur roule à la vitesse maximale, le fauteuil roulant électrique n'est plus soumis à des accélérations et plus aucun retour vestibulaire n'est généré. C'est pourquoi nous avons maximisé le nombre d'actions qui ont induit des variations d'accélération pendant la tâche virtuelle.

Contrairement aux autres types de retour d'informations existants, l'objectif principal de nos retours vestibulaires n'est pas de donner des informations supplémentaires à l'utilisateur

ni de l'aider dans la navigation [42]. Les retours vestibulaires proposés augmentent seulement la cohérence et réalisme de la conduite en fauteuil roulant afin de diminuer la Cinétose, d'augmenter le SdP et donc d'améliorer la QdE. Toutefois, les retours haptiques, qui seront évalués dans de prochains travaux, apporteront eux des informations supplémentaires pertinentes sur la navigation étant donné qu'il concerne les réactions à l'EV.

C. SdP et Cinétose

La plupart des autres simulateurs visent à analyser les problèmes liés à l'utilisation d'un fauteuil roulant en milieu urbain ou à évaluer les possibilités de formation [27], [29]. À notre connaissance, il n'existe aucune autre étude sur l'impact des retours vestibulaires sur le SdP et la Cinétose en RV.

Pourtant, nous considérons le SdP et la Cinétose comme des éléments clés de la formation sur simulateur. D'une part, la SoP est liée à la présence spatiale et au réalisme éprouvé, mais aussi à l'implication et à la motivation de l'utilisateur, ce qui est connu pour être un facteur important de la formation [43]. D'autre part, la réduction de la Cinétose est essentielle pour augmenter la QdE de l'utilisateur, car la plupart des utilisateurs ne pourraient pas utiliser la RV à des fins éducatives en raison des symptômes de la Cinétose. Ainsi, le SdP et la Cinétose sont des éléments clés à prendre en compte pour une expérience virtuelle de haute qualité [35].

Il est également intéressant de souligner que, bien que notre étude ait porté sur une tâche de conduite de fauteuil roulant électrique, les résultats présentés restent valides et utilisables dans d'autres projets. En particulier, chaque simulateur basé sur la RV pourrait bénéficier de l'ajout de retours vestibulaires. De plus, une étude plus approfondie de les retours vestibulaires en tant qu'informations supplémentaires devrait être intéressante dans des domaines tels que la téléopération et la téléprésence robotique, comme dans [44]. Cela pourrait améliorer la qualité et la précision des manœuvres pour les opérateurs expérimentés de robots réels, car ils retrouveront des sensations réalistes.

VI. CONCLUSION ET TRAVAUX FUTURS

Dans ce papier, nous avons utilisé notre simulateur de conduite en fauteuil roulant électrique pour mener une étude pilote évaluant l'impact des retours vestibulaires fournis sur le SdP et la Cinétose pendant une tâche de conduite en RV. Il a été demandé aux participants de conduire le fauteuil roulant électrique virtuel le long d'un trajet dans un EV représentant une place d'une ville réelle. Chaque participant a effectué le trajet deux fois dans un ordre inverse : un avec un retour visuel uniquement et un avec un retour visuel et vestibulaire. Nous avons utilisé des questionnaires subjectifs (NASA-TLX, IPQ et IVEQ) pour évaluer la qualité de l'expérience de RV après l'achèvement de chaque tâche.

Les résultats valident les hypothèses que nous avons formulées : l'ajout des retours vestibulaires au retour visuels augmente le SdP et diminue la Cinétose pour les utilisateurs. Par conséquent, les retours vestibulaires contribuent à

une meilleure QdE. Ces résultats positifs soutiennent que le simulateur est plus susceptible d'être accepté et utilisé par la population ciblée (thérapeutes et utilisateurs finaux). En effet, l'impact positif du retour vestibulaire proposé sur l'augmentation du SdP (de 2,44/10) et la réduction de la Cinétose apporte des solutions à des problèmes tels que le manque d'implication des utilisateurs et les inconforts de la Cinétose. Les résultats soulignent l'intérêt de notre simulateur pour les programmes de formation et de réadaptation.

Cette première étude pilote ouvre la voie à de nombreuses études et recherches. Dans les travaux futurs, l'impact de nombreux paramètres tels que la vitesse moyenne, l'EV ou l'historique des participants devront être étudiés. En particulier, il serait intéressant de collecter et d'analyser des mesures objectives (e.g. direction du regard, activité électrodermique) pour quantifier objectivement l'impact des retours vestibulaires sur le SdP et la Cinétose et pour compléter l'évaluation subjective que nous avons présentée dans ce document. En ce qui concerne les antécédents des participants et leur susceptibilité à la Cinétose, nous prévoyons d'utiliser le Motion Sickness Susceptibility Questionnaire (MSSQ) ainsi qu'un nombre réduit de questions en utilisant des échelles plus précises comme le Simulator Sickness Questionnaire (SSQ) à la place de l'IVEQ. Nous prévoyons également de valider nos hypothèses pour les retours haptiques que la plateforme est capable de générer. Enfin, nous prévoyons d'inscrire des participants en situation de handicap pour confirmer le résultat présenté pour la population cible et faire des comparaisons entre leur comportement et leurs performances de conduite avec notre simulateur et un fauteuil roulant électrique réel. Cela ouvrirait la voie à l'utilisation de notre simulateur pour des applications de formation et de réadaptation.

REMERCIEMENTS

Ce travail est réalisé dans le cadre du projet INTER-REG VA FMA ADAPT financé par le Fonds Européen de Développement Régional (FEDER), et est partiellement financé par Crowdbot, un projet Horizon 2020 de l'Union Européenne.

REFERENCES

- [1] R. Fomiatti, J. Richmond, L. Moir, and J. Millstead, "A systematic review of the impact of powered mobility devices on older adults' activity engagement," *Physical and Occupational Therapy in Geriatrics*, vol. 31, no. 4, pp. 297–309, 2013.
- [2] S. Massengale, D. Folden, P. McConnell, L. Stratton, and V. Whitehead, "Effect of visual perception, visual function, cognition, and personality on power wheelchair use in adults," *Assistive Technology*, vol. 17, no. 2, pp. 108–121, 2005.
- [3] J. Leaman and H. M. La, "A Comprehensive Review of Smart Wheelchairs: Past, Present, and Future," *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 47, no. 4, pp. 486–489, 2017.
- [4] A. Hurst and J. Tobias, "Empowering individuals with do-it-yourself assistive technology," *Proc. ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, pp. 11–18, 2011.
- [5] L. Devigne, V. K. Narayanan, F. Pasteau, and M. Babel, "Low complex sensor-based shared control for power wheelchair navigation," *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, vol. 2016-November, pp. 5434–5439, 2016.

- [6] A. Erdogan and B. D. Argall, "Prediction of user preference over shared-control paradigms for a robotic wheelchair," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1106–1111, 2017.
- [7] P. Trautman, J. Ma, R. M. Murray, and A. Krause, "Robot navigation in dense human crowds: Statistical models and experimental studies of human-robot cooperation," *International Journal of Robotics Research*, vol. 34, no. 3, pp. 335–356, 2015.
- [8] R. C. Simpson, "Smart wheelchairs: A literature review," *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 42, no. 4, pp. 423–438, 2005.
- [9] T. Kruse, A. K. Pandey, R. Alami, and A. Kirsch, "Human-aware robot navigation: A survey," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 61, no. 12, pp. 1726–1743, 2013.
- [10] S. T. Hansen, M. Svenstrup, H. J. Andersen, and T. Bak, "Adaptive human aware navigation based on motion pattern analysis," *Proceedings - IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 927–932, 2009.
- [11] L. Devigne, F. Pasteau, T. Carlson, M. Babel, L. Devigne, F. Pasteau, T. Carlson, M. Babel, and L. Devigne, "A shared control solution for safe assisted power wheelchair navigation in an environment consisting of negative obstacles : a proof of concept," 2019.
- [12] K. J. Anstey, J. Wood, S. Lord, and J. G. Walker, "Cognitive, sensory and physical factors enabling driving safety in older adults," *Clinical Psychology Review*, vol. 25, no. 1, pp. 45–65, 2005.
- [13] J. Cromby, P. Standen, and D. Brown, "The potentials of virtual environments in the education and training of people with learning disabilities," *Journal of Intellectual Disability Research*, vol. 40, no. 6, pp. 489–501, 1996.
- [14] J. Dascal, M. Reid, W. W. Ishak, B. Spiegel, J. Recacho, and B. Rosen, "Virtual Reality and Medical Inpatients: A Systematic Review of Randomized, Controlled Trials," *Innovations in clinical neuroscience*, vol. 14, no. 1-2, pp. 14–21, 2017.
- [15] M. C. Howard, "A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs," *Computers in Human Behavior*, vol. 70, pp. 317–327, 2017.
- [16] M. Slater and S. Wilbur, "A framework for immersive virtual environments (FIVE): Speculations on the role of presence in virtual environments," *Presence: Teleoperators & Virtual Environments*, vol. 6, no. 6, pp. 603–616, 1997.
- [17] J. A. Stevens and J. P. Kincaid, "The relationship between presence and performance in virtual simulation training," *Open Journal of Modelling and Simulation*, vol. 3, no. 02, p. 41, 2015.
- [18] J. J. LaViola, "A discussion of cybersickness in virtual environments," *ACM SIGCHI Bulletin*, vol. 32, no. 1, pp. 47–56, 2000.
- [19] L. Rebenitsch and C. Owen, "Review on cybersickness in applications and visual displays," *Virtual Reality*, vol. 20, no. 2, pp. 101–125, 2016.
- [20] G. Vailland, F. Grzeskowiak, L. Devigne, Y. Gaffary, B. Fraudet, E. Leblong, F. Nouviale, R. Le Breton, S. Guegan, V. Gouranton, B. Arnaldi, and M. Babel, "User-centered design of a multisensory power wheelchair simulator : towards training and rehabilitation applications," in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Toronto, Canada, 2019, pp. 1–6.
- [21] F. Colombet, M. Dagdelen, G. Reymond, C. Pere, F. Merienne, and A. Kemeny, "Motion Cueing: What Is The Impact On The Driver's Behavior?" no. February, pp. 171–182, 2008.
- [22] D. P. Inman, K. Loge, and J. Leavens, "VR Education and Rehabilitation," *Communications of the ACM*, vol. 40, no. 8, pp. 53–59, 1997.
- [23] S. Arlati, V. Colombo, G. Ferrigno, R. Sacchetti, and M. Sacco, "Virtual reality-based wheelchair simulators: A scoping review," *Assistive Technology*, pp. 1–12, 2019.
- [24] M. J. Schuemie, P. van der Straaten, M. Krijn, and C. A. van der Mast, "Research on Presence in Virtual Reality: A Survey," *CyberPsychology & Behavior*, vol. 4, no. 2, pp. 183–201, 2001.
- [25] A. Telpaz, B. Rhindress, I. Zelman, and O. Tsimhoni, "Haptic Seat for Automated Driving: Preparing the Driver to Take Control Effectively," *Proceedings of the 7th International Conference on Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications - AutomotiveUI '15*, pp. 23–30, 2015.
- [26] E. Oh, M. Lee, and S. Lee, "How 4D Effects cause different types of Presence experience?" *Proceedings of the 10th International Conference on Virtual Reality Continuum and Its Applications in Industry - ACM*, pp. 375–378, 2011.
- [27] Y. Morere, G. Bourhis, K. Cosnuau, G. Guilmois, E. Rumilly, and E. Blangy, "ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis," *Assistive Technology*, pp. 1–11, 2018.
- [28] G. Tao and P. S. Archambault, "Powered wheelchair simulator development: Implementing combined navigation-reaching tasks with a 3D hand motion controller," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 13, no. 1, 2016.
- [29] F. Pourrasseau, É. Monacelli, S. Charles, A. Schmid, F. Goncalves, P.-A. Leyrat, F. Coulmier, and B. Malafosse, "Discussion about functionalities of the Virtual Fauteuil simulator for wheelchair training environment," *International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR)*, pp. 1–7, 2017.
- [30] H. Niniss and T. Inoue, "Electric wheelchair simulator for rehabilitation of persons with motor disability," *Symposium on Virtual Reality VIII (Proceedings), Belém (PA)*, 2006.
- [31] H. P. Mahajan, B. E. Dicianno, R. A. Cooper, and D. Ding, "Assessment of wheelchair driving performance in a virtual reality-based simulator," *The Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 36, no. 4, pp. 322–332, 2013.
- [32] S. Nichols, C. Haldane, and J. R. Wilson, "Measurement of presence and its consequences in virtual environments," *International Journal of Human-Computer Studies*, vol. 52, no. 3, pp. 471 – 491, 2000.
- [33] R. Woolson, "Wilcoxon signed-rank test," *Wiley encyclopedia of clinical trials*, pp. 1–3, 2007.
- [34] S. G. Hart, "Nasa-task load index (nasa-tlx); 20 years later," *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, vol. 50, no. 9, pp. 904–908, 2006.
- [35] K. Tcha-tokey, "Conception et évaluation de l' expérience utilisateur en environnement virtuel immersif," Ph.D. dissertation, 2018.
- [36] A. C. Recio, D. Becker, M. Morgan, N. R. Saunders, L. P. Schramm, and J. W. McDonald, "Use of a virtual reality physical ride-on sailing simulator as a rehabilitation tool for recreational sports and community reintegration: A pilot study," *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 92, no. 12, pp. 1104–1109, 2013.
- [37] N. W. John, S. R. Pop, T. W. Day, P. D. Ritsos, and C. J. Headleand, "The Implementation and Validation of a Virtual Environment for Training Powered Wheelchair Manoeuvres," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 24, no. 5, pp. 1867–1878, 2017.
- [38] S. G. Hart and L. E. Staveland, "Development of nasa-tlx (task load index): Results of empirical and theoretical research," in *Advances in psychology*. Elsevier, 1988, vol. 52, pp. 139–183.
- [39] T. W. Schubert, "The sense of presence in virtual environments: A three-component scale measuring spatial presence, involvement, and realism," *Zeitschrift für Medienpsychologie*, vol. 15, no. 2, pp. 69–71, 2003.
- [40] K. Tcha-tokey, O. Christmann, E. Loup-escande, and S. Richir, "Proposition and Validation of a Questionnaire to Measure the User Experience in Immersive Virtual Environments," *International Journal of Virtual Reality*, vol. 16, no. 1, pp. 33–48, 2016.
- [41] M. Melo, J. Vasconcelos-Raposo, and M. Bessa, "Presence and cybersickness in immersive content: Effects of content type, exposure time and gender," *Computers & Graphics*, vol. 71, pp. 159–165, 2018.
- [42] L. Devigne, F. Pasteau, M. Babel, V. K. Narayanan, S. Guegan, and P. Gallien, "Design of a haptic guidance solution for assisted power wheelchair navigation," pp. 3231–3236, 2018.
- [43] R. Steinmayr and B. Spinath, "The importance of motivation as a predictor of school achievement," *Learning and Individual Differences*, vol. 19, no. 1, pp. 80–90, 2009.
- [44] P. Robuffo Giordano, H. Deusch, J. Lachele, and H. H. Bulthoff, "Visual-vestibular feedback for enhanced situational awareness in teleoperation of UAVs," *Annual Forum Proceedings - AHS International*, vol. 3, pp. 2809–2818, 2010.

Etude de cas : Navigation autonome d'une personne déficiente visuelle avec perte de sensibilité des membres, via un fauteuil roulant électrique augmenté

Clément Favey, Aziz Zogaghi, Roger Leroux, Bruno Vivan, René Farcy
Université Paris-Saclay, CNRS, Laboratoire Aimé Cotton, 91405, Orsay, France.
nom.prenom@u-psud.fr

Résumé— Présentation et analyse des premiers essais de navigation autonome, d'un jeune homme atteint de cécité de catégorie 4, associée à des troubles de la sensibilité des membres, se déplaçant grâce aux ressentis des accélérations et décélérations d'un fauteuil roulant électrique anticollision et antichute.

Mots-clés— *Anticollision; Antichute; Fauteuil Roulant Electrique; Déplacement; Navigation; Autonome;*

I. INTRODUCTION

Depuis plusieurs décennies, le nombre d'utilisateurs de fauteuils roulants électriques est en constante augmentation [1][2]. Qu'ils s'agissent de problèmes liés à la fin de vie, à une pathologie congénitale ou acquise, certains utilisateurs de fauteuils roulants électriques sont susceptibles de commettre des erreurs de pilotage, dues à leur handicap. Le plus souvent il s'agit de manque de contrôle, de troubles de la coordination musculaire ou de troubles attentionnels, dont les erreurs peuvent se traduire par des collisions avec leur environnement (personnes alentour, infrastructures ou matériels divers), des chutes dans les dénivelés (trottoirs, escaliers, pentes, etc.), ou autres, qui sont toutes susceptibles d'occasionner de graves dommages humains comme matériels.

Pour ces raisons, certaines personnes handicapées sont exclues de l'accès à une solution de mobilité autonome, par souci de sécurité. D'autres voient leur utilisation limitée (vitesse et accélération bridées) ou encore d'autres acceptent les risques et l'emploient avec ou sans surveillance.

Or, le milieu médical fait consensus sur la nécessité d'accès au déplacement autonome, pour le bon développement intellectuel, personnel, social et culturel de toute personne, qu'elle soit handicapée ou non [3][4].

C'est pourquoi, nous travaillons depuis 5 ans, sur la conception d'un système optoélectronique, qui permette d'équiper tout fauteuil roulant électrique, afin de sécuriser ses déplacements en toutes conditions (en intérieur comme en extérieur, plein soleil, nuit, brouillard, pluie, etc.), dans le but d'empêcher toutes chutes ou basculement dans un dénivelé ainsi que les collisions avec des obstacles à proximité. Pour ainsi donner l'accès à la mobilité à ceux dont leur handicap les prive, et permettre à d'autres de se déplacer avec plus de sérénité, en utilisant moins de charge cognitive.

Depuis quelques semaines, nous travaillons avec un jeune homme en intégration au lycée, présentant une cécité quasi-

complète (catégorie IV) couplée à une détérioration du système nerveux le privant de sensibilité des membres. Ce dernier effectue la majorité de ses déplacements en fauteuil roulant électrique classique, piloté par une tierce personne (ici, il s'agit principalement de ses AVSI¹, qui l'accompagnent dans sa scolarité).

Le but général de ce projet est de lui permettre de gagner en autonomie au quotidien, en commençant par des environnements ou des trajets spécifiques connus et maîtrisés dans un premier temps, puis en élargissant progressivement, selon les résultats et nos avancées technologiques.

Dans ce papier il sera d'abord présenté, le système employé ainsi que la philosophie qui régit son développement. Puis nous y détaillerons la première prise en main dudit système par le jeune étudiant, d'abord dans un environnement extérieur ouvert et large. Puis nous analyserons son appropriation du système au sein de son lycée, dans un premier temps vide, puis rempli d'autres étudiants. Enfin nous discuterons des perspectives d'évolution dans son cas spécifique et du système de manière générale.

II. LE PROJET « F.R.A.I »

A. Philosophie du développement

Depuis l'origine du projet, le but principal visé est de fournir un maximum d'autonomie à chaque utilisateur, tout en le gardant en sécurité. Beaucoup de projets passés et actuels ont poursuivis et poursuivent le même objectif [5][6]. Cependant, pour l'heure, aucun système n'a réussi à fournir suffisamment de garanties afin de convaincre le milieu de la santé, que ce soit en France ou à l'étranger, de sa pertinence. Comme souvent, ceci ne s'explique pas par une unique raison, mais plutôt, à notre sens, par un ensemble d'éléments plus ou moins corrélés.

La population cible, lourdement handicapée, est en partie sous tutelle et majoritairement placée dans des centres d'accueil spécialisé. Leur sécurité est pour le moment assurée par la privation ou la limitation d'accès au fauteuil roulant électrique. Alors, il nous faut donc (ainsi qu'à l'ensemble des projets similaires au notre), présenter suffisamment de preuves afin de démontrer que le système apporte la sécurité nécessaire à l'utilisateur et lui procure des bénéfices notables sur son quotidien.

En ce qui concerne la sécurité, pour l'ensemble des projets de fauteuils augmentés, celle-ci est assurée par une combinaison

¹ AVSI : Auxiliaire de vie scolaire individuel

de capteurs. Or, aucun capteur n'est parfait. Peu importe son prix, sa taille ou l'énergie qu'il consomme, il existe toujours une situation dans laquelle il faillit. De plus, les compromis généralistes régissant les capteurs commerciaux afin qu'ils soient adaptés au plus grand nombre d'emplois possibles, ne permettent pas une bonne robustesse d'utilisation.

La sécurité ne peut donc pas être formellement garantie. Cependant, une vie 100% sécurisée n'existe pas, y compris chez les personnes valides, si l'on considère l'ensemble des accidents pédestres ou automobiles, au cours de leurs déplacements. Alors quel niveau de sécurité minimal faut-il fournir aux plus fragiles pour leur permettre de retrouver une certaine autonomie ?

Au vu de la situation actuelle, il semblerait que personne n'ait encore réussi à trouver la réponse à cette question.

C'est la raison pour laquelle notre équipe de recherche a pris l'initiative de s'appuyer sur ses propres capteurs, développés dans la même philosophie que ceux des déplacements des personnes en situation de handicap visuel [7][8].

De plus, l'ensemble du système est pensé depuis son origine avec l'aide de nombreux professionnels médicaux (médecins MPR, ergothérapeutes, psychomotriciens, etc.). Nous orientant vers le choix d'une sécurisation des déplacements plutôt que celui d'un système autonome ou semi-autonome. L'idée principale étant que le système n'intervienne uniquement qu'en cas de dangers et se limite à ralentir ou arrêter le fauteuil dans la direction jugée dangereuse. Pas d'assistance à la navigation, pas de réorientation automatique du fauteuil ou autres actions similaires. L'utilisateur reste entièrement libre de ses choix et de la direction dans laquelle il souhaite se diriger. Seule la vitesse est réduite dans certaines situations. C'est a priori le contexte le plus favorable au bon développement intellectuel, personnel, social et culturel, évoqué précédemment.

B. Capteurs utilisés et positionnement

Dans la version employée pour nos premières rencontres avec l'étudiant, la partie avant et une partie des côtés du fauteuil étaient protégées conformément à la figure 1. Le reste du pourtour n'étant simplement pas encore développé mais ne devrait pas présenter de modifications majeures. La navigation du fauteuil se faisant essentiellement de manière frontale, à l'instar d'une voiture, ceci n'a pas posé de problème particulier.

Sont utilisés de chaque côté du fauteuil : 2 proximités infrarouges, un télémètre à triangulation laser trifaisceaux et 2 capteurs à ultrasons.

Les proximités infrarouges ont la particularité d'être immunisés au soleil, et officient la très grande majorité de la détection des obstacles. Cependant ils sont peu efficaces avec les obstacles fins et foncés, c'est la raison pour laquelle nous y avons ajouté des capteurs à ultrasons commerciaux dont la portée est limitée à 1,5 mètre, qui assurent certaines détections jusqu'à présent un peu trop tardives. Il est à noter

qu'au vu de l'ensemble des lacunes que présentent les capteurs ultrasons, ils seront prochainement remplacés par un autre capteur en cours de développement.

Les têtes à triangulation trois lasers, également immunisées au soleil, permettent la détection de dénivelés positifs comme négatifs.

Leur disposition est la suivante :

Illustrations :

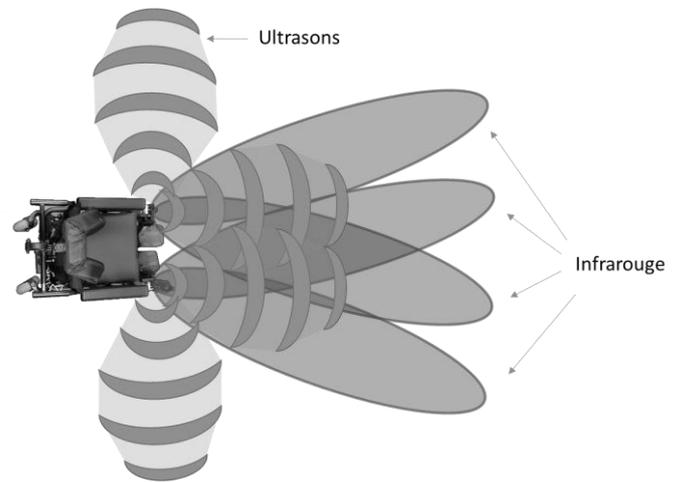
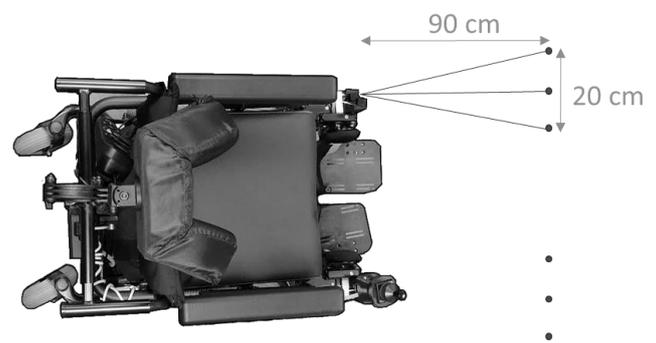


Figure 1 : Disposition capteurs anticollision



Télémètre à triangulation 3 lasers

Figure 2 : Disposition capteurs antichute

Il est important d'avoir à l'esprit pour la suite, que selon la nature du danger détecté, à savoir un obstacle ou un dénivelé, le système ne se comportera pas de la même manière.

En effet, dans le cas d'un obstacle, ce dernier ralentira proportionnellement dans sa direction, en fonction de la distance qui l'en sépare, (plus il s'en rapproche, plus il ralentit), et ce, jusqu'à atteindre une vitesse minimale non-nulle. A cette vitesse les contacts n'occasionnent pas de

dégâts et le fauteuil ne possède plus suffisamment de puissance pour pouvoir écraser/pousser les obstacles/personnes environnantes. Il est indispensable de garder une possibilité de déplacement, même très ralentie, dans le cas d'environnement étroit, en intérieur par exemple, pour l'accès aux toilettes, à l'ascenseur, à la table à manger etc.

En ce qui concerne la détection de dénivelés, le fauteuil est complètement stoppé dans la direction jugée dangereuse. En effet, pas question de conserver une vitesse minimale non-nulle, car que l'on aille très lentement ou très rapidement dans un escalier, le résultat diffère peu... ! Les directions éloignant le fauteuil du dénivelé, seront toujours autorisées, ce sera à l'utilisateur de trouver une trajectoire acceptée par le système.

III. PREMIERE PRISE EN MAIN

A. *Evaluation des capacités du jeune utilisateur*

Une première étape cruciale, consistait à évaluer si l'utilisateur était en capacité de ressentir les accélérations et décélérations du fauteuil, pour pouvoir s'orienter.

En effet, classiquement, le pilotage d'un fauteuil électrique repose essentiellement sur 2 sens : La vue et la proprioception. La vue pour réaliser un asservissement permanent de la direction du fauteuil. La proprioception pour orienter avec précision le poignet dans la direction souhaitée. Or, ici, notre utilisateur ne possède pas le premier et partiellement le second. Ainsi, son orientation dans l'espace et la perception de son déplacement ne pourra reposer que sur son ouïe et son ressenti des accélérations/décélérations.

L'emploi de l'ouïe pour la spatialisation est quelque chose de relativement commun chez les personnes déficientes visuelles, cependant celle-ci est généralement complétée par de la proprioception grâce à la canne blanche et aux ressentis des pas au sol. Ce qui ne pourra malheureusement pas être le cas ici.

Du ressenti des accélérations/décélérations émerge alors un système d'orientation quelque peu expérimental mais qui nous semble prometteur. Il est possible d'imaginer un parallèle entre le déplacement d'une personne non-voyante en canne et une personne non-voyante utilisant notre système. La canne a pour rôle de détecter les obstacles et dénivelés que l'utilisateur ressent via proprioception. Dans notre cas, le système détecte les obstacles et dénivelés, ralentit ou s'arrête, transmettant l'information à l'utilisateur via la décélération.

C'est pourquoi il est nécessaire que la personne employant notre système soit bien à même de ressentir ces accélérations positives comme négatives.

Le premier test a donc consisté à placer l'utilisateur dans le fauteuil, que nous pilotions en tierce personne, puis que l'utilisateur nous décrive, selon lui, dans quel sens se déplaçait le fauteuil, s'il avançait, reculait, tournait, de quel côté, si la vitesse variait, etc.

Ce premier test fut concluant, les ressentis exprimés étant satisfaisants et en accord avec la réalité.

Ainsi nous sommes passés à la deuxième phase des tests. Cette fois-ci l'utilisateur était au control du fauteuil, le système de protection désactivé. Ce test s'est déroulé en extérieur, dans un lieu très ouvert, sans obstacle. Le but était d'évaluer sa capacité à s'orienter à l'ouïe. Il était question que l'utilisateur se dirige vers la voix que l'un de nous émettait. Après la réussite aisée de cet exercice, nous avons complexifié la chose, en lui demandant de réaliser un cercle autour de la voix qu'il entendait et de revenir à son point d'origine. Ceci s'est également déroulé de manière plutôt satisfaisante.

Nous avons donc décidé de poursuivre nos avancées avec le système de protection activé, dans des environnements plus complexes.

Tout d'abord il fut question de vérifier à nouveau le bon ressenti des décélérations de la part de l'utilisateur. Ainsi, système activé, nous avons réitéré l'expérience de l'orientation à la voix, avec comme consigne, d'immédiatement relâcher la commande dès que le début d'une décélération se faisait ressentir. Nous nous plaçons comme obstacles humains entre l'utilisateur et la voix vers laquelle il se dirigeait. Là encore, ce fut un succès, relâchant la commande toujours bien à temps.

Il est à noter que sa sécurité ainsi que la nôtre étaient assurées par le système, cet exercice était donc sans danger, cependant il était important pour nous de bien observer sa bonne appropriation des décélérations.

Par la suite nous avons continué à déambuler en extérieur, lui en fauteuil, nous à ses côtés, en le guidant soit au bruit de nos pas, soit en utilisant oralement le système horaire.

Ces premiers tests fructueux, nous ont poussés à nous rendre dans son lycée, qui sera à priori, le premier lieu dans lequel il sera amené à utiliser son fauteuil équipé de notre système, de manière autonome.

B. *Lycée vide*

La découverte du système pour l'utilisateur s'est faite en extérieur, dans un milieu avec très peu de repères sensoriels, de façon à ce qu'il se focalise essentiellement sur la compréhension du système plutôt que l'environnement. Désormais, nous nous trouvons dans un lieu connu de sa part, son lycée, dans lequel il possède déjà plusieurs repères. Ces repères se basent essentiellement sur son ouïe et sa perception des rotations.

L'ouïe permet l'obtention de plusieurs informations différentes. Tout d'abord, chaque lieu possède sa propre identité sonore, selon son écho, fonction de sa taille, son aménagement, les matériaux qui le composent, etc. Ainsi avec un peu d'expérience, il est possible pour l'utilisateur d'identifier le bâtiment, la pièce dans laquelle il se trouve, s'il l'a déjà mémorisé auparavant. De plus, ce qu'on appelle l'écholocalisation, parfois développée naturellement chez les

déficients visuels congénitaux, et avec du travail chez les personnes ayant acquis leur cécité, permet de sentir les volumes et objets les environnants, avec plus ou moins de précision, grâce aux rebonds de l'air, et donc du son, sur toute paroi.

Ceci permet grâce à la perception de la présence de murs, par exemple de se situer au milieu d'un passage, d'avoir conscience de l'orientation de son corps à l'intérieur d'une pièce, etc.

Cette écholocation vient compléter le gyromètre interne humain. Ce gyromètre n'est pas un sens à proprement parler, mais une combinaison de sens. Dont la composition varie selon les capacités et handicaps de chacun. Chez les déficients visuels, elle est principalement basée sur la proprioception musculaire et l'oreille interne, qui permettent d'évaluer comment le corps a tourné dans l'espace. Ce qui est indispensable lors d'une déambulation autonome. Ce gyromètre étant relatif, il est régulièrement remis à jour grâce à l'écholocation et la présence de volumes significatifs qui permettent à la personne de percevoir si son corps est bien dans l'axe évalué par son gyromètre interne.

Ici, le jeune étudiant ne possède que très peu de capacités de proprioception dû à son handicap. Ainsi son gyromètre interne, lorsqu'il est sur le fauteuil, est principalement basé sur son ressenti des accélérations latérales et est actualisé à chaque fois qu'un lieu est reconnu avec la possibilité de connaître l'orientation de son corps, à l'oreille.

Très rapidement, il a su mettre en place une stratégie de fonctionnement valide. Il est intéressant de noter que cette rapidité d'adaptation peut probablement s'expliquer par l'accumulation de repères sonores et de reconnaissance des rotations du fauteuil, qu'il a pu assimiler depuis le début de l'année, lors de ses déplacements dans son lycée avec une tierce personne au pilotage du fauteuil.

Cette stratégie se présentait de la sorte : il se dirigeait au sein des longs et larges couloirs de son lycée en utilisant son ouïe et son gyromètre interne (précédemment introduits). Cette méthode n'étant pas parfaite, sa trajectoire pouvait dévier de l'axe suivi, de manière suffisamment subtile pour qu'il ne s'en rende pas compte, et alors, le fauteuil se retrouvait au bord du couloir, soit le long de casiers de rangement, soit le long de bancs situés sur les côtés ou tout simplement le long de murs, selon l'endroit. De fait, le fauteuil se mettait à ralentir progressivement dans cette direction et l'étudiant devait alors « scanner » avec le joystick d'autres directions que celle dans laquelle il était en train de se diriger, pour en trouver une dans laquelle la vitesse du fauteuil était à nouveau non limitée. Le choix de la direction de « scannage » se faisait en accord avec les repères sensoriels qu'il avait pu mettre en place auparavant. Ainsi, dans la grande majorité des cas, il se réorientait naturellement vers le centre du couloir dès la première tentative, (bien que ceci n'ait pas été tout le temps le cas).

Illustration :



Figure 3 : Détection du mur et rétablissement de trajectoire

Un autre cas intéressant était celui de colonnes en pierre, qui parsemaient le bâtiment, disposées en plein milieu des couloirs. Naturellement, certaines se sont trouvées sur la trajectoire de l'étudiant à plusieurs reprises. Ce dernier ayant bien en tête l'existence de ces colonnes, lorsque le système ralentissait le fauteuil, il était alors question de savoir si tel était le cas à cause de ces colonnes ou à cause d'une déviation vers un des côtés qu'il n'aurait pas senti, l'ayant entraîné contre un mur ou un banc.

La détermination de cela se faisait encore une fois selon ses repères présents et ceux emmagasinés lors de son parcours.

Illustration :

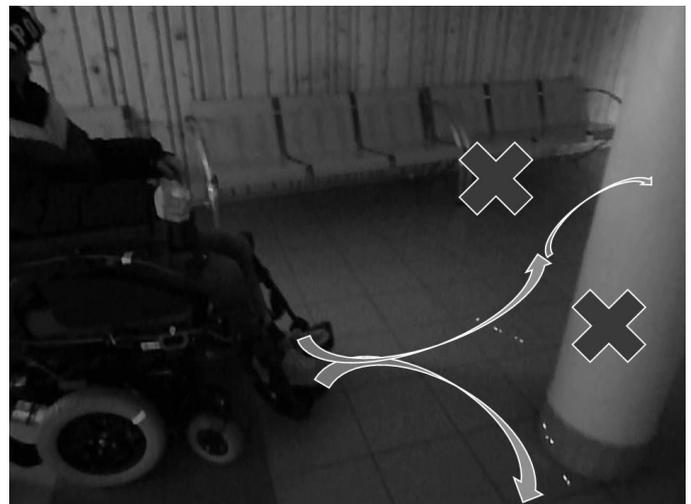


Figure 4 : Détection colonne, différentes trajectoires possibles

C. Lycée rempli d'étudiants

Après avoir effectué plusieurs allers retours dans le lycée vide, les étudiants classiques étant en cours, il est venu l'heure de midi et donc de la sortie des salles. Nous avons alors réitéré l'expérience de la déambulation en conditions réelles. Nous avons pu identifier trois types de comportement différents généraux chez les autres étudiants. Soient ils prenaient conscience de la présence de notre utilisateur en fauteuil et le contournaient et se décalant de sa trajectoire. Soient ils étaient trop concentrés à leur conversation ou leur téléphone pour se rendre compte de quoique soit et se dirigeaient alors directement sur le fauteuil. Soient ils avaient conscience de l'étudiant en fauteuil, mais ayant l'habitude de le croiser quotidiennement, dirigé habituellement par un AVSI, ne faisaient pas particulièrement attention à sa trajectoire, pensant comme à l'accoutumée, que la tierce personne adapterait l'allure et la trajectoire du fauteuil. De plus, il nous a semblé que l'ensemble de ces attitudes furent accentuées par le fait que les regards se détournent généralement d'une personne en fauteuil roulant, par pudeur ou volonté de ne pas stigmatiser la personne en situation de handicap.

Ainsi, l'épreuve fut loin d'être facilitée pour l'étudiant en intégration. Cependant elle fut une vraie réussite pour ce dernier, qui dès son premier essai put parcourir pleinement deux longs couloirs remplis d'autres étudiants, slalomant entre eux, les colonnes centrales et les murs.

Il semblerait que les changements de l'atmosphère et des sons ambiants aient fait basculer l'étudiant dans une autre gamme de repères. Le sens des masses devenant très difficilement exploitable, il faut alors se reposer sur des éléments plus ponctuels : voix des étudiants, bruits de pas, bruits des casiers qui s'ouvrent/ se ferment, bruit de portes empruntées par des étudiants qui sortent, ressentis des courants d'air, etc.

Ce que cette expérience nous a permis de mettre en évidence, est qu'il n'existe pas de manière absolue de se repérer, mais plutôt une variation et une adaptation permanente des sens et méta-sens de toute personne. Ceci nous a conforté quant à la faisabilité de notre objectif d'équipement de cet étudiant, afin de lui rendre son autonomie dans plusieurs lieux de son quotidien. Cependant ceci nécessitera plusieurs évolutions.

IV. LIMITES ET PERSPECTIVES

En effet, bien que l'ensemble des obstacles eurent été correctement détectés lors de nos essais, nous avons tout de même noté quelques situations pouvant être problématiques par la suite, dans le cas où l'utilisateur se désorienterait et se retrouverait à un endroit non désiré. Typiquement il s'agit principalement d'obstacles à hauteur de tête ne possédant pas d'attaches au sol détectables. L'utilisateur, dans la version actuelle du système, pourrait se diriger à pleine vitesse vers ce type d'obstacles et engendrer de graves dégâts sur sa personne.

L'obstacle le plus illustre de cette situation est un escalier partant du rez-de-chaussée du lycée, montant au premier étage, en plein milieu d'un couloir. Lorsque l'on se déplace au sein de ce couloir, 3 choix s'offrent à nous : contourner l'escalier par la gauche, prendre l'escalier ou contourner l'escalier par la droite.

Cependant, après l'avoir contourné, il est possible de passer sous la pente de l'escalier et donc à certains endroits d'arriver dessus au niveau de la tête ou du tronc.

Illustration :



Figure 5 : Situation d'un obstacle à hauteur de tête non-détecté

Afin de pallier à ce type de problèmes, nous sommes en train de développer une nouvelle version de notre système, dont une partie sera désormais orientée vers le haut et uniquement dédiée à détecter ce type d'obstacle. Il est intéressant de noter que la chose n'est pas aussi évidente qu'elle pourrait apparaître, car dans ce genre de situations, avec l'inertie du fauteuil, les quelques centimètres parcourus lors de la phase de freinage, pourraient suffire à sortir de la zone de détection de l'obstacle et ainsi autoriser le fauteuil à accélérer de nouveau. Cet effet est accentué par l'angle avec lequel le fauteuil se dirige vers l'obstacle, mais aussi par l'angle naturel que possède l'obstacle vis-à-vis du sol, rendant sa détection plus complexe. Pour information, en utilisant des ultrasons, passé un angle de 35 degrés sur une surface lisse, le capteur ne reçoit plus suffisamment de signal pour détecter quoique ce soit. Pour l'infrarouge le problème est similaire même s'il est moindre. Il semblerait donc que nous nous orienterions plutôt vers une solution à triangulation laser multifaisceaux afin de s'affranchir de tous ces problèmes.

REFERENCES

- [1] <https://www.alliedmarketresearch.com/electric-wheelchair-market>
- [2] <https://www.bloomberg.com/press-releases/2019-05-29/global-electric-wheelchair-market-to-surpass-us-2-9-billion-by-2026-coherent-market-insights>
- [3] Donita Tefft, P. G. (1999). Cognitive predictors of young children's readiness for powered mobility. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 665-670.
- [4] Elaine Trefler, e. a. (2010). Outcomes of Wheelchair Systems Intervention With Residents of Long-Term Care Facilities. *Assistive technology*.
- [5] Marie Babel, D. G. (2015). HandiViz project: clinical validation of a driving assistance for electrical wheelchair. : *Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO), 2015 IEEE International Workshop on*.
- [6] Simpson, R., LoPresti, E., Hayashi, S., Nourbakhsh, I., & Miller, D. (2004). The smart wheelchair component system. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41
- [7] Farcy, R., Leroux, R., Jucha, A., Damaschini, R., Grégoire, C., & Zogaghi, A. (2006, July). Electronic travel aids and electronic orientation aids for blind people: Technical, rehabilitation and everyday life points of view. In *Conference & Workshop on Assistive Technologies for People with Vision & Hearing Impairments Technology for Inclusion* (Vol. 12).
- [8] Joselin Villanueva. Contribution a la télémétrie optique active pour l'aide aux déplacements des non-voyants. Autre [cond-mat.other]. Université Paris Sud - Paris XI, 2011. Français. (NNT : 2011PA112061). (tel-00598605).

Évaluation expérimentale de la modélisation énergétique d'un fauteuil roulant électrique

Ertaud Jean-Yves⁺, Ragot Nicolas⁺, Da Silva Moura Ronaldo[†], Alias Paul[†], Babel Marie*, Guégan Sylvain[#], Devigne Louise*, Pasteau François*, Rossi Romain⁺, Khemmar Redouane⁺

^{+,†}UNIRouen, Normandy University,
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France

⁺firstname.givename@esigelec.fr

[†]givename.firstname@groupe-esigelec.org

*Univ Rennes, INSA
CNRS, Inria, IRISA - UMR 6074

Rennes, France

firstname.givename@irisa.fr

[#]Univ Rennes, INSA
LGCGM – EA 3913

Rennes, France

firstname.givename@insa-rennes.fr

Résumé—Pour une personne en situation de handicap, utilisatrice d'un fauteuil roulant électrique, disposer d'un outil de prédiction de la faisabilité d'effectuer un trajet de A à B compte-tenu de la charge batterie disponible, représente un intérêt majeur. Ce point est si sensible que certains utilisateurs de fauteuils roulants limitent leurs déplacements de peur de tomber en panne et de ne pas pouvoir rentrer chez eux. Ce document s'appuie sur une modélisation énergétique du fauteuil roulant électrique afin de fournir à l'utilisateur un outil de prédiction énergétique pour l'aider à évaluer la possibilité d'effectuer un trajet aller-retour. Cette étude propose une modélisation paramétrique des coefficients liés aux différentes énergies consommées. Celle-ci est appliquée sur un fauteuil roulant électrique 4 roues puis est comparée aux paramètres obtenus pour un fauteuil roulant électrique 6 roues. Cette modélisation énergétique est finalement évaluée sur un trajet en extérieur.

Mots clés—Modélisation énergétique paramétrique ; Fauteuil roulant électrique ; Autonomie ; Prédiction de consommation énergétique

I. INTRODUCTION

Dans le champ du handicap, les fauteuils roulants électriques¹ représentent un intérêt majeur puisqu'ils permettent de compenser la perte d'autonomie et de mobilité. Aujourd'hui ces aides techniques disposent en série d'un indicateur de la charge batterie disponible. Il s'agit souvent d'une information grossière, peu fiable, difficilement exploitable par l'utilisateur pour estimer sa capacité à effectuer ses trajets aller et retour. Ainsi, certains usagers se limitent dans leurs déplacements quotidiens de crainte de tomber en panne et de ne pouvoir revenir à leur domicile. Ceci pousse peu à peu ces usagers vers l'isolement et les conduit à rompre le lien social avec leur entourage. Une revue de la littérature sur l'étude énergétique des FREs révèle que très peu de travaux ont été menés ces dernières années sur les problématiques de modélisation électromécanique et de prédiction de la consommation énergétique pour ce type de dispositif. Kauzlarich & al. au début des années 80 [1] ont proposé une étude sur les performances des batteries de FRE dans des conditions d'utilisation en

intérieur et en extérieur, en étudiant leur cycle de charge et décharge. Johnson & Aylor [2] ont développé dans les années 85 un modèle dynamique d'un FRE qui intègre les différentes forces et moments mis en jeu lors de son déplacement. En 1995, Cooper & al. [3] ont proposé une comparaison de plusieurs méthodes d'estimation de l'autonomie de FREs. Ce benchmark a été réalisé sur sept modèles différents avec des mesures à vide et en charge pleine (masse de 100Kg). Plus tard, Dziubinski & al. en 2016 [4] ont proposé une étude expérimentale pour déterminer la consommation énergétique de FREs qui intègre l'ensemble des énergies mises en jeu lors d'un déplacement.

Cette revue de la littérature peut être étoffée par des travaux analogues menés dans des domaines connexes tels que la robotique mobile par exemple [5], [6]. En particulier, Hou & al. [7] s'intéressent à la modélisation de la prédiction de la consommation énergétique d'un robot mobile.

L'étude présentée dans cet article s'appuie une modélisation paramétrique d'une part et des données expérimentales d'autre part pour évaluer le comportement énergétique d'un FRE. L'ensemble est utilisé pour prédire la faisabilité énergétique d'effectuer un trajet aller et retour et en avertir l'utilisateur. Notre étude s'intéresse également à l'impact énergétique de l'électronique embarquée du système de contrôle-commande et de perception proprio et extéroceptive qui ne cesse de se complexifier en fournissant à l'utilisateur toujours plus de fonctionnalités [8].

Cet article est organisé de la façon suivante : la section II dresse le bilan des énergies mises en jeu lors du déplacement d'un FRE. La section III propose une démarche de modélisation paramétrique de l'énergie consommée par un FRE à partir d'un modèle 4 roues. S'ensuit une comparaison des paramètres de cette modélisation pour un FRE 6 roues en section IV. La section V évalue cette modélisation énergétique en confrontant les résultats à la vérité terrain. La dernière partie de cet article (cf. section VI) dresse une conclusion et dégage quelques perspectives de travail.

1. Fauteuil Roulant Électrique : FRE

II. BILAN DES ÉNERGIES MISES EN OEUVRE

Le FRE est un robot différentiel, non holonome, assimilable à un unicycle, de type (2,0) [9]. Le bilan des forces mises en jeu se décompose alors comme suit :

- résistance due au roulement : $F^{rr} = \mu_{rr} \cdot P \cdot \cos(\theta)$;
- résistance due à l'air : $F^{ra} = \frac{1}{2} \cdot c_x \cdot S \cdot \rho \cdot (V_v - V_a)^2$;
- résistance due à la pente : $F^{rp} = P \cdot \sin(\theta)$;
- résistance due à l'inertie : $F^{ri} = \frac{P}{g} \cdot \gamma$,

avec

- μ_{rr} : coefficient de roulement, image de la déformation de la roue sur le sol ;
- P : poids total du fauteuil roulant électrique, en N ;
- θ : angle de la pente ; $\sin(\theta) \times 100$ est la pente exprimée en % ;
- c_x : coefficient de pénétration dans l'air ;
- S : surface en m^2 ;
- ρ : masse volumique de l'air ($1.292 \text{Kg} \cdot m^{-3}$) ;
- V_v : vitesse véhicule par rapport au sol (m/s) ;
- V_a : vitesse de l'air par rapport au sol (m/s) ;
- γ : accélération en m/s^2 ;
- g : gravité (9.81m/s^2).

Dans un modèle numérique, la relation mathématique $E_{A \rightarrow B}$ entre les efforts résistants et l'énergie nécessaire pour effectuer une trajectoire d'un point A à B s'exprime par (cf. équation 1)

$$E_{A \rightarrow B} = \sum_{K=0}^N (F_K^{rr} + F_K^{ra} + F_K^{ri} + F_K^{rp}) \cdot D_K + E_K^{sys} + E_K^{pi}, \quad (1)$$

avec

- E_K^{sys} : énergie consommée par l'électronique embarquée sur le FRE,
- E_K^{pi} : énergie liée aux pertes internes due à la mécanique du FRE,
- D_K : longueur du K^{eme} segment de la trajectoire de A vers B.

Cette modélisation appelle quelques remarques.

- Compte tenu de la faible vitesse et de la petite surface du FRE, la force liée à la résistance de l'air F^{ra} peut être négligée.
- L'équation 1 fait apparaître un terme lié à une énergie mécanique correspondant aux différentes composantes des forces s'exerçant sur les roues. Ce terme ne tient donc pas compte des rendements électromécaniques du FRE. L'estimation paramétrique que nous proposons, réalisée à partir de campagnes d'expérimentation, permet de prendre en compte les différents rendements et d'aboutir à une modélisation de l'ensemble de la chaîne électromécanique du FRE.

III. MODÉLISATION ÉNERGÉTIQUE

A. Matériel utilisé

Cette modélisation paramétrique de l'énergie consommée par un FRE s'est faite sur le fauteuil 4 roues dont dispose l'ESIGELEC (cf. figure 1). Les caractéristiques sont précisées dans le tableau I.

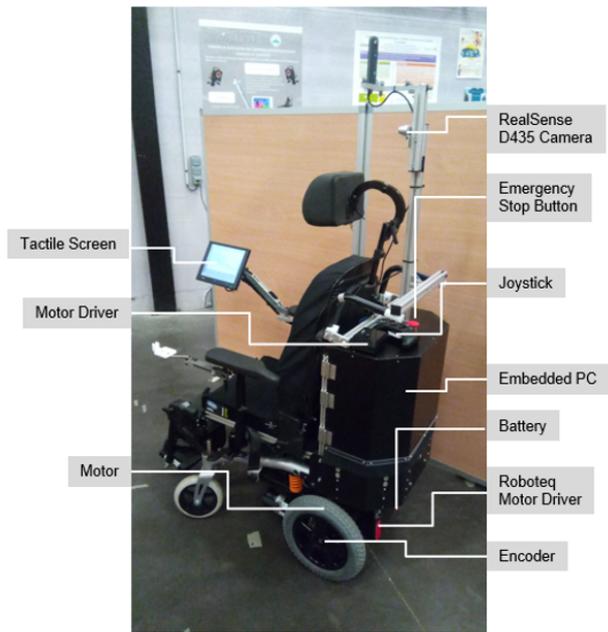


FIGURE 1. FRE 4 roues de l'ESIGELEC

B. Pertes internes

Pour estimer ces pertes, le FRE a été suspendu, puis les consommations énergétiques des moteurs ont été mesurées pour différentes vitesses. Les résultats sont décrits sur la figure 2.

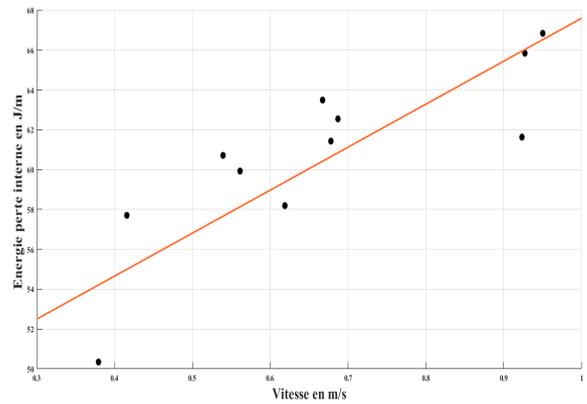


FIGURE 2. Pertes internes en J/m vs vitesse FRE en m/s

La distribution des points peut être approximée par une équation linéaire où les pertes énergétiques internes sont fonction de la vitesse du FRE selon

$$E^{pi} = (a \cdot V_v + b) \cdot D. \quad (2)$$

Pour le FRE 4 roues, les coefficients (a, b) sont : $a = 21 \text{J.s/m}^2$, $b = 46 \text{J/m}$.

Caractéristiques	Modèle 4 roues
Type	Invacare Bora
Batterie	Plomb, 2x12V en série (24V total)
Masse à vide (Kg)	131.1
Instrumentation embarquée	Courant & Tension batterie ; Courant & Tension moteur ; Odométrie

TABLE I
CARACTÉRISTIQUES MATÉRIELLES DU FRE 4 ROUES ESIGELEC

C. Résistance due à l’inertie

Pour évaluer l’impact de l’inertie, le FRE a été chargé d’une masse de 100Kg. Le temps de passage de la vitesse nulle à une vitesse de 1m/s a été mesuré ainsi que l’énergie consommée. Ce temps est d’environ 2s et l’énergie consommée sur cette durée est de 485J. Cette valeur a été comparée à celle obtenue pour cette vitesse de 1m/s constante pour une durée identique : 230J.

Au vu de ces éléments et compte tenu des durées de trajet qui seront bien supérieures à 10s, nous négligerons la résistance d’inertie dans le modèle énergétique final du FRE.

D. Résistance due au roulement

L’énergie liée à la résistance au roulement s’exprime par

$$E^{rr} = \mu_{rr} \cdot P \cdot \cos(\theta) \cdot D. \tag{3}$$

Cette équation fait intervenir un coefficient μ_{rr} exprimé en J/N.m qui dépend de la nature du sol sur lequel le déplacement du FRE est réalisé. Pour estimer ce coefficient, des tests ont été réalisés sur trois natures de sol différentes : asphalte, gravelle, sable.

La figure 3 présente les expérimentations réalisées pour le FRE 4 roues sur un sol de type asphalte. Vingt-deux passages ont été réalisés. Pour chacun d’eux le FRE était à sa vitesse nominale.

Pour chaque type de revêtement, une valeur moyenne a été estimée (tableau II).

Nature du sol	μ_{rr} FRE 4 roues
Asphalte	0.026
Gravelle	0.070
Sable	0.038

TABLE II
VALEUR MOYENNE DU COEFFICIENT DE ROULEMENT EN FONCTION DE NATURES DE SOL DIFFÉRENTES

E. Résistance due à la pente

L’énergie due à la résistance à la pente s’exprime par

$$E^{rp} = \Omega \cdot \sin(\theta) \cdot P \cdot D, \tag{4}$$

où Ω (sans unité) représente le coefficient traduisant le rendement énergétique du FRE. Le calcul de ce coefficient pour différentes valeurs de $\sin(\theta)$ est présenté en figure 4.

Cette dernière montre que le comportement énergétique du FRE pour des pentes positives et négatives est différent. Ceci vient du fait qu’une pente négative correspond à un

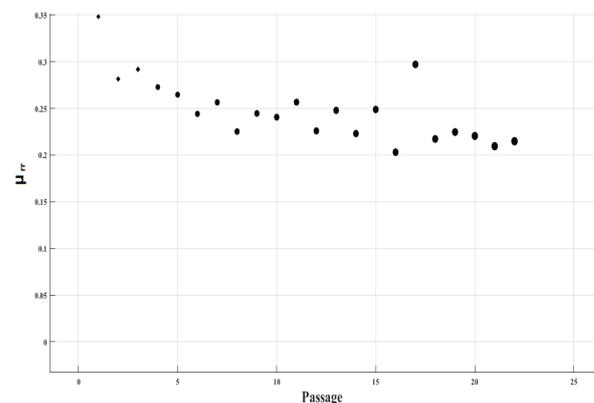


FIGURE 3. Valeurs du coefficient de roulement μ_{rr} vs le nombre de passages

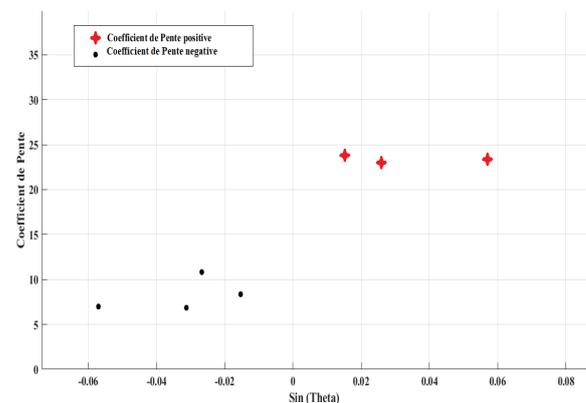


FIGURE 4. Coefficient de pente Ω vs pente

comportement moteur alors qu’une pente positive correspond à un comportement générateur. Les réducteurs mécaniques du FRE présentent alors des rendements différents, la réversibilité n’étant que partielle. La prise en compte de ces écarts nous ont conduit à utiliser deux valeurs de coefficients Ω_{\pm} , en fonction du signe de cette dernière. L’équation de l’énergie consommée due à la résistance à la pente s’exprime alors par

$$E^{rp} = \Omega_{\pm} \cdot \sin(\theta) \cdot P \cdot D. \tag{5}$$

Les coefficients Ω_{\pm} pour le FRE 4 roues sont : $\Omega^{+} = 24$, $\Omega^{-} = 9$.

IV. COMPARAISON DES PARAMÈTRES POUR UN FRE 6 ROUES

Une démarche analogue a été menée pour un FRE 6 roues mis à disposition par l'INSA Rennes (Figure 5).



FIGURE 5. FRE 6 roues de l'INSA Rennes

Le tableau III présente un comparatif entre les valeurs des paramètres obtenues pour les deux FREs (4 et 6 roues).

	FRE 4 roues	FRE 6 roues
Pertes internes (J/m) ($V_0=0.5m/s$)	56	75
μ_{rr} (asphalte) (J/N.m)	0.026	0.025
Ω^+ (sans unité)	24	31
Ω^- (sans unité)	9	9.8

TABLE III

COMPARATIF DES PARAMÈTRES ENTRE UN FRE 4 ROUES ET 6 ROUES

Nous constatons que l'ordre de grandeur des paramètres est respecté d'un FRE à 4 roues à FRE 6 roues. De plus, nous constatons que le passage d'un FRE 4 roues à un FRE 6 roues ne modifie pas le coefficient de roulement qui reste constant.

V. VALIDATION DE LA MODÉLISATION ÉNERGÉTIQUE DE LA CHAÎNE ÉLECTROMÉCANIQUE

Notre modèle a été validé avec le FRE ESIGELEC, sur un trajet long de 3,452km avec une vitesse moyenne de 0,874m/s. La figure 6 présente ce parcours autour de l'ESIGELEC. Le tableau IV détaille la décomposition de la trajectoire réalisée en segments. Cette décomposition a été effectuée de manière à ce que les pentes des segments soient constantes.

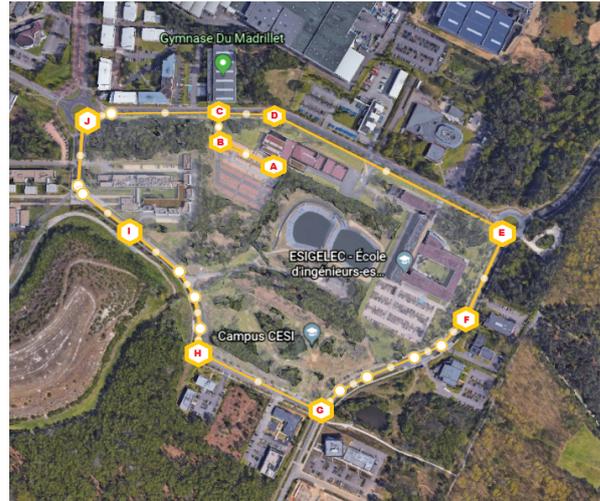


FIGURE 6. Trajectoire ayant servi à la validation du modèle

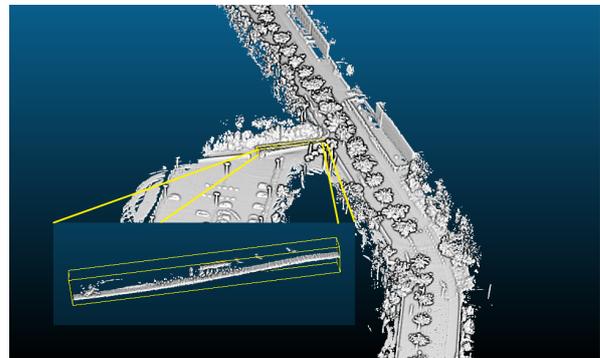


FIGURE 7. Nuage de points LIDAR utilisé pour le calcul des pentes

La trajectoire présente différentes pentes oscillant entre -6% à +6% ($\sin(\theta)$). La pente a été pré-calculée à l'aide d'une carte 3D fournie par un LIDAR (cf. figure 7).

Le tableau V donne les consommations énergétiques expérimentales et théoriques. Les pertes internes, les énergies dues à la résistance au roulement et à la pente sont également précisées. On constate une erreur de 12% entre la prédiction de l'énergie consommée, estimée à partir du modèle et celle de la vérité terrain. Cette erreur provient du coefficient de roulement qui ne correspond pas obligatoirement à la nature du parcours réellement effectué. De plus, l'hypothèse de pentes constantes pour les différents segments ne correspond pas nécessairement à la réalité. Nous observons dans ce cas la limite d'une approche théorique en comparaison d'approches basées sur l'expérimentation.

Par ailleurs, nous présentons sur la figure 8 la répartition des différentes énergies utilisées pour la propulsion mécanique. Ces données ont été obtenues sur un FRE vide. On constate que les pertes internes ne peuvent pas être négligées dans l'évaluation de la consommation puisqu'elles représentent sur un terrain plat environ 2/3 de l'énergie mécanique globale. Les

Segment	AB	BC	CD	DE	EF	FG	GH	HI	IJ	JC	CB	BA
Distance	88.5	31	68	342	154	236	180	236	185	158	31	88.5
Pente (°)	0.88	3.27	-1.79	-1.532	1.47	1.058	1.084	0.484	0.836	-1.09	-3.27	-0.88

TABLE IV
DÉCOMPOSITION DE LA TRAJECTOIRE DE VALIDATION DU MODÈLE EN SEGMENTS

Énergie consommée (vérité terrain)		405 682J
Énergie estimée par le modèle	Pertes internes	228 956J
	Résistance due au roulement	116 360J
	Résistance due à la pente	10 950J
	Total	356 266J

TABLE V
COMPARAISON DES CONSOMMATIONS ÉNERGÉTIQUES : THÉORIE ET VÉRITÉ TERRAIN

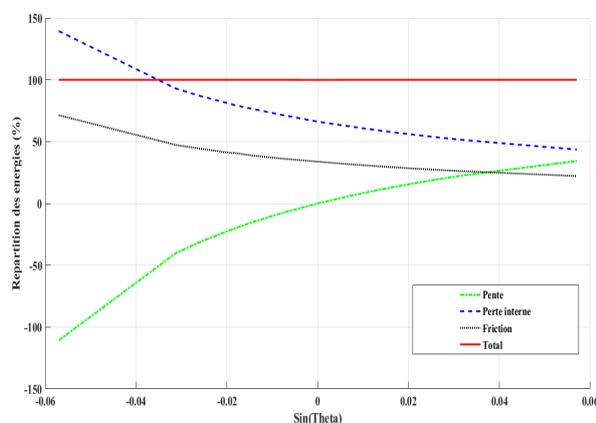


FIGURE 8. Répartition des énergies consommées en % vs pente

perles par roulement ne représentent quant à elles qu'1/3 de l'énergie globale consommée.

La différence des paramètres Ω_{\pm}^+ s'observe aussi sur cette figure 8 : en dessous de 3% de pente négative la valeur de $(E^{rr} + E^{rp})$ reste positive, au-delà de cette valeur la valeur de $(E^{rr} + E^{rp})$ devient négative. Ceci correspond à une inversion du sens de la résultante globale de la force s'appliquant sur la roue. Ω_{\pm}^+ représente donc bien la différence de comportement des réducteurs suivant des fonctionnements moteur ou générateur.

La consommation énergétique globale doit inclure la consommation de l'électronique embarquée sur le FRE, notée E^{sys} précédemment (capteurs et appareils électroniques), que les résultats précédents ne font pas apparaître.

Dans le cas du FRE 4 roues qui sert de base expérimentale à l'évaluation de techniques de perception basées vision, incluant des moyens de communication sans-fil et un écran tactile pour l'interface homme-machine, la consommation de courant est d'environ 1,2A. Dans le cas d'un FRE standard, la consommation de l'électronique est d'environ 0,2A. L'énergie supplémentaire due à l'électronique est définie par

$$E^{sys} = U_{batt} \cdot I \cdot \frac{D}{V_v}, \tag{6}$$

avec

- U_{batt} : Tension batterie (24V);
- I : Courant (1A);
- T : Durée de la trajectoire (3848s).

Dans notre cas, $E^{sys} = 92352J$. Cette valeur ne peut pas être négligée car elle représente environ 23% de l'énergie consommée mesurée lors du trajet de validation. Ceci démontre bien l'impact que peut avoir l'électronique embarquée sur l'autonomie du FRE.

Dans le cas du FRE 6 roues qui présente moins d'électronique embarquée, la consommation énergétique pour ce même trajet n'aurait représenté que 18470J soit 4.6% environ.

VI. CONCLUSION & PERSPECTIVES

Ce document se concentre sur une modélisation paramétrique de la consommation énergétique d'un FRE. Le premier objectif de cette étude est de proposer une modélisation énergétique d'un FRE pour prédire la faisabilité d'effectuer un trajet d'un point A à un point B. Cette étude répond à un réel besoin exprimé par les usagers afin d'éviter la panne sèche lors d'un trajet.

Un second objectif est d'estimer périodiquement les paramètres de la modélisation énergétique et de vérifier s'il existe un biais. Ces informations pourraient probablement être utilisées pour la maintenance, car elles signifieraient que des problèmes surviennent dans un (ou plusieurs) composant(s) du système.

D'un point de vue général, cette étude montre la pertinence de notre modélisation paramétrique même si les résultats théoriques montrent une erreur de 12% avec ceux de la vérité de terrain. Cette différence s'explique par le fait que l'information contribuant à l'estimation des paramètres est fournie par le contrôleur-moteur et est donc potentiellement sujette à erreur. Cette différence s'explique également par le fait que l'estimation des paramètres du modèle a été réalisée dans des conditions, qui ne sont pas obligatoirement les mêmes que celles observées lors de l'expérimentation. En outre, cette étude a mis en évidence le fait que les pertes internes ne

peuvent pas être négligées dans le cas d'un FRE car elles peuvent représenter jusqu'à près de 50% de l'énergie dissipée par ce dernier.

En outre, l'étude menée sur deux architectures différentes de FRE montre que la méthode et les coefficients de prédiction de consommation énergétique, sont transposables.

Cette étude a également permis de montrer l'impact que peut avoir l'électronique embarquée sur l'autonomie du FRE. L'ajout de fonctionnalités intelligentes sur ce type d'aide technique doit donc se faire en préservant l'autonomie énergétique du véhicule, en priorisant des systèmes peu énergivores.

Enfin, une alternative que nous souhaitons explorer est de rompre avec le modèle paramétrique en évaluant la pertinence d'approches basées Machine Learning, en considérant le FRE comme un système "boîte noire".

ACKNOWLEDGMENT

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)

RÉFÉRENCES

- [1] Kauzlarich JJ.; Ulrich V.; Bresler M. and Bruning T. Wheelchair batteries : driving cycles and testing. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1983, Volume 20, Issue 1, pp. 31-43
- [2] Johnson B. W. and Aylor J. H. Dynamic Modeling of an Electric Wheelchair. *IEEE Transactions on Industry Applications*, Sept/Oct 1985, Volume IA-21, Issue 5, pp. 1284-1293
- [3] Cooper R. A.; VanSickle D. P.; Albright S. J.; Stewart, K. J.; Flannery, M. and Robertson R. N. Power wheelchair range testing and energy consumption during fatigue testing. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, October 1995, Volume 32, Issue 3, pp. 255—263
- [4] Dziubinski, M.; Siemionek, E.; Czajkowski, P.; Plich, M. and Drozd, A. Experimental studies of wheelchair energy consumption. *Prace Naukowe Politechniki Warszawskiej. Transport*, 2016, Volume 112, pp. 89
- [5] Shahab M. T. Energy-Efficient Motion Control of Mobile Robots, Technical Report, King Fahd University of Petroleum & Minerals, Feb. 2009
- [6] Xiao, X. and Whittaker, WR. Energy considerations for wheeled mobile robots operating on a single battery discharge, Technical Report CMU-RI-TR-14-16, Carnegie Mellon University Robotics Institute, 2014
- [7] Hou, L.; Zhang, L. and Kim, J. Energy Modeling and Power Measurement for Mobile Robots. *Energies* 2019, Volume 12, Issue 27
- [8] Rentschler, AJ.; Cooper, RA.; Fitzgerald, SG.; Boninger, ML.; Guo, S.; Ammer, WA.; Vitek, M. and Algood, D. Evaluation of Selected Electric-Powered Wheelchairs Using the ANSI/RESNA Standards. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004, Volume 85, Issue 4, pp. 611-619
- [9] Campion G. and Chung W. Wheeled robots. *Springer Handbook of Robotics*, pp. 391-410

Détection, Localisation et Suivi d'Objets basé Deep Learning pour un Fauteuil Roulant Intelligent

1st Louis Lecrosnier

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France
louis.lecrosnier@esigelec.fr

2nd Redouane Khemmar

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France
redouane.khemmar@esigelec.fr

3rd Nicolas Ragot

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France
nicolas.ragot@esigelec.fr

4th Romain Rossi

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France
romain.rossi@esigelec.fr

5th Jean-Yves Ertaud

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France
Jean-Yves.Ertaud@esigelec.fr

6th Benoit Decoux

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France
benoit.decoux@esigelec.fr

7th Dupuis Yohan

UNIRouen, Normandy University.
ESIGELEC/IRSEEM

Saint Etienne du Rouvray, France
yohan.dupuis@esigelec.fr

Résumé—Dans cet article, nous présentons nos travaux sur le développement d'un système d'aide à la conduite pour un fauteuil roulant électrique intelligent afin d'améliorer l'autonomie de personnes à mobilité réduite. Notre cas d'utilisation, construit à partir d'une étude clinique, repose sur la détection, l'estimation de la profondeur, la localisation et le suivi d'objets de l'environnement intérieur du fauteuil à savoir : portes, poignées de porte, interrupteurs d'éclairage, etc. Cela a pour objectif non seulement d'améliorer la perception autour du fauteuil roulant mais aussi d'asservir ce dernier pour se déplacer, d'une manière semi-autonome, vers ces cibles. Tout d'abord, nous présentons une adaptation à notre cas d'usage de l'algorithme de détection d'objet YOLO V3. Par la suite, nous présenterons notre approche d'estimation de profondeur en utilisant une caméra Intel RealSense. Enfin, comme troisième et dernière étape de notre approche, nous présentons notre approche de suivi d'objets 3D basée sur l'algorithme SORT. Afin de valider l'ensemble des développements de notre approche, nous avons réalisé des expérimentations dans un environnement intérieur contrôlé. La détection, l'estimation de la distance et le suivi des objets sont expérimentés à l'aide de notre propre jeu de données. Ce dernier comprend des couloirs, portes, poignées et interrupteurs. Un des scénarios étudié pour valider la plateforme développée comprend non seulement la détection et le suivi d'objets, mais aussi le déplacement du fauteuil roulant vers l'une de ces cibles désignée comme points d'intérêts.

Mots clés—deep learning, détection et suivi d'objets, estimation de distance, fauteuil roulant électrique, mobilité intelligente.

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>. 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)

I. INTRODUCTION

La détection, la reconnaissance, la localisation et le suivi d'objets sont des tâches très importantes en robotique et en vision par ordinateur. Ces procédés sont réalisés grâce à l'utilisation de différents moyens de mesure (caméra, LIDAR, RADAR) et d'algorithmes (filtres, reconnaissance de formes, extraction de caractéristiques, classification, etc.). Les travaux présentés dans cet article portent sur la détection, la localisation et le suivi d'objets pour un fauteuil roulant intelligent basé sur la mobilité intelligente. Notre contribution vise à développer la détection d'objets, l'estimation de la profondeur et le suivi de cible du fauteuil roulant en utilisant des approches d'apprentissage profond, ou deep learning. Nous avons réalisé les phases d'apprentissage à l'aide d'un jeu de données créé dans cette optique, puis nous avons validé l'approche complète au sein de la plateforme de navigation autonome de l'ESIGELEC. Cet article est organisé comme suit. L'introduction est présentée dans la section I. Dans la section II, nous présentons un état de l'art de la détection et du suivi d'objets traitant les approches par apprentissage profond. L'architecture du fauteuil roulant intelligent est présentée, quant à elle, dans la section III. Notre approche liée à la détection, de l'estimation de profondeur et du suivi (ou tracking) d'objets est ensuite détaillée en section IV. La section V conclura l'article.

II. TRAVAUX ASSOCIÉS

A. Détection d'Objets

Les méthodes basées sur l'apprentissage profond qui offrent les meilleures performances pour la détection d'objets (comme

les algorithmes Fast R-CNN [1], Faster R-CNN [2] et Mask R-CNN [3]) se décomposent en deux modules présents dans un réseau de neurones convolutif (CNN) [5] (ensemble de cellules appelées neurones qui, travaillant ensemble, permettent indépendamment des prédictions à partir des entrées du réseau). Le premier module renvoie les coordonnées des régions d'intérêt (Region of Interest (ROI)) où un objet (quelle que soit sa nature) serait présent dans l'image. C'est la proposition de ROI. Le deuxième module est dédié à la détection. Il fournit une prédiction de classe de la région proposée.

L'algorithme YOLOv3 (You Only Look Once) [4] est l'un des algorithmes de détection d'objets en apprentissage profond les plus performants. YOLO est basé sur le principe de régression au lieu de classification. Cela signifie que tout le processus de localisation d'une ROI englobant un objet et de classification de cet objet se fait en une seule fois. Cela permet une détection d'objet en temps réel sur un GPU standard. Comme YOLO, SSD [6] combine des méthodes de classification et de localisation des ROI, évitant ainsi le rééchantillonnage fastidieux des pixels et des caractéristiques extraites de l'image et ce pour chaque boîte englobante. Pour effectuer l'extraction des caractéristiques de l'image, SSD s'appuie sur l'architecture VGG-16 [7] pour les premières couches du réseau. Les couches suivantes sont progressivement réduites en taille pour permettre une détection multi-échelle (contrairement à YOLO). Chacune de ces couches produit un ensemble de prédictions de détection.

B. Base de données

Pour la détection d'objets, de nombreux jeux de données sont disponibles librement. Nous pouvons en citer quelques-uns : ImageNet [15] avec 14.000.000 d'instances par image. Il comprend 1000 classes [16] mais l'accessibilité de ce jeu de données reste limitée. SIFT10M [17] qui comprend 11 Millions d'images annotées. Il est structuré sous la forme de points de référence d'images connues (méthode SIFT). Open Images [18], qui est un jeu de données communautaire avec plus de 9000000 d'images. Les objets sont étiquetés avec des ROI. Il comprend 7881 classes différentes [19]. Les classes sont très variées et en constante expansion. COCO [20] avec 1.500.000 d'image. Les objets sont étiquetés et catégorisés. Il comprend 80 classes d'objets [21]. COCO-stuff [22] est une version étendue de COCO avec plus de 1800000 d'image. Il comprend 181 classes [23]. PASCAL VOC [26] est dédié à la détection des piétons avec 500000 d'images étiquetées. Elle comprend des classes [27] de 20 objets différents. CIFAR-100 [28] avec des images à 60000. Elle comprend des classes étiquetées à 100 [29] objets. INRIA [30] est une base de données dédiées à la détection de piétons. Caltech [31] est également dédié à la détection de personnes et de piétons. Dans l'ensemble, ces jeux de données sont relativement riches concernant les objets les plus couramment détectés (piétons, voitures, bus, vélos, etc.). Le jeu de données COCO est également la référence en termes de détection d'objets et est idéal pour comparer différents modèles de détection d'objets. Ce dernier propose des bases de données différentes adaptées

aux phases d'entraînement et à l'inférence des réseaux de neurones. Yolov3, par exemple, utilise ImageNet pour former les 53 premières couches de son réseau et établir les bases de données de référence. Cet jeu de données étant très dense, c'était un choix judicieux pour préparer l'entraînement de Yolov3. Ce modèle utilise ensuite d'autres bases de données pour effectuer la détection et la classification, comme COCO par exemple.

III. ARCHITECTURE DE LA PLATEFORME BASÉE FAUTEUIL ROULANT ELECTRIQUE

Le fauteuil roulant électrique robotique du laboratoire IR-SEEM est un Invacare, modèle Bora, dont toute l'électronique propriétaire a été retirée et remplacée par plusieurs éléments : 1. Un PC embarqué sous Linux Ubuntu 16.04 LTS, 2. Un pilote moteur de Roboteq, 3. Un joystick Xbox à la place de l'original qui peut être connecté au fauteuil roulant par une connexion USB ou Bluetooth, 4. Un routeur WIFI pour obtenir un réseau local sans fil sur le fauteuil roulant, 5. Une IHM embarquée avec un écran tactile. Le logiciel du fauteuil roulant est entièrement développé sous le middleware robotique ROS. La description du fauteuil roulant est illustrée dans la figure 1. Un ordinateur embarqué est utilisé, avec Ubuntu 16.04 comme système d'exploitation et 8 Go de RAM et 250 Go de SSD, pour l'ensemble du traitement embarqué. L'interaction entre le fauteuil roulant et l'utilisateur s'effectue par le biais d'un écran tactile qui est connecté à l'ordinateur embarqué par une connexion HDMI. Un pilote de moteur de Roboteq est utilisé pour piloter les moteurs. Le fauteuil roulant est connecté et dispose de son propre routeur Wi-Fi. Un joystick Xbox One est utilisé pour contrôler manuellement le fauteuil. Une caméra Intel RealSense D435 est utilisée pour la vision embarquée, et fournit des images couleur et de profondeur .

IV. DÉTECTION, LOCALISATION ET SUIVI D'OBJETS PAR DEEP LEARNING

A. Détection d'Objets

Pour effectuer la détection d'objets, nous nous sommes appuyés sur le puissant réseau de neurones YOLOv3. Dans le cadre du projet ADAPT, la détection et la classification des éléments spécifiques à l'environnement intérieur (tels que les portes, les poignées de porte et les interrupteurs) est un point essentiel. Comme ces classes sont sous-représentées dans le jeu de données d'entraînement de YOLOv3 (c'est-à-dire ImageNet [24]), nous avons composé un jeu de données personnalisé que nous avons utilisé pour effectuer l'entraînement du réseau. Nous avons extrait 755 images de portes du jeu de données MCIndoor20000 [25], composé d'images étiquetées contenant divers objets d'intérieurs. Nous n'avons pas pu trouver un jeu de données ouvert avec une représentation suffisante des interrupteurs, des poignées de porte segmentés et étiquetés. Pour cette raison, nous avons développé notre propre base de données au sein de l'ESIGELEC constituée de 1885 images, que nous avons combiné avec les images de portes de la base de données MCIndoor20000. Nous avons supervisé l'étiquetage de 2640 images provenant de deux ensembles de données

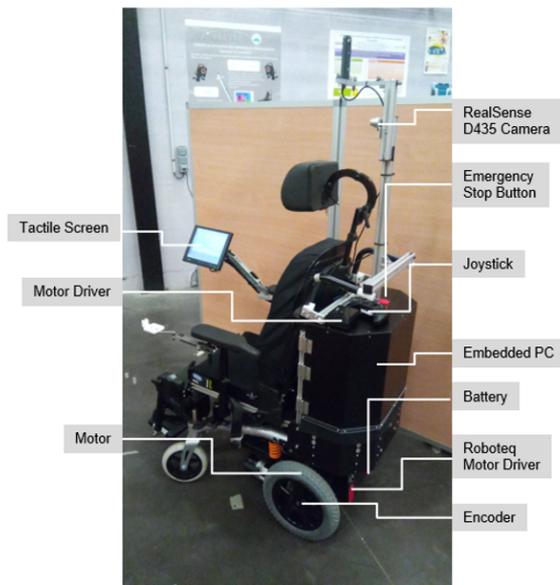


FIGURE 1: Fauteuil roulant électrique et robotique de l'IR-SEEM.

combinés en utilisant un outil d'étiquetage semi-automatique que nous avons développé. Nous avons finalement procédé au re-entraînement de YOLOv3 sur les classes requises. Pour ce processus d'apprentissage par transfert, nous n'avons entraîné que les couches de classification du réseau neuronal. La figure 2 montre les résultats qualitatifs du processus de détection après avoir re-entraîné YOLOv3 sur la reconnaissance de portes, des poignées de porte et des interrupteurs d'éclairage.

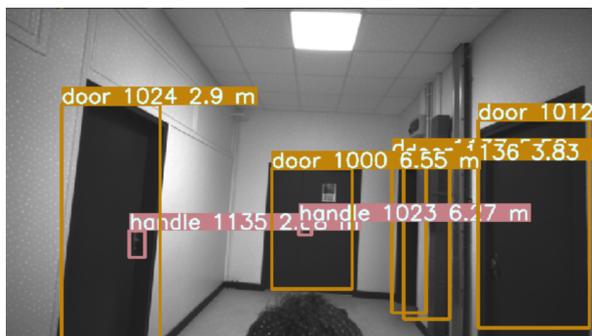


FIGURE 2: Détection d'objets en environnement Indoor du fauteuil roulant comprenant portes et poignées de portes.

B. Estimation de profondeur

Une fois l'étape de détection réalisée, une distance est associée à chaque élément extrait. La caméra Realsense *D435* peut fournir une image de profondeur avec une précision de l'ordre de 10% pour de courtes distances (0, 10 – 20m). Néanmoins, on observe une différence de champ de vue entre la paire de caméras infrarouges stéréoscopiques fournissant les images de profondeur, et le capteur couleur. Il est donc

nécessaire de mettre en correspondance les images couleurs et infrarouge. Celle-ci est réalisée directement à l'aide des données constructeur. A l'issue de cette étape, on extrait les valeurs de distance pour chaque pixel des ROI retournées par YOLOv3. On applique ensuite un filtre médian sur ces valeurs de manière à écarter les zones où l'information de profondeur peut être incomplète ou erronée. La figure 2 illustre le résultat du processus d'extraction de ROI et l'attribution d'une information de profondeur associée.

C. Tracking d'Objets

En utilisant la combinaison de position et profondeur associées à chaque élément détecté par l'algorithme de détection, nous nous appuyons sur l'algorithme SORT (Simple Online and Realtime Tracking) [32] [33] pour suivre les différents objets de la scène lorsque le fauteuil roulant est en mouvement. Sur un flux vidéo, plusieurs objets (portes, interrupteurs et poignées de porte) sont détectés et se voient attribuer une distance donnée. SORT inspecte les objets détectés, et détermine si un objet donné est nouvellement vu, ou si le déplacement de l'objet est une conséquence des mouvements du fauteuil roulant. Cet algorithme basé sur un filtre de Kalman fournit finalement un numéro d'identification unique à chaque nouvel objet détecté. SORT garde une trace de plusieurs objets simultanément et filtre les positions d'objets bruyants associés aux boîtes de délimitation en mouvement.

Enfin, nous utilisons les données odométriques provenant de la caméra Realsense *T265* pour estimer le déplacement du fauteuil roulant. Nous combinons ces informations avec la position de l'objet pour visualiser une carte sémantique 3D de l'environnement contenant les objets détectés et suivis, comme le montre la figure 3.

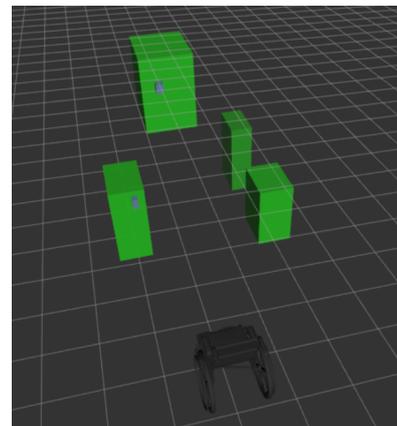


FIGURE 3: 3D local semantic map

V. VALIDATION EXPÉRIMENTALE

Dans l'optique de valider ces algorithmes, nous avons réalisé un jeu de données expérimental au sein du laboratoire IRSEEM. Un ensemble quatre portes comportant couleurs et formes de poignées différentes ont été placées dans la zone de couverture d'un système de capture de mouvement. Une

fois équipées de marqueurs réfléchissants, portes et fauteuil roulant sont localisés par un système Vicon fournissant leur position et orientation avec une précision millimétrique à une fréquence de 100Hz [34]. De cette manière, on obtient une vérité terrain permettant de calculer à haute vitesse la distance entre le fauteuil roulant et les portes.

Notre ensemble de porte a été placé suivant un arc de cercle (cf. Fig. 4), avec pour optique d’évaluer la capacité de détection lorsque de multiples éléments sont présents simultanément sur une image. Lors de cette expérience, le fauteuil roulant d’ADAPT se déplace dans la scène et, en changeant d’orientation, se retrouve à plusieurs reprises en vis à vis des différentes portes. On évalue alors l’erreur entre la distance estimée à l’issue d’une détection par YOIOv3, et la vérité terrain fournie par le système vicon.

La figure 5 présente ces résultats. Pour un total de 650 détections de portes, on observe la distance réelle et la distance estimée par la caméra Realsense D435, ainsi que la différence de ces deux valeurs. La table I fournit les résultats numériques de cette expérimentation. On y note une erreur moyenne de 18.1 cm, soit 3.8% d’erreur sur l’estimation de la distance des objets. Ces valeurs sont en deçà des données fournies par le constructeur.

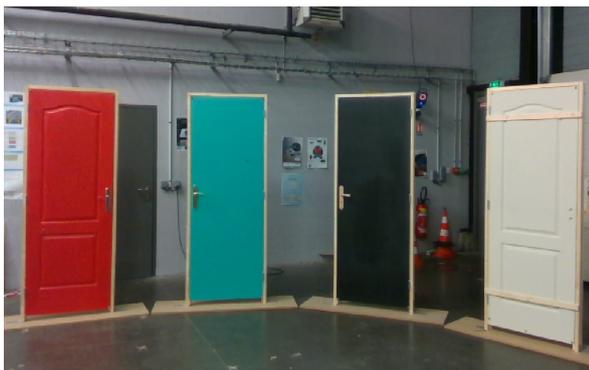


FIGURE 4: Disposition des portes dans le jeu de données de validation

CONCLUSION

Nous avons présenté dans ce document la détection, l’estimation de la profondeur, la localisation et le suivi des objets

Erreurs d’estimation de profondeur	
Médiane (cm)	15.6
Moyenne (cm)	18.1
Ecart type (cm)	13.5
Médiane (%)	3.2
Moyenne (%)	3.8
Ecart type (%)	2.6

TABLE I: Evaluation de l’estimation de profondeur sur 650 détections de portes. Ecart entre distance estimée par la caméra et vérité terrain. Erreur absolue en cm, reportée en pourcentage. Valeurs moyennes, médianes et écart type.

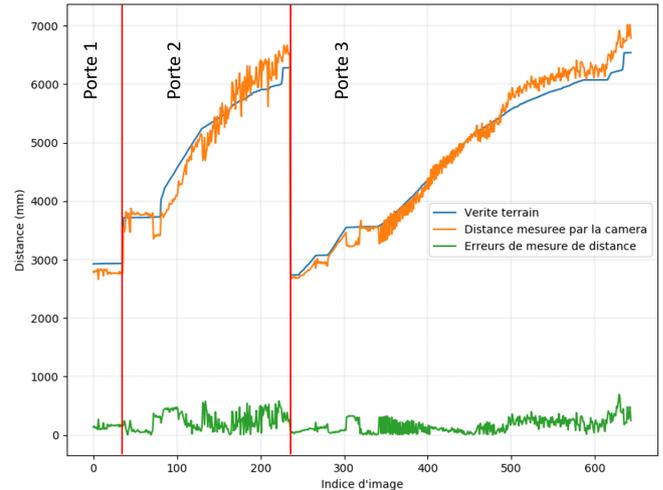


FIGURE 5: Résultats quantitatifs de l’estimation de profondeur par la caméra Realsense D435. Distance mesurée entre porte et caméra d’après les images de profondeurs (orange), Vérité terrain (bleu), et écart entre vérité terrain et mesure caméra (vert)

sur la base d’un apprentissage approfondi pour une mobilité intelligente des fauteuils roulants. La détection d’objets est basée sur l’approche YOLO V3. Nous avons mesuré l’erreur d’estimation de distance avec les objets détectés. Enfin, nous avons amélioré une version de l’algorithme SORT afin d’effectuer le suivi des objets. L’estimation de la position de l’objet est améliorée grâce à l’utilisation du filtre de Kalman étendu. Pour valider l’ensemble des développements, nos modèles ont été réentraînés en utilisant une composition de données ouvertes et internes : *MCIIndoor20000* et *ESIGELEC*. La détection et le suivi d’objets ont été évalués sous le jeu de données *ESIGELEC* pour valider la détection et le suivi d’objets pour un fauteuil roulant en environnement intérieur. En utilisant notre modèle reentraîné sur notre jeu de données personnalisé, notre implémentation offre de bonnes performances en matière d’inférence sur l’environnement intérieur du fauteuil roulant. L’ensemble des développements est intégré sur la plateforme via une carte Nvidia Jetson TX2 comme calculateur principal pour tous les algorithmes d’apprentissage profond (détection, estimation et suivi d’objets).

REMERCIEMENTS

Le travail présenté dans ce document est soutenu par le projet ADAPT qui est réalisé 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 Interreg FCE est un programme de coopération territoriale européenne qui vise à financer des projets de coopération de haute qualité dans la région frontalière de la Manche entre la France et l’Angleterre. Le programme est financé par le Fonds européen de développement régional (FEDER)). Nous tenons à remercier les ingénieurs du Laboratoire de Navigation Autonome

(LNA) de l'IRSEEM pour leur soutien et le Service Ingénierie Recherche et Développement (SIRD) de l'ESIGELEC pour leur aide dans la phase de test. Ce travail a bénéficié des moyens de calcul du mésocentre CRIANN (Centre Régional Informatique et d'Applications Numériques de Normandie).

RÉFÉRENCES

- [1] GIRSHICK, Ross. Fast r-cnn. In : Proceedings of the IEEE international conference on computer vision. 2015. p. 1440-1448.
- [2] REN, Shaoqing, HE, Kaiming, GIRSHICK, Ross, et al. Faster r-cnn : Towards real-time object detection with region proposal networks. In : Advances in neural information processing systems. 2015. p. 91-99.
- [3] HE, Kaiming, GKIOXARI, Georgia, DOLLÁR, Piotr, et al. Mask r-cnn. In : Proceedings of the IEEE ICCV 2017. p. 2961-2969.
- [4] Redmon, Joseph and Farhadi, Aliar. YOLOv3 : An Incremental Improvement 2018, arXiv
- [5] PELLEGRINI, Thomas, FONTAN, Lionel, et SAHRAOUI, Halima. Réseau de neurones convolutif pour l'évaluation automatique de la prononciation.
- [6] LIU, Wei, ANGUELOV, Dragomir, ERHAN, Dumitru, et al. Ssd : Single shot multibox detector. In ECCV 2016. p. 21-37.
- [7] HASSAN, M. VGG16 : Convolutional Network for Classification and Detection. 2019.
- [8] GODARD, Clément, MAC AODHA, Oisín, et BROSTOW, Gabriel J. Unsupervised monocular depth estimation with left-right consistency. In IEEE CVPR 2017. p. 270-279.
- [9] ZHOU, Tinghui, BROWN, Matthew, SNAVELY, Noah, et al. Unsupervised learning of depth and ego-motion from video. In IEEE CVPR 2017. p. 1851-1858.
- [10] EIGEN, David, PUHRSCHE, Christian, et FERGUS, Rob. Depth map prediction from a single image using a multi-scale deep network. In : Advances in neural information processing systems. 2014. p. 2366-2374.
- [11] LIU, Fayao, SHEN, Chunhua, LIN, Guosheng, et al. Learning depth from single monocular images using deep convolutional neural fields. IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence, 2015, vol. 38, no 10, p. 2024-2039.
- [12] MAYER, Nikolaus, ILG, Eddy, HAUSSER, Philip, et al. A large dataset to train convolutional networks for disparity, optical flow, and scene flow estimation. In : Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2016. p. 4040-4048.
- [13] TONIONI, Alessio, TOSI, Fabio, POGGI, Matteo, et al. Real-time self-adaptive deep stereo. In IEEE CVPR 2019. p. 195-204.
- [14] MAYER, Nikolaus, ILG, Eddy, HAUSSER, Philip, et al. A large dataset to train convolutional networks for disparity, optical flow, and scene flow estimation. In IEEE CVPR 2016. p. 4040-4048.
- [15] DENG, Jia, DONG, Wei, SOCHER, Richard, et al. Imagenet : A large-scale hierarchical image database. In IEEE CVPR 2009. p. 248-255.
- [16] JEONG, Hyeok-June, PARK, Kyeong-Sik, et HA, Young-Guk. Image preprocessing for efficient training of YOLO deep learning networks. In : 2018 IEEE International Conference on Big Data and Smart Computing (BigComp). IEEE, 2018. p. 635-637.
- [17] YANG, Jie, ZHAO, Wan-Lei, DENG, Cheng-Hao, et al. Fast Nearest Neighbor Search Based on Approximate k-NN Graph. In : International Conference on Internet Multimedia Computing and Service. Springer, Singapore, 2017. p. 327-338.
- [18] KUZNETSOVA, Alina, ROM, Hassan, ALLDRIN, Neil, et al. The open images dataset v4 : Unified image classification, object detection, and visual relationship detection at scale. arXiv preprint arXiv :1811.00982, 2018.
- [19] DOYLE, Scott, FELDMAN, Michael D., SHIH, Natalie, et al. Cascaded discrimination of normal, abnormal, and confounder classes in histopathology : Gleason grading of prostate cancer. BMC bioinformatics, 2012, vol. 13, no 1, p. 282.
- [20] LIN, Tsung-Yi, MAIRE, Michael, BELONGIE, Serge, et al. Microsoft coco : Common objects in context. In : European conference on computer vision. Springer, Cham, 2014. p. 740-755.
- [21] CHEN, Xinlei, FANG, Hao, LIN, Tsung-Yi, et al. Microsoft coco captions : Data collection and evaluation server. arXiv preprint arXiv :1504.00325, 2015.
- [22] CAESAR, Holger, UIJLINGS, Jasper, et FERRARI, Vittorio. Coco-stuff : Thing and stuff classes in context. In : Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 2018. p. 1209-1218.
- [23] LI, Jie, RAVENTOS, Allan, BHARGAVA, Arjun, et al. Learning to fuse things and stuff. arXiv preprint arXiv :1812.01192, 2018.
- [24] DENG, Jia, DONG, Wei, SOCHER, Richard, et al. Imagenet : A large-scale hierarchical image database. In : 2009 IEEE conference on computer vision and pattern recognition. Ieee, 2009. p. 248-255.
- [25] Bashiri, Fereshteh S., et al. "MCIndoor20000 : A fully-labeled image dataset to advance indoor objects detection." Data in brief 17 (2018) : 71-75.
- [26] VICENTE, Sara, CARREIRA, Joao, AGAPITO, Lourdes, et al. Reconstructing pascal voc. In : Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition. 2014. p. 41-48.
- [27] ZHU, Chao, BICHOT, Charles-Edmond, et CHEN, Liming. Multi-scale color local binary patterns for visual object classes recognition. In : 2010 IEEE CVPR, p. 3065-3068.
- [28] KRIZHEVSKY, Alex, NAIR, Vinod, et HINTON, Geoffrey. Cifar-10 and cifar-100 datasets. URI : <https://www.cs.toronto.edu/kriz/cifar.html>, 2009, vol. 6.
- [29] CUI, Yin, JIA, Menglin, LIN, Tsung-Yi, et al. Class-balanced loss based on effective number of samples. In : Proceedings of the IEEE CVPR. 2019. p. 9268-9277.
- [30] EVERINGHAM, Mark, VAN GOOL, Luc, WILLIAMS, Christopher KI, et al. The PASCAL visual object classes challenge 2007 (VOC2007) results. 2007.
- [31] GRIFFIN, Gregory, HOLUB, Alex, et PERONA, Pietro. Caltech-256 object category dataset. 2007.
- [32] BEWLEY, Alex, GE, Zongyuan, OTT, Lionel, et al. Simple online and realtime tracking. In : 2016 IEEE ICIP p. 3464-3468.
- [33] WOJKE, Nicolai, BEWLEY, Alex, et PAULUS, Dietrich. Simple online and realtime tracking with a deep association metric. In : 2017 IEEE ICIP, p. 3645-3649.
- [34] Merriaux, P., Dupuis, Y., Boutteau, R., Vasseur, P., Savatier, X. (2017). A study of vicon system positioning performance. Sensors, 17(7), 1591.

Session 5 : Navigations

Président de session : Frédéric Bousefsaf

Une ontologie au service de la mobilité de personnes présentant une déficience intellectuelle, avec une visée de conception de systèmes d'aide à la navigation

Laurie Letalle, Hursula Mengue-Topio,
Yannick Courbois
ULR 4072 – PSITEC
Univ. Lille
Lille, France
prénom.nom@univ-lille.fr

Aymen Lakehal, Johann Saint-Mars, Sophie Lepreux,
Christophe Kolski, Françoise Anceaux, Philippe Pudlo
LAMIH-UMR CNRS 8201
Univ. Polytechnique Hauts-de-France
Valenciennes, France
prénom.nom@uphf.fr

Abstract—Pouvoir se déplacer indépendamment est une compétence qui semble nécessaire pour l'inclusion et la participation sociales. Or, les personnes présentant une déficience intellectuelle sont souvent confrontées à des difficultés pour développer une mobilité autonome. De même, les systèmes portatifs d'aide à la navigation existants, qui pourraient les aider à se déplacer d'un lieu à un autre, ne sont pas adaptés à leurs particularités cognitives. L'objet de ce papier est de présenter une ontologie de la navigation spatiale établie dans le but de servir au développement de systèmes d'aide à la mobilité adaptés aux personnes présentant une déficience intellectuelle. Il présente la méthode utilisée, une partie de l'ontologie obtenue ainsi qu'une illustration de l'exploitation de l'ontologie pour le développement d'un système d'aide à la mobilité. Les limitations de l'ontologie et des pistes de travail futures sont également évoquées.

Keywords—navigation spatiale, déficience intellectuelle, ontologie

I. INTRODUCTION

La mobilité, c'est-à-dire la capacité de pouvoir se déplacer dans l'environnement, est une compétence essentielle à la participation sociale. Savoir naviguer dans l'environnement nous permet de nous rendre à l'école ou au travail, de rendre visite à nos proches, d'avoir des activités de loisirs, etc. [1]. La navigation spatiale correspond à la capacité de se déplacer d'un point A à un point B [2] et fait appel à trois types de connaissances : les points de repère, les itinéraires et la configuration (carte cognitive de l'environnement) [3]. Ces connaissances sont acquises au cours de l'enfance au travers des différentes expériences de déplacement [4]. Certaines personnes peuvent présenter des difficultés pour acquérir ces connaissances et donc pour se déplacer de façon indépendante. C'est le cas des personnes présentant une déficience intellectuelle (DI) [5] [6]. D'après le DSM-5 [7], la DI est un trouble du neuro-développement qui se manifeste par des déficits intellectuels et adaptatifs dans plusieurs domaines : conceptuels, sociaux et pratiques. Le diagnostic de DI peut être établi si une personne présente à la fois : (1) un déficit des

fonctions intellectuelles (dans les domaines du raisonnement, de la résolution de problèmes, de la planification, de l'abstraction, du jugement, de l'apprentissage scolaire et de l'apprentissage par expérience), confirmé par l'évaluation clinique et les tests d'intelligence individuels standardisés (critère A) et (2) un déficit des fonctions adaptatives limitant le fonctionnement dans un ou plusieurs champs d'activité de la vie quotidienne (communication, participation sociale, indépendance) dans des environnements variés tels que la maison, l'école, le travail ou la collectivité (critère B). Enfin, le début du déficit intellectuel et adaptatif apparaît pendant la période du développement (critère C). Les enquêtes de terrain réalisées à propos des habitudes de déplacements chez les personnes DI montrent de manière unanime une forte restriction des déplacements, ceux-ci se limitant à des trajets routiniers effectués aux alentours du domicile et des établissements fréquentés ; de telles restrictions réduisent alors les opportunités de participation sociale de ces individus [8, 9].

Depuis quelques décennies, les travaux en cognition spatiale humaine ont permis de mieux comprendre l'apprentissage de l'environnement. De tels travaux ayant abouti à différentes modélisations du raisonnement et du comportement spatial et in fine à des systèmes d'aide à la navigation embarqués ou disponibles sur smartphone. Bien qu'ergonomiques et performants (du point de vue de la technique), de tels outils ne semblent pas toujours adaptés aux particularités des utilisateurs et notamment aux personnes présentant une DI [10]. En effet, des travaux récents relatifs à la navigation spatiale des personnes DI montrent, qu'au cours de leurs déplacements, ces personnes sont capables d'acquérir la connaissance des points de repère, c'est-à-dire sélectionner et mémoriser des objets, endroits présents dans l'environnement. Toutefois, les points de repère choisis ne sont pas toujours efficaces pour la prise de décisions. En effet, certaines études montrent que les personnes DI peuvent manquer de sélectivité dans leur choix de points de repère (objets non-uniqes (exemple : feu de signalisation, mobilier urbain), objets mobiles (exemple : véhicule)) même si ceux-ci sont plutôt situés aux intersections [11]. Ce manque de

sélectivité engendrant des erreurs de navigation. L'acquisition de la connaissance d'itinéraires est également présente chez les personnes DI mais après un temps d'apprentissage plus long que chez les personnes au développement typique [11, 12, 13]. En revanche, la connaissance de la configuration de l'environnement permettant une mobilité plus flexible est plus rarement acquise [4, 13].

Compte tenu de ces particularités dans l'apprentissage et la navigation au sein d'un environnement, notre objectif est de concevoir un système d'aide aux déplacements à destination des personnes présentant une DI. En effet, en raison de leurs difficultés à se déplacer, ces personnes ont besoin de systèmes adaptés à leurs besoins mais aussi à leur fonctionnement cognitif. C'est dans ce cadre qu'une ontologie a été réalisée. En effet, la conception de notre système d'aide se faisant en collaboration entre des chercheurs en psychologie et des chercheurs en informatique (Interaction Homme-Machine), il était donc nécessaire de disposer d'un langage commun et de connaissances de base sur la navigation spatiale. En outre, cette ontologie a pour vocation d'être générique et d'être utile dans le cadre d'autres projets, dans un but de conception et/ou évaluation de systèmes d'aide à la navigation, par la mise en évidence de concepts essentiels à prendre en compte.

Ce papier présente un état de l'art relatif aux ontologies développées pour le domaine de la navigation spatiale. Puis, il décrit la démarche ayant permis de déboucher sur une première version de celle-ci. Une première validation donnant un aperçu de potentialités de l'ontologie est ensuite fournie. Ce papier se termine par une conclusion et des perspectives de recherche.

II. ETAT DE L'ART

D'après Noy [14], une ontologie est une description des concepts d'un domaine (classes), des propriétés de chaque concept décrivant les différents caractéristiques et attributs du concept (slots), et des limites des slots (facets). L'ontologie fournit une base pour l'échange d'informations et pour la collaboration mais aussi le vocabulaire d'un domaine d'application [15].

Des ontologies ont déjà été développées dans le domaine de la navigation spatiale et de l'utilisation des transports. Les travaux de Kettunen et Sarjakoski [16] présentent la construction d'une ontologie de points de repère pour la navigation spatiale dans un espace naturel. Ces chercheurs ont conduit une série d'études avec 42 participants afin de recueillir les points de repère utilisés par les personnes lors de déplacements en milieu naturel et dans diverses situations (été, hiver, jour et nuit). L'ensemble des points de repère obtenu a donné lieu à la création d'une ontologie qui a pour objectif d'être utilisée pour mettre au point des systèmes de navigation personnalisables et utilisables pour les déplacements en milieu naturel. Dans le même domaine, d'autres chercheurs [17] ont mis au point cinq ontologies dans le cadre d'un projet visant à développer un nouveau modèle de publication des informations pour les randonneurs et les touristes. Dans leur article, ils présentent plus précisément deux ontologies (*walk*, *navigation*) qui sont utilisées ensuite par le système pour proposer des instructions textuelles et des directions de navigation dans différentes langues. D'autres travaux s'intéressent aux déplacements en milieu urbain et notamment à l'utilisation des transports. Ainsi,

Timpf [13] compare deux ontologies de wayfinding comportant plusieurs modes de transport en milieu urbain. Le wayfinding correspond à un déplacement planifié vers une destination nécessitant d'établir un itinéraire [18]. La spécificité de ces travaux est qu'ils adoptent un point de vue peu présent dans les travaux se rapportant aux ontologies et au wayfinding, celui de la personne qui se déplace. Ainsi, cet auteur a mis au point non seulement une ontologie du wayfinding selon le point de vue du système de transport mais aussi une ontologie du wayfinding du point de vue de la personne qui utilise les transports pour se déplacer. En comparant les deux ontologies obtenues, Timpf montre qu'elles se chevauchent sur certains concepts mais pas sur la totalité. Ainsi l'ontologie du point de vue du voyageur n'est pas un sous-ensemble de l'ontologie du point de vue du système de transport. Dans le même domaine d'application, Mnasser et ses collaborateurs [19] présentent une ontologie des transports en commun considérant plusieurs concepts en lien avec une planification du trajet qui est la meilleure et la plus pertinente possible pour l'utilisateur. L'objectif de ce travail est de pouvoir utiliser cette ontologie pour aider la personne à choisir le meilleur itinéraire pour aller d'un endroit à un autre. Enfin, une ontologie peut également être utilisée afin de fournir à l'utilisateur de transports en commun des informations personnalisées. Ainsi, De Oliveira et ses collaborateurs [20] ont proposé une ontologie de transport (métro, tram, train et bus) visant à apporter un support à la personnalisation du contenu d'interfaces utilisateurs dans ce domaine.

A notre connaissance, il n'existe pas de travaux ayant utilisé une ontologie dans le champ de la DI et de la mobilité. L'objectif de notre travail est de proposer un système d'aide à la navigation adapté aux personnes DI pour faciliter leurs déplacements autonomes. Pour cela, nous avons mis au point une ontologie dans le domaine de la navigation spatiale servant de modèle de base à l'élaboration d'un système de navigation adapté.

III. DEMARCHE EMPLOYEE POUR LA GENERATION DE L'ONTOLOGIE DANS LE DOMAINE DE LA NAVIGATION SPATIALE

Le travail présenté dans ce papier a nécessité huit réunions de travail qui ont eu lieu sur une période de trois mois. Plusieurs méthodes pour établir une ontologie sont présentées dans la littérature [14, 21]. Celles-ci définissent généralement les mêmes étapes : définition de l'objet de l'ontologie, conceptualisation, formalisation et validation.

Définition. L'objet de notre ontologie est de fournir une base de connaissance sur le domaine de la navigation spatiale afin de pouvoir ensuite mettre au point une application d'aide à la mobilité indépendante adaptée aux spécificités des personnes DI.

Conceptualisation. Pour réaliser l'étape de conceptualisation, c'est-à-dire la définition des concepts de l'ontologie et de leurs relations, nous sommes partis du concept de navigation spatiale et de sa définition : mouvement de soi coordonné et dirigé vers un but à travers l'environnement qui revêt deux composantes que sont la locomotion (déplacement vers une destination visible de là où on se trouve) et le wayfinding (déplacement planifié vers une destination non visible de l'endroit où l'on se trouve et qui nécessite d'établir un itinéraire vers cette destination) [18].



Fig. 1. Représentation du nuage de mots.

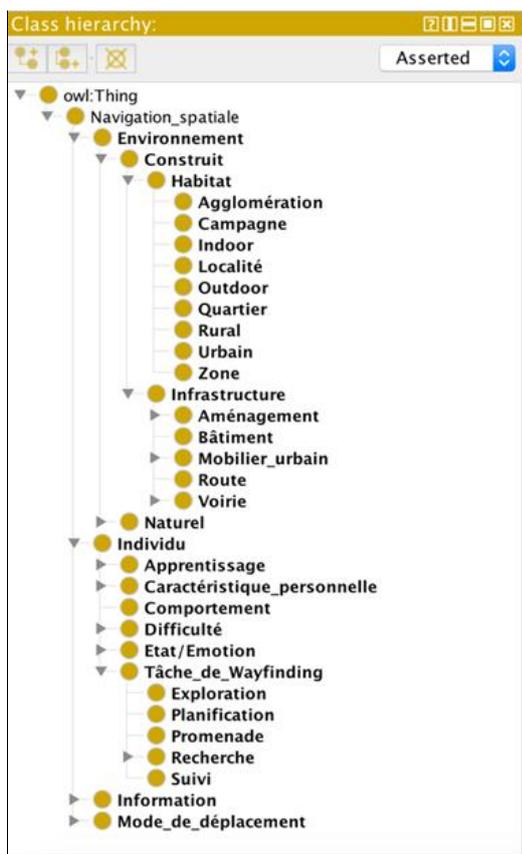


Fig. 2. Extrait de l'ontologie dans Protégé.

A partir de cette définition nous avons utilisé la technique de recherche d'idées du « brainstorming » pour lister tous les

éléments qui devraient figurer dans l'ontologie. Nous avons ainsi obtenu un « nuage de mots » en lien avec la navigation spatiale (Fig. 1).

L'étape suivante a consisté à regrouper les éléments en classes spécifiques puis les classes spécifiques en concepts plus généraux. Cette étape a nécessité trois réunions de travail sur les huit réalisées afin d'aboutir à un consensus. Enfin, chaque élément a été défini en utilisant principalement le dictionnaire Larousse [22], le modèle Transmodel [23], le Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales (CNRTL) [24] et le glossaire Techno-Science [25].

Formalisation. L'ontologie a été formalisée en utilisant OWL (*Web Ontology Language*, langage de représentation des connaissances dont la deuxième version est devenue une recommandation du W3C fin 2012) et Protégé. OWL est un langage largement utilisé pour décrire des ontologies. La figure 2 montre la hiérarchie de l'ontologie dans Protégé.

IV. RESULTATS

L'ontologie obtenue comporte 201 termes définis. Le concept central est « Navigation Spatiale » définie comme « un mouvement de soi coordonné et dirigé vers un but à travers l'environnement qui peut être décomposé en deux sous-composants : la locomotion et le wayfinding » [18]. Ce concept se décompose en quatre classes : Mode de déplacement, Environnement, Information et Individu.

Nous présentons ici une partie spécifique de l'ontologie. Celle-ci sera aussi exploitée dans la partie « Première validation de l'exploitation de l'ontologie sur base d'un scénario ». On se focalise sur la sous-classe « Tâche de wayfinding » de la classe « Individu » (Fig. 3).

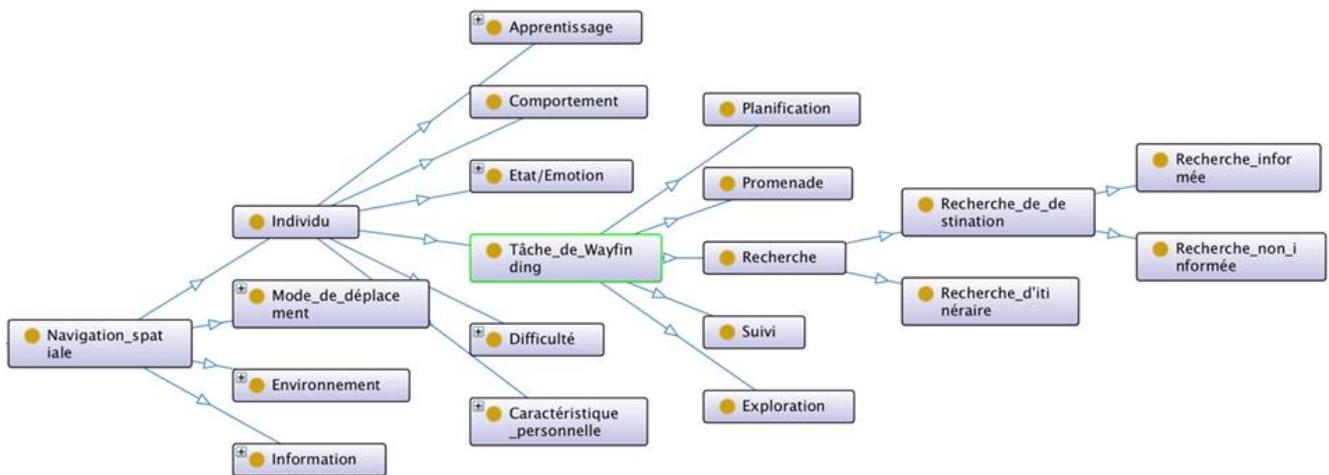


Fig. 3. Extrait de l'ontologie présentant la sous-classe « Tâche de wayfinding ».

Les éléments constituant cette sous-classe correspondent aux tâches de wayfinding définies par Wiener et ses collaborateurs [26] dans une taxonomie basée sur le niveau de connaissance spatiale impliquée (points de repère, itinéraires, configuration). Sept tâches de wayfinding sont distinguées (elles sont représentées de manière arborescente dans la Fig. 3) : (1) exploration, (2) promenade, (3) suivi, (4) planification, (5) recherche d'itinéraire, (6) recherche non informée de destination et (7) recherche informée de destination. Les définitions de chacun de ces éléments sont présentées dans la Table 1.

d'utilisateurs présentant une DI. Ce persona permet de représenter un groupe cible par l'intermédiaire d'une personne fictive dotée d'attributs et de caractéristiques sociales et psychologiques. Ce concept issu du marketing a été repris par la communauté dans le domaine de l'IHM en particulier par Alan Cooper [27]. L'expression de besoins passe par la création de scénarios sous forme de cas d'utilisation correspondant aux tâches à effectuer à travers les composants de l'IHM [28, 29]. Cette création de scénario, dans notre cas, est basée sur le persona visible en figure 4.

TABLE I. DEFINITIONS DES CONCEPTS DE LA SOUS-CLASSE « TACHE DE WAYFINDING »

Concepts	Définitions
(1) Exploration	Déplacement sans destination spécifique (sans but établi) dans un environnement inconnu
(2) Promenade	Déplacement sans destination spécifique (sans but établi) dans un environnement connu
(3) Suivi	Déplacement avec destination spécifique dont la localisation est connue dans un environnement connu en empruntant un itinéraire connu
(4) Planification	Déplacement nécessitant l'identification des étapes à réaliser pour se rendre à une destination spécifique dont la localisation est connue dans un environnement connu
Recherche	Déplacement avec destination spécifique
(5) Recherche d'itinéraire	Déplacement demandant l'élaboration d'un itinéraire vers une destination spécifique dans un environnement inconnu
Recherche de destination	Déplacement avec destination spécifique dont la localisation est inconnue
(6) Recherche non informée	Déplacement avec destination spécifique dont la localisation est inconnue dans un environnement inconnu
(7) Recherche informée	Déplacement avec destination spécifique dont la localisation est inconnue dans un environnement connu

V. PREMIERE VALIDATION DE L'EXPLOITATION DE L'ONTOLOGIE SUR BASE D'UN SCENARIO

Afin d'illustrer l'exploitation de l'ontologie proposée, nous utilisons un scénario de mobilité piétonne en environnement urbain. Un persona a été conçu pour représenter un groupe

Marcel



- ✓ **Profil général :**
 - 22 ans, habite à Valenciennes, France
 - Scolarisé dans un institut médico-professionnel
- ✓ **But professionnel :**
 - Etre embauché en tant que peintre
- ✓ **Connaissances et expériences :**
 - Utilisateur des technologies de communication et des réseaux sociaux sur son smartphone
- ✓ **Besoins spécifiques :**
 - Niveau modéré de déficience intellectuelle ; il requiert une assistance minimale
 - Difficulté à comprendre rapidement des informations nombreuses et complexes
 - Difficulté à établir et à maintenir une conversation
 - Difficulté à s'orienter et à se repérer dans l'espace

Fig. 4. Marcel, le persona utilisé dans le cadre de notre étude.

Selon ce scénario, on suppose que Marcel doit réaliser un déplacement dans l'agglomération de Valenciennes, en journée, à l'aide de son assistant numérique. Cet assistant a été conçu en utilisant les notions de quatre classifications (environnement, information, individu et mode de déplacement) issues de l'ontologie présentée dans ce papier. Nous souhaitons donc vérifier que les notions liées à la mobilité de cette personne en situation de DI apparaissant au cours du déroulement de ce scénario sont bien présentes dans l'ontologie.

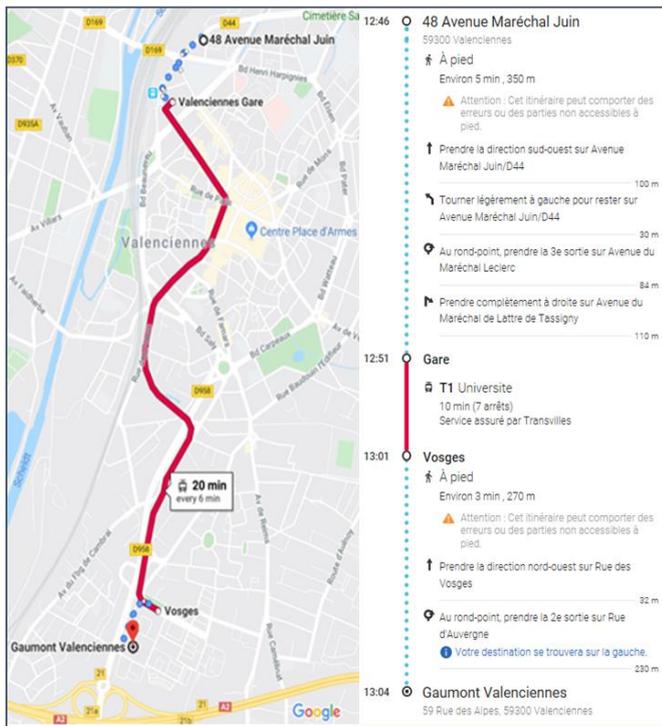


Fig. 5. Carte avec le déplacement et les différents états au cours de celui-ci.

Ce déroulement met en œuvre un ensemble de règles d'adaptation qui permettent d'associer un contexte à un comportement spécifique de l'application qui répond au mieux à la situation. L'itinéraire associé au scénario est présenté dans la figure 5. Il permet de se projeter dans l'environnement du déplacement pour connaître les caractéristiques des lieux parcourus (rue calme, rue passante, etc.). Ce scénario permettrait de comprendre le contexte de l'interaction avec l'assistant de mobilité et le mécanisme d'adaptation proposé. On peut repérer sur la figure 5 le changement de mode de déplacement qui correspond à un passage du mode piéton à l'utilisation d'un transport en commun, ici le tramway.

Le scénario, pris en compte pour la mise en place de l'architecture applicative, est le suivant : Marcel souhaite assister à une séance de cinéma en début d'après-midi. Il consulte, chez lui, le site internet du cinéma pour voir les films à l'affiche. Il souhaite voir un film pour lequel il y a une séance à 14h10. Il souhaite arriver une heure à l'avance et déjeuner sur place avant la séance. Il réalise donc un itinéraire sur son ordinateur portable avec Google Maps. Il constate qu'il est dans les temps. Il se prépare et indique à son assistant de mobilité [30] qu'il souhaite se rendre au cinéma Gaumont. Marcel n'est pas encore habitué à la ville et n'est jamais allé se promener en direction de la gare. L'assistant prend donc en compte cette information dans le contexte. Le scénario d'utilisation de l'assistant numérique est détaillé dans la figure 6 et le tableau 2. L'itinéraire est composé de quatre portions : (1) Habitation : qui regroupe les interactions avec l'assistant numérique avant sortie de l'habitation. (2) Rue 1 : correspondant au trajet effectué dans la rue jusqu'à la station de tramway. (3) Tramway : correspondant au trajet effectué à l'intérieur du tramway. (4) Rue 2 : correspondant au trajet effectué dans la rue jusqu'au cinéma.

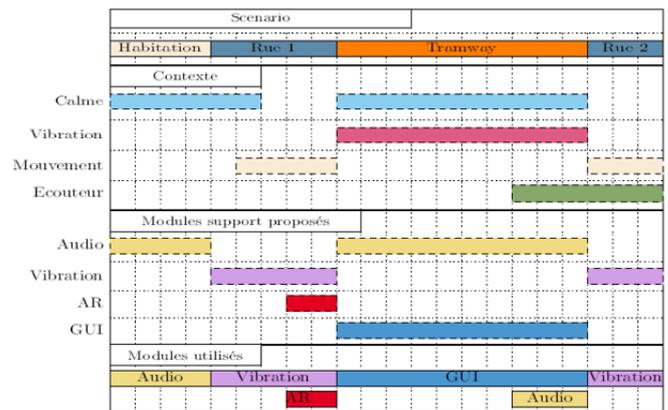


Fig. 6. Diagramme de Gantt associé au scénario illustrant les différentes étapes, le contexte et le résultat de l'adaptation. (AR : Réalité Augmentée ; GUI : Interface Graphique d'Utilisateur)

Les temps de parcours des différentes portions présentes sur l'itinéraire Google Maps ont été reportés sur le diagramme de Gantt. Ces portions 2, 3 et 4 ont respectivement les durées de parcours suivantes : 5 mn, 10 mn et 3 mn.

Nous constatons que l'ensemble des notions présentées dans ce diagramme de Gantt a été couvert par l'ontologie. En effet, on voit que les lieux présentés dans la première partie du diagramme correspondent au nœud trouvé dans la classification « Environnement – Construit » contenant entre autre : « habitat, route, voirie, gare, station, etc. » (Fig. 2).

TABLE II. DETAILS DU SCENARIO PRESENTE AVEC LE DIAGRAMME DE GANTT

Scénario	Contexte	Wayfinding
1 – Marcel veut se rendre seul au cinéma.	Il est seul, chez lui.	Dirigé « En recherche de destination » / « Recherche non informée »
2 - Il sélectionne la destination sur son assistant numérique.	Idem	« En approche de destination » / « En suivi d'itinéraire »
3 - Le module audio lui permet de s'orienter en sortant de chez lui.	L'environnement est calme. Il n'a pas branché ses écouteurs.	Idem
4 - Il avance vers la station de tramway « Gare » grâce au module « Vibration ».	L'environnement est calme. Il marche dans la rue (dangereux). Il ne veut pas déranger.	Idem
5 - Il approche de la station, le module « Vibration » fonctionne toujours. Le module AR complète sa connaissance de l'environnement en fournissant la position de l'arrêt.	Il est en quasi-immobilité. L'environnement est bruyant.	Idem
6 - Marcel arrive à la station de tramway. Il reçoit les informations sur le prochain départ en utilisant l'AR.	Idem.	Idem
7 - Il monte dans le tram. L'assistance indique que le module actuellement le plus adapté est « Audio » ; En second choix : le module GUI que Marcel sélectionne.	L'environnement est calme. Il n'a pas ses écouteurs car il ne veut pas déranger. Il y a beaucoup de vibrations dans son environnement immédiat.	Idem
8 - Le module GUI fournit des informations sur les arrêts. Le système demande également à Marcel de mémoriser la description de l'itinéraire restant à la sortie du tramway.	Idem	Idem
9 - Il branche ses écouteurs, le module audio est démarré. Le module GUI reste actif. Il entend les différentes informations utiles (apprentissage itinéraire restant, arrêt en cours, etc.). Puis il entend qu'il doit descendre au prochain arrêt.	Il vient de reprendre ses écouteurs.	Idem
10 - Il descend du tram. Il est arrivé à proximité du cinéma. Il doit encore marcher 270 mètres.	L'environnement est bruyant. Il marche dans la rue (dangereux). Les écouteurs sont toujours branchés.	Idem
11 - Pendant le trajet restant, le système fournit les directions grâce au module « vibration ». Marcel a normalement mémorisé des points de repères pour faciliter son trajet	Idem	Idem
12 - Marcel arrive à sa destination.	Idem	Idem

VI. CONCLUSION

Ce papier présente nos travaux aboutissant à la première version d'une ontologie sur la navigation spatiale. Cette ontologie a été établie dans le but de servir dans la mise au point de systèmes d'aide à la mobilité adaptés aux spécificités des personnes DI. En effet, ces personnes rencontrent des difficultés dans leurs déplacements qui limitent leur participation sociale. L'ontologie réalisée nécessite sûrement encore quelques ajustements notamment l'intégration des liens existant entre les différents concepts définis. En outre, la validation serait à réaliser une fois que le prototype du système d'aide à la mobilité sera terminé afin de vérifier si l'ontologie couvre bien l'ensemble des concepts du domaine étudié, et d'estimer dans quelle mesure elle contribue à la conception de la partie interactive du système adaptatif d'aide [31]. Les premières versions des prototypes implémentés ont permis de valider les mécanismes logiciels de mise en œuvre de règles d'adaptation qui seront exploitées par le système d'aide visé. Etant donné que chaque terme de l'ontologie est identifié par un mot clé unique, la définition de ces règles devrait s'en trouver facilitée. La collaboration établie avec un établissement accueillant ce public cible doit nous permettre de fiabiliser ces règles et par conséquent l'ontologie utilisée.

REMERCIEMENTS

Le travail présenté dans cet article est le fruit d'une collaboration entre des chercheurs issus du Laboratoire PSITEC de l'Univ. de Lille et du LAMIH de l'UPHF dans le cadre de deux projets : TSADI et ValMobile. Ainsi, nous remercions la MESHS Lille Nord de France pour son soutien financier dans le cadre de TSADI. Nous remercions également le Département du Nord et l'ANRU pour leur soutien financier dans le cadre de ValMobile ainsi que le pôle de recherche PRIMOH.

REFERENCES

- [1] I. Alaribe, "Incapacités intellectuelles et initiation aux transports publics : cahier des charges fonctionnel d'un jeu sérieux," Ph.D. Dissertation, Université de Montréal, 2016.
- [2] R.G. Golledge, *Wayfinding behavior: cognitive mapping and other spatial processes*. Johns Hopkins University Press, Baltimore, 1999.
- [3] A.W. Siegel and S.H. White, "The development of spatial representations of large-scale environments," In: Reese, H.W. (ed.), *Advances in child development and behavior*, pp. 9-55. Academic Press, New-York, 1975.
- [4] H. Mengue-Topio, Y. Courbois and P. Sockeel, "Acquisition des connaissances spatiales par la personne présentant une déficience intellectuelle dans les environnements virtuels," *Revue Francophone de la Déficience Intellectuelle* 26, 88-101, 2015.
- [5] H. Mengue-Topio, L. Letalle and Y. Courbois, "Autonomie des déplacements et déficience intellectuelle: quels défis pour les professionnels?," *ALTER*, 14, 99-113, 2020.
- [6] Ministère CGDD, "Recommandations pour la mobilité des voyageurs déficients cognitifs ou handicapés visuels », La Documentation Française, Paris, 2017.
- [7] American Psychiatric Association (APA), *Mini DSM-5: Critères Diagnostiques*. Elsevier Masson, Issy-les-Moulineaux, 2016.
- [8] H. Mengue-Topio and Y. Courbois, "L'autonomie des déplacements chez les personnes ayant une déficience intellectuelle : une enquête réalisée auprès de travailleurs en établissement et service d'aide par le travail," *Revue Francophone de la Déficience Intellectuelle* 22, 5-13, 2011.
- [9] A. Alauzet, F. Conte, J. Sanchez and D. Velche, "Les personnes en situation de handicap mental, psychique ou cognitif et l'usage des transports," *Rapport final Projet POTAS-Tome 2, INRETS/LESCOT et CTNERHI*, 2010.
- [10] E. Grison, and V. Gyselinck, "La cognition spatiale pour repenser les aides à la navigation," *L'année psychologique* 119, 243-278, 2019.
- [11] Y. Courbois, M. Blades, E.K. Farran and P. Sockeel, "Do individuals with intellectual disability select appropriate objects as landmarks when learning a new route?," *J. Intell. Disability Research* 57(1), 80-89, 2013.
- [12] H. Mengue-Topio, Y. Courbois, E.K. Farran and P. Sockeel, "Route learning and shortcut performance in adults with intellectual disability: A study with virtual environments," *Research in Developmental Disabilities* 32, 345-352, 2011.
- [13] L. Letalle, "Autorégulation et hétérorégulation en situation d'apprentissage d'itinéraires chez des adolescents et des jeunes adultes présentant une déficience intellectuelle," Ph.D. Dissertation, Université Lille 3, 2017.
- [14] N.F. Noy and D.L. McGuinness, "Ontology Development 101: A guide to Creating Your First Ontology," https://protege.stanford.edu/publications/ontology_development/ontology101-noy-mcguinness.html, last accessed 2020/02/20.
- [15] S. Timpf, "Ontologies of wayfinding: a traveler's perspective," *Networks and Spatial Economics* 2(1), 9-23, 2002.
- [16] P. Kettunen and L.T. Sarjakoski, "Empirical construction of a landmark ontology for wayfinding in varying conditions of nature," In: 18th AGILE Int. Conf. on Geographic Information Science. Lisbon, Portugal, 2015.
- [17] B. Paepen and J. Engelen, "Using a walk ontology for capturing language independent navigation instructions," In: *Proc. ELPUB2006 Conference on Electronic Publishing*, pp.187-195. Banskó, Bulgaria, 2006.
- [18] D.R. Montello, "Navigation," In: Shah, P., Miyake, A. (eds.), *The Cambridge handbook of visuospatial thinking*, pp. 257-294. Cambridge University Press, New-York, 2005.
- [19] H. Mnasser, M. Khemaja, K.M. De Oliveira and M. Abed, "A public transportation ontology to support user travel planning," In: 4th Int. Conf. on Research Challenges in Information Science. IEEE, Nice, 2010.
- [20] K.M. De Oliveira, F. Bacha, H. Mnasser and M. Abed, "Transportation ontology definition and application for the content personalization of user interfaces," *Expert Systems with Applications* 40, 3145-3159, 2013.
- [21] M. Grüninger and M.S. Fox, "Methodology for the design and evaluation of ontologies," *Technical Report*, University of Toronto, Canada, 1995.
- [22] Larousse, <https://www.larousse.fr/>, last accessed 2020/02/20.
- [23] Transmodel, <http://www.transmodel-cen.eu/>, last accessed 2020/02/20.
- [24] Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales (CNRTL), <https://www.cnrtl.fr/>, last accessed 2020/02/20.
- [25] Techno-Science, <https://www.techno-science.net/glossaire-definition.html>, last accessed 2020/02/20.
- [26] J.M. Wiener, S.J. Büchner and C. Hölscher, "Taxonomy of human wayfinding tasks: A knowledge-based approach," *Spatial Cognition & Computation* 9, 152-165 (2009).
- [27] A. Cooper, *The inmates are running the asylum*. SAMS Publishing, Indianapolis, 1999.
- [28] C. Courage and K. Baxter, *Understanding your users: a practical guide to user requirements methods, tools, and techniques*. Elsevier, 2005.
- [29] D. Idoughi, A. Seffah and C. Kolski, "Adding user experience into the interactive service design loop: a persona-based approach," *Behaviour & Information Technology* 31 (3), 287-303, 2012.
- [30] A. Lakehal, S. Lepreux, L. Letalle and C. Kolski, "Modélisation des états de la tâche de wayfinding dans un but de conception de système d'aide à la mobilité des personnes présentant une déficience intellectuelle," In: *IHM 2018, 30ème conférence francophone sur l'Interaction Homme-Machine*, Brest, France, 2018.
- [31] L. Letalle, A. Lakehal, H. Mengue-Topio, J. Saint-Mars, C. Kolski, S. Lepreux, and F. Anceaux, "Ontology for mobility of people with intellectual disability: building a basis of definitions for the development of navigation aid systems," 22nd International Conference on Human-Computer Interaction, Copenhagen, Denmark, Springer, July 2020.

Dispositif d'enregistrement de données hétérogènes ouvert et configurable pour tests cliniques

Annemarie Kokosy
Yncréa Hauts de France
Laboratoire CRISAL, UMR 9189
Lille, France
annemarie.kokosy@yncrea.fr

Gilles Tagne
Yncréa Hauts de France
Laboratoire CRISAL, UMR 9189
Lille, France
gilles.tagne@yncrea.fr

Philippe Saey
Labo Regeltechniek en Automatisering
KU Leuven, ESAT-ELECTA-EA
Gand, Belgique
philippe.saey@kuleuven.be

Alexis Clemente, Ali Oukhrif
Yncréa Hauts de France
Lille, France
prenom.nom@yncrea.fr

Frederic Depuydt, Mathieu Troch, Dimitri De Schuyter
Labo Regeltechniek en Automatisering
KU Leuven, ESAT-ELECTA-EA
Gand, Belgique
prenom.nom@kuleuven.be

Résumé—Cet article présente un dispositif d'enregistrement de données hétérogènes, ouvert et configurable, pour faciliter la mise en oeuvre des tests cliniques. Il comporte une carte embarquée, connectée via USB à un appareil Android, et une base de données dans le Cloud. Grâce à une application Android il est possible de configurer chaque test clinique selon les besoins du protocole de test ainsi que des personnes impliquées dans l'étude. Ce dispositif assure l'enregistrement et stockage des données provenant aussi bien des divers capteurs utilisés que des questionnaires. Ce dispositif original a été employé lors de la mise en oeuvre des tests cliniques pour un système d'alerte d'obstacles pour fauteuil roulant. Ce système sera maintenant monté sur les fauteuils des personnes participantes aux tests cliniques et utilisé pendant 14 jours dans leur environnement réel.

Mots clés—Collecte de données, enregistrement de données hétérogènes, tests cliniques, système d'alerte d'obstacles, fauteuil roulant connecté intelligent, projet EDUCAT

I. INTRODUCTION

Lorsque l'on teste cliniquement un dispositif médical ou l'efficacité d'un traitement médicamenteux dans un environnement non-contrôlé, il est généralement nécessaire de collecter des données générées par divers capteurs physiques, mais également les réponses aux divers questionnaires utilisés lors de l'étude. De plus, une configuration individuelle du test est souvent requise. Les données hétérogènes collectées sont très souvent en quantité massive, rendant ainsi leur analyse très fastidieuse.

Afin de collecter et stocker les données, des solutions Cloud peuvent être utilisées. [1] et [2] proposent une plate-forme basée sur une solution Cloud, reliée uniquement à certains capteurs internes d'un smartphone. Cependant cette plate-forme n'est pas ouverte, car il n'est pas possible d'interfacer d'autres capteurs. De plus, le système n'est pas configurable, ce qui limite son utilisation à des cas bien spécifiques. Il n'est pas possible non plus, d'intégrer des données provenant

des questionnaires. A Kipf *et al* [3] proposent une plate-forme, appelée Mezuri, pour la gestion des données. Elle met à disposition des protocoles pour le transfert de données provenant de différentes sources (par exemple celles collectées manuellement auprès des capteurs) et leur stockage dans le Cloud. Un outil informatique basé sur des technologies Web est disponible pour analyser, visualiser et partager les données. Toutefois, cette plate-forme ne collecte pas directement, ni en temps réel les données en provenance de capteurs ou des questionnaires. Cela implique un prétraitement important de ces données. Plus récemment, [4] a proposé un système d'acquisition de données utilisé dans un cadre industriel. Mais il ne peut ni être configuré, selon le besoin de l'utilisateur, ni être utilisé pour la collecte des informations provenant des questionnaires.

Dans la plupart des cas, les questionnaires sont encore réalisés en format papier, car les données récoltées sont souvent sensibles. Cela rend extrêmement difficile l'analyse des données, surtout quand il est nécessaire de les corrélérer avec des informations en provenance des capteurs. Suite à une étude réalisée par des cliniciens en psychologie auprès des 1700 personnes en utilisant des questionnaires électroniques programmés par des experts informatiques, la nécessité de développer un dispositif générique pour la création de questionnaires électroniques a été démontrée [5]. Il est en effet important de mettre à disposition des cliniciens un outil leur permettant de créer de manière simple des questionnaires utilisables sur Smartphone ou tablette, tout en respectant les critères légaux vis-à-vis de la collecte des données dans le cadre des études cliniques. Par ailleurs, le besoin de collecter en parallèle des données en provenance des questionnaires et également des capteurs a également été identifié.

Pour garantir une analyse efficace des données post tests cliniques, il est donc utile d'avoir à disposition une plate-forme unique de collecte et stockage de données hétérogènes. Cette plate-forme doit proposer un interfaçage aisé avec divers capteurs qui communiquent en utilisant de protocoles de

Ce travail a été réalisé dans le cadre du projet européen EDUCAT (2S01-032), soutenu financièrement par le programme Interreg VA 2 Mers. Pour plus d'information, visitez le site web du projet www.educat2seas.eu.

communication variés. Elle doit permettre aux cliniciens et chercheurs d'accéder aux données collectées en temps réel ou à distance. Dans cet article nous proposons un dispositif d'enregistrement de données permettant d'apporter une solution aux problèmes identifiés précédemment.

La suite de l'article est structurée en deux parties. La première partie présente le dispositif d'enregistrement de données en mettant en évidence son caractère ouvert et modulable (section II). Puis un exemple d'utilisation dans le cadre de la préparation des tests cliniques d'un système d'alerte d'obstacles pour un fauteuil roulant sera décrit dans la section III.

II. PRÉSENTATION DU DISPOSITIF

Ce dispositif offre plusieurs fonctionnalités :

- interfaçage de divers capteurs utilisant des protocoles de communication standards (CAN, Bluetooth, UART),
- collecte des données provenant de capteurs et des questionnaires, encryptage et stockage dans une base de données,
- configuration des tests cliniques en fonction du hardware et software utilisés et du profile du participant aux tests cliniques,
- création des questionnaires,
- visualisation des données en temps réel sur Smartphone ou tablette,
- accès individualisé en fonction du profile de l'utilisateur.

A. Vue d'ensemble et fonctionnalités du dispositif

Afin de garantir les fonctionnalités identifiées, le dispositif est composé de quatre éléments :

- une carte embarquée, appelée "Data Management Unit" (DMU), qui gère la collecte des données en provenance des capteurs ou autres dispositifs connectés et leur transmission dans la base de données,
- une tablette Android qui fait l'interface entre la DMU et la base de données et l'application Android, utilisée pour la configuration hardware et software des tests et la collecte des réponses aux questionnaires, mais également comme IHM,
- une base de données dans le Cloud où sont stockées toutes les données, en provenance des questionnaires et de la DMU,
- un service Web pour la création des questionnaires interprétés par l'application Android.

La Fig. 1 présente une vue d'ensemble du système. Ce dispositif est conçu autour de l'unité de gestion des données "Data Management Unit" (DMU) qui est l'équipement principal. Il gère la collecte des données de tous les capteurs. De nouveaux capteurs et/ou systèmes (via par exemple le bus CAN, le Bluetooth, l'UART, etc.) peuvent être connectés au système embarqué en ajoutant seulement le pilote associé au nouveau périphérique. La configuration du système sur la tablette Android permet d'intégrer ces nouveaux équipements ou instruments via une interface graphique. La tablette relie les données du système et les données de mesure à la base de données dans le Cloud.

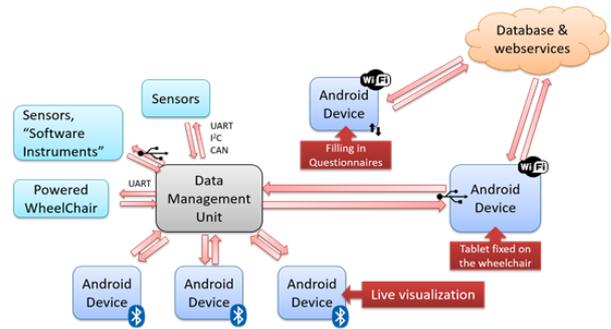


FIGURE 1. Vue d'ensemble du dispositif d'enregistrement de données

En utilisant ce système d'enregistrement de données hétérogènes ouvert et configurable, les développeurs peuvent fusionner leurs propres capteurs, systèmes, algorithmes, etc. avec de nouveaux modules, ce qui permet de réaliser des essais efficaces en termes de coûts et de temps. Ce système permet de mettre en place facilement des essais cliniques sur différents sites distants avec différents types d'utilisateurs (techniciens, médecins, utilisateurs du dispositif, les chercheurs, etc.).

Les différents questionnaires (utilisateurs et praticiens) remplis durant les essais cliniques peuvent être conçus dans une interface web conviviale. Ces questionnaires peuvent être remplis sur un smartphone ou une tablette. L'ensemble de ces opérations peut être effectué en même temps dans différents lieux géographiques, si plusieurs participants aux tests cliniques les réalisent simultanément. Les données recueillies à partir des mesures et des questionnaires sont stockées dans une seule base de données dans le Cloud, disponible pour une analyse plus approfondie.

La technologie utilisée dans ce dispositif est simple, utilisant des microcontrôleurs et des appareils Android standard, ne nécessitant pas une grande puissance de calcul. Ceci dans le but de fournir une solution bas coût pouvant être accessible au plus grand nombre de personnes. L'abstraction est faite au niveau de la base de données. La configuration du système est effectuée sur le téléphone portable ou la tablette, et ensuite téléchargée sur la DMU. Une fois la configuration enregistrée, la DMU peut collecter les données et les envoyer dans le Cloud.

Le système ainsi conçu permet l'intégration des capteurs hétérogènes, l'ajout de nouveaux capteurs et actionneurs ainsi qu'une ré-configuration selon les besoins de l'utilisateur. Il permet également la collecte simultanée des données en provenance des questionnaires et leur stockage dans la base de données. Dans les paragraphes suivants, nous le décrirons plus en détails en abordant les aspects matériels et logiciels.

B. DMU - partie Matérielle

L'unité de gestion des données (DMU) gère la collecte des données de tous les capteurs ainsi que les données du dispositif médical (dans cet article un système d'alerte d'obstacle pour fauteuil roulant sera présenté). Les données sont à la fois stockées localement sur la carte SD et envoyées à la tablette

pour être stockées dans la base de données dans le Cloud. La DMU stocke également la configuration des capteurs branchés sur le système d'enregistrement. La partie matérielle est conçue autour du micro-contrôleur STM 32 comme le montre la Fig. 2. Ce circuit est connecté par plusieurs entrées/sorties par port UART, le port CAN, l'USB. Il est aussi connecté à une carte SD, un GPS et une centrale inertielle (IMU) par le port I2C. Le dispositif médical (appelé TPI dans la Fig. 2) est connecté à la DMU par UART.

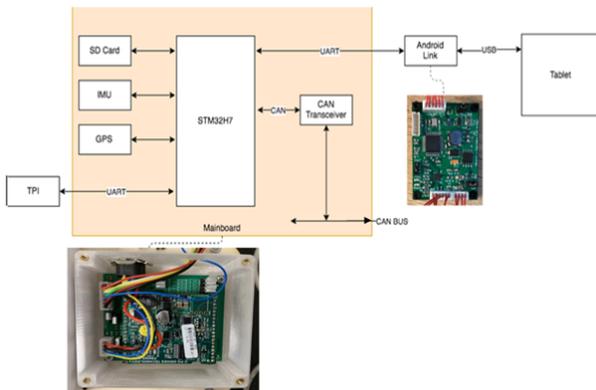


FIGURE 2. Système d'enregistrement de données, architecture matérielle

Une architecture embarquée nécessitant peu de puissance de calcul est utilisée, dans le but de fournir une solution bas coût.

C. DMU - partie logicielle

1) *Configuration*: Le logiciel est articulé autour de la configuration. Une configuration représente l'état du système à un moment précis, en termes d'instruments associés, donc de données produites. Tous les éléments matériels ou logiciels fournissant des données à la DMU sont appelés des instruments. La configuration est une structure contenant des informations sur une configuration spécifique dans l'en-tête, et une liste d'instruments, comme décrit dans la Fig. 3. Dans

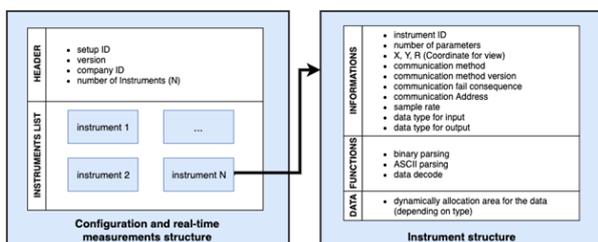


FIGURE 3. Structure de configuration

le programme écrit en C, la liste d'instruments est un tableau de structures d'instruments :

- Il contient un en-tête, décrivant un instrument.
- Il contient des pointeurs de fonction, pour permettre le décodage/la préparation dynamique des données.

- Il contient un espace alloué dynamiquement (qui dépend du type de données de l'instrument) où les données en temps réel sont écrites ou lues.

La configuration est établie à l'aide de la tablette. Une fois finalisée, elle est envoyée à la DMU via le protocole de communication de la tablette afin d'être stockée localement dans la carte SD.

2) *Architecture Logicielle*: Le logiciel est structuré en 4 modules principaux, chacun comprenant un ou plusieurs "threads", comme le montre la Fig. 4.

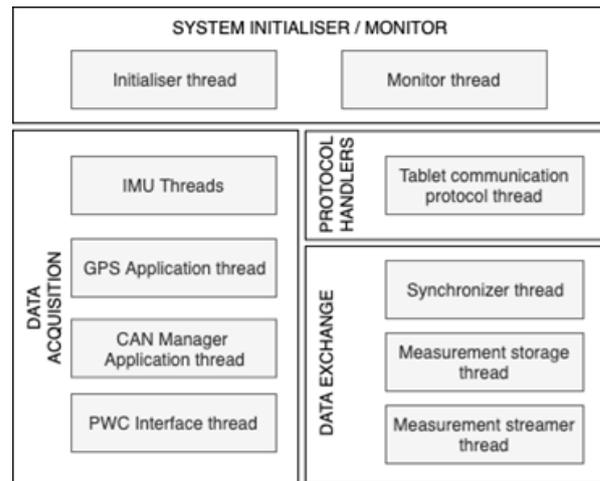


FIGURE 4. Modules logiciels de DMU

- **"System initialiser / monitor"** : initialise le système (lit la configuration, la décode, et notifie au système que tous les instruments sont présents et prêts) et surveille son comportement (du système).
- **"Data acquisition"** : permet d'acquérir des données à partir des instruments.
- **"Protocol handlers"** : gère la réception des messages provenant de la tablette, et répond si nécessaire.
- **"Data exchange"** : exporte les données sur la carte SD et sur la tablette.

L'architecture générale logicielle du système d'enregistrement est illustrée dans la Fig. 5.

Le flux de données est décrit dans la Fig. 6. Les données sont d'abord collectées à partir de chaque instrument en utilisant leur "thread" spécifique, puis exportées afin d'être stockées à la fois dans la carte SD et dans la base de données dans le Cloud.

La base logicielle est générée par STM32CubeMX, un outil fourni par STMicroelectronics. Elle fonctionne sur un STM32H743ZIT6. FreeRTOS V9.0.0 est utilisé. Les différentes couches logicielles sont décrites dans la Fig. 7. Toutes les bibliothèques marquées du label "EDUCAT" ont été développées spécialement dans le cadre de ce projet.

D. Tablette et application Android

La tablette reçoit des données de la DMU par USB. Ces données sont envoyées dans le Cloud via sa connexion internet

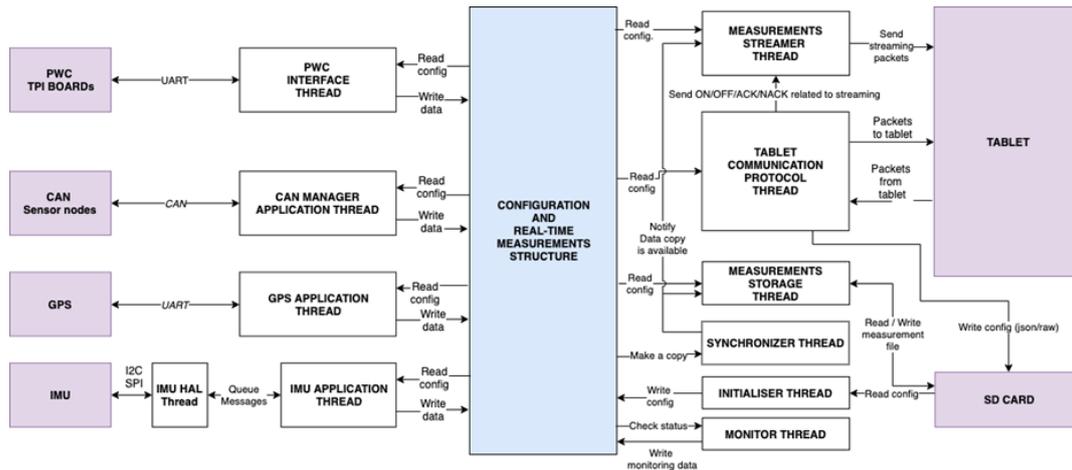


FIGURE 5. Système d'enregistrement de données, architecture logicielle

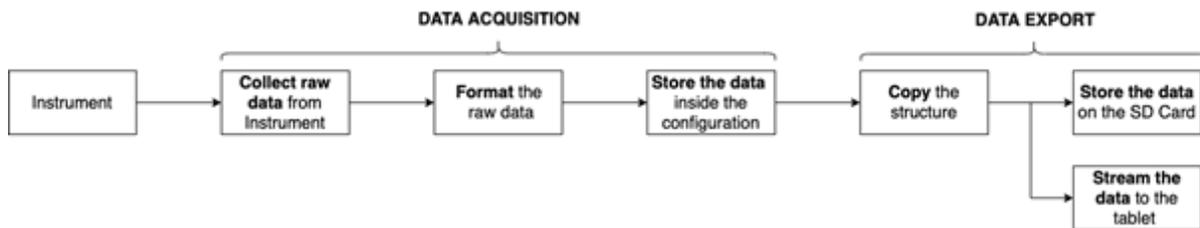


FIGURE 6. Flux d'une donnée

Libraries	P&G R-Net Chipset Serial API	Educat DX2 Library	Educat LinX Library	U-Blox Library	Educat CPL Library	Hillcrest IMU Library	EDUCAT CAN Service Library	Educat Configuration Library	Educat Storage Library
Middleware	FreeRTOS V9.0.0 Real-Time Operating System				Chan FATFS Filesystem				
Drivers	STMicroelectronics HAL Drivers STM32Cube FW_H7 V1.3								
Hardware	Educat DMU V3 rev2 Based on STM32H7432IT6								

FIGURE 7. Couches logicielles

(WiFi ou 4G) par le biais d'une application développée à cet effet : EDUCAT App (Fig. 8 à gauche).

EDUCAT App permet au démarrage de configurer le dispositif et de transmettre cette configuration à la DMU. Une configuration contient toutes les informations nécessaires pour programmer automatiquement la collecte de données avec des capteurs spécifiques pour une mesure. Le menu de configuration contient trois options :

- Voir la liste des configurations,
- Créer une nouvelle configuration,
- Voir la liste des instruments.

Un utilisateur peut créer une nouvelle configuration en utilisant l'option "Nouvelle configuration" dans le menu de configuration. L'application demandera un nom, un identifiant

matériel, une version et un identifiant de société pour la nouvelle configuration. Une fois que l'utilisateur a saisi tous les détails, l'application enverra une demande à la base de données pour créer une nouvelle configuration.

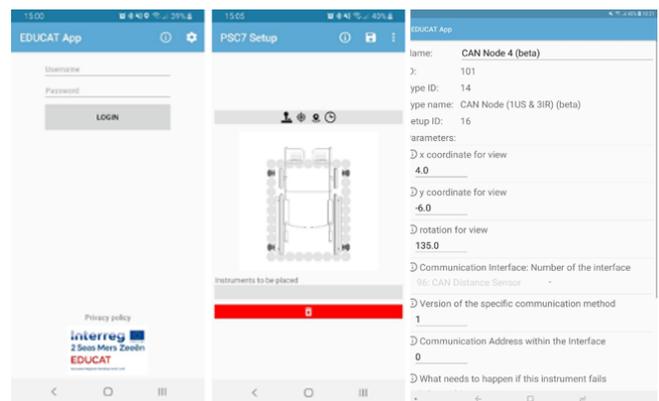


FIGURE 8. EDUCAT App

La configuration créée s'ouvre sur un nouvel écran (Fig. 8 à droite). Cette interface est une représentation graphique de l'objet d'étude utilisé dans les tests cliniques, permettant de placer et configurer les instruments. Pour chaque instrument, il est possible de configurer sa fréquence d'acquisition de don-

nées, son unité de mesure, sa position physique ainsi que son identifiant. Il est également possible de configurer les plages horaires pour l'enregistrement automatique des données. Dans cet article l'objet d'étude est un fauteuil roulant sur lequel sera monté un système d'alerte d'obstacles). Toutefois, il est également possible d'imaginer que dans une étude clinique d'un nouvel médicament, des capteurs doivent être placés sur la personne afin d'en mesurer les effets. Dans ce cas, l'objet d'étude est la personne. Durant les tests les données provenant des instruments peuvent être affichées en temps réel sous forme de graphiques dans l'IHM de la tablette disponible via EDUCAT App. De plus, l'application permet aussi à l'utilisateur de remplir les questionnaires nécessaires à l'étude. L'application Android donne accès aux différentes fonctionnalités du dispositif en fonction du profil de l'utilisateur. Pour le moment trois profils ont été identifiés : chercheur, clinicien, utilisateur du dispositif.

E. Service Web et questionnaires

Le système de management de données hétérogènes permet non seulement l'enregistrement des données capteurs, mais aussi l'édition et le remplissage des questionnaires. Un service Web rend possible une création facile des questionnaires par les personnes en charge des tests cliniques. Ces questionnaires (format et ordre des questions) sont sauvegardés dans la base de données sous forme des commandes SQL, qui seront par la suite interprétées par l'application EDUCAT App. Les questionnaires sont ainsi affichés à l'écran afin de permettre leur utilisation par les participants aux tests. Ces questionnaires (par exemple des questions sur l'état de santé, la prise de médicament ou sur l'équipement médical) seront proposés aux participants à l'étude à la fréquence paramétrée et les résultats seront synchronisés avec toutes les autres données enregistrés.

III. APPLICATION AUX TESTS CLINIQUES D'UN SYSTÈME D'ALERTE D'OBSTACLES

Dans le cadre du projet EDUCAT (www.educat2seas.eu), un système d'alerte d'obstacles pour fauteuils roulants électriques sera testé cliniquement. Ces tests se feront pendant 14 jours dans l'environnement réel des participants ayant des fauteuils roulants électriques avec un joystick de type Dynamic Control (DX2 ou LinX) ou Penny and Giles (R-Net). Le système détecte les obstacles autour du fauteuil, grâce à des capteurs infrarouges et ultrasons et alerte l'utilisateur sur leur emplacement et leur dangerosité. L'alerte peut être visuelle, sonore ou haptique. L'utilisateur a la possibilité de les activer ou les désactiver à sa guise en temps réel. Le nombre de capteurs branchés sur chaque fauteuil dépendra de ses dimensions. Toutes les données récoltées seront stockées dans la base de données. Afin d'enrichir l'étude, les participants devront répondre trois fois par jour à un questionnaire. De plus, des questionnaires complémentaires, pré-étude et post étude, seront également utilisés. L'ensemble de ces données sera analysé pour évaluer si le système d'alerte d'obstacles proposé pourrait offrir une meilleure qualité de vie aux personnes à mobilité réduite. Il est facile de s'apercevoir que pour réaliser

ces tests cliniques, il est indispensable d'utiliser un système qui doit être configuré en fonction du fauteuil de la personne et du nombre de capteurs utilisés. Par ailleurs, il faut offrir à la personne une IHM agréable qui lui permettra de changer en temps réel le retour qu'il souhaite avoir pour l'alerte. De plus, afin de faciliter le remplissage du questionnaire journalier (matin, midi, soir), une fonctionnalité de rappel a été créée. Elle assure ainsi la collecte des informations riches et homogènes. Afin de répondre à toutes ces exigences, le dispositif d'enregistrement de données décrit dans la section II a été utilisé.

A. Partie Matérielle

Le système d'alerte d'obstacles dispose des instruments suivants : joystick du fauteuil roulant, GPS, IMU et capteurs de distance, ainsi que d'un instrument logiciel présent dans la tablette (voir Fig. 9). Ce système est intégré dans le dispositif de gestion de données décrit préalablement. Il comporte les éléments suivants :

- l'unité de gestion des données (DMU) : qui stocke la configuration du test fournie par la tablette, collecte les données des capteurs, du joystick et des algorithmes et les envoie à la tablette.
- l'interface avec les équipements médicaux : c'est l'interface entre le bus de données pour fauteuils roulants électriques et la DMU. Actuellement, la DMU peut s'interfacer avec les systèmes de contrôle de fauteuils DX2, LinX ou R-Net.
- les capteurs : capteurs infra-rouges et ultrasons, centrale inertielle (accéléromètre, gyroscope, magnétomètre) et un GPS (pour l'extérieur).
- une tablette avec carte SIM : elle permet l'envoi de la configuration à la DMU et l'envoi de données de la DMU vers le Cloud. De plus, elle donne un retour à l'utilisateur sur l'emplacement et la dangerosité des obstacles autour du fauteuil roulant. L'utilisateur peut choisir en temps réel entre les retours suivants : visuel, vocal, buzzer, haptique.
- une caméra arrière : activée lorsque le fauteuil roulant se déplace vers l'arrière.

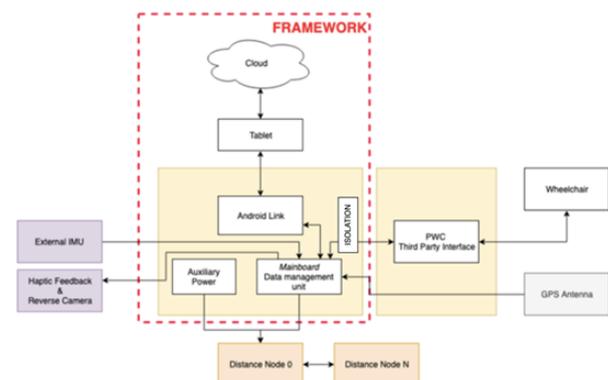


FIGURE 9. Schéma général du système d'alerte d'obstacles

B. Partie Logicielle et retour utilisateur

Les différentes couches logicielles de cette application sont décrites dans la Fig. 10. L'application vient se greffer autour des couches précédemment développées.

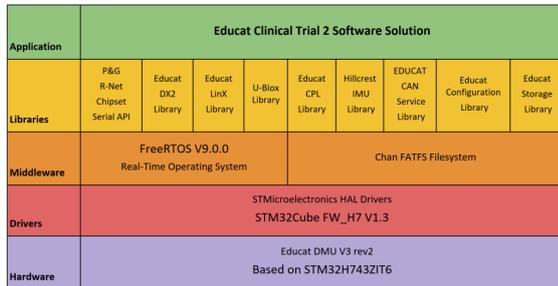


FIGURE 10. Couches logicielles

L'algorithme et le retour visuel sont programmés dans l'application Android EDUCAT App. Le système d'alerte d'obstacles est vu par le dispositif d'enregistrement de données comme un instrument logiciel. La Fig. 11 présente une vue de l'application d'alerte d'obstacles.

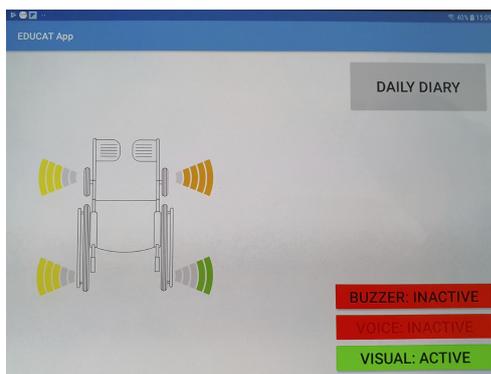


FIGURE 11. Retour visuel du dispositif d'alerte d'obstacles

De plus, l'application EDUCAT App permet de visualiser sur un graphique en temps réel les données de chaque capteur. La Fig. 12 donne un exemple de visualisation. Pour les

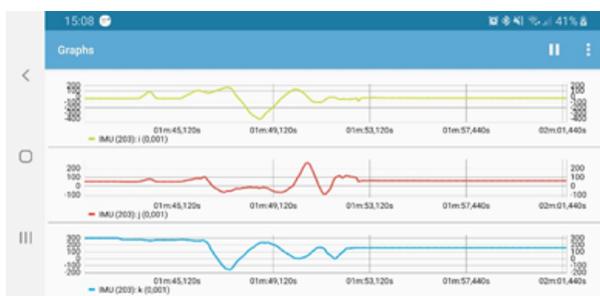


FIGURE 12. Exemple de visualisation de données capteurs

tests cliniques du système d'alerte d'obstacles, trois profils différents ont été créés : chercheurs (accès complet), cliniciens (accès à l'édition et remplissage des questionnaires,

configuration du système lors de son installation, affichage des données en temps réel) et utilisateurs (accès à l'interface d'alerte d'obstacles et au questionnaire journalier).

En définitive, la préparation des tests cliniques du système d'alerte d'obstacles pour les fauteuils roulants électriques permet d'illustrer la valeur ajoutée du dispositif de management des données, présenté dans la section II. Les tests déjà effectués avec des étudiants volontaires ont montrés l'efficacité du dispositif et la facilité de l'analyse des données. Le protocole des tests cliniques vient de recevoir l'accord du Comité central d'éthique de la recherche de Cambridge, Royaume Uni (réf 20/EE/0007). Les tests débiteront sous peu avec une vingtaine de personnes.

IV. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté un dispositif ouvert et configurable d'enregistrement de données provenant aussi bien des capteurs que des questionnaires. Le stockage simultané de toutes ces données dans la base de données facilite leur analyse. Ce dispositif est composé d'une carte embarquée, appelée unité de gestion de données, d'une tablette Android, d'une base de données dans le Cloud et d'une application Android. L'architecture matérielle de la carte embarquée permet la connexion des capteurs utilisant des protocoles de communication standard. Les données sont collectées, encryptées et envoyées vers la base de données via une tablette.

Un exemple d'utilisation de ce dispositif pour effectuer des tests cliniques d'un système d'alerte d'obstacles a été illustré. Le système d'alerte d'obstacles détecte des obstacles autour du fauteuil et alerte le conducteur de la proximité des obstacles. Le retour peut être visuel, sonore ou haptique. L'application Android donne accès aux différentes fonctionnalités du dispositif en fonction du profil de l'utilisateur.

Les premiers tests ont démontré la facilité d'utilisation et l'efficacité du dispositif. Il sera désormais éprouvé sur une population plus large et des durées de test plus longues, lors des tests cliniques qui débiteront en septembre 2020 au Royaume-Uni.

RÉFÉRENCES

- [1] J. Fu, W. Hao, T. White, Y. Yan, M. Jones and Y. Jan, "Capturing and analyzing wheelchair maneuvering patterns with mobile cloud computing," 2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Osaka, 2013, pp. 2419-2422.
- [2] Jicheng Fu, Maria Jones, "A Novel Mobile-Cloud System for Capturing and Analyzing Wheelchair Maneuvering Data : A Pilot Study", Assist Technol. 2016 ; 28(2).
- [3] Andreas Kipfa, Waylon Brunetteb, Jordan Kellerstrassa, Matthew Podolskya, Javier Rosaa, Mitchell Sundtb, Daniel Wilsona, Gaetano Borriellob, Eric Brewera, EvanThomasc, "A proposed integrated data collection, analysis and sharing platform for impact evaluation", Development Engineering, Vol. 1, 2016, pp. 36-44.
- [4] H. Lin, Z. Zhang, Y. Guo and Z. Ding, "A Configurable Data Acquisition System for Various Working Conditions," 2018 25th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP), Stuttgart, 2018, pp. 1-5.
- [5] J. Schobel, R. Pryss and M. Reichert, "Using Smart Mobile Devices for Collecting Structured Data in Clinical Trials : Results from a Large-Scale Case Study," 2015 IEEE 28th International Symposium on Computer-Based Medical Systems, Sao Carlos, 2015, pp. 13-18.

Session 6 : Outils pédagogiques pour personnes aveugles

Président de session : Dominique Archambault

« Géorigamétrie »

*Une approche sur l'accessibilité de la géométrie pour personnes aveugles.**

Jaime López Krahe

THIM-CHArt (UR-4004), Université Paris 8

RESUME

L'accessibilité de la géométrie pour les personnes aveugles, hors l'aspect formel, peut poser quelques difficultés, en particulier au niveau de l'accessibilité aux figures. Nous proposons ici un accès à partir du pliage du papier. L'axiomatique euclidienne et l'axiomatique de l'origami peuvent être mises en parallèle. Dans le premier cas, avec la règle et le compas, nous pouvons résoudre des problèmes quadratiques dans le plan. L'axiomatique de l'origami nous permet d'aborder, en plus, des questions sans solution avec les méthodes de géométrie classique, qui impliquent des équations cubiques, comme par exemple la trisection d'un angle. Une expérimentation avec des élèves de l'INJA et d'autres personnes aveugles, nous permettra de constater les possibilités offertes par cette méthode qui offre une approche ludique, mais rigoureuse, de ces questions complexes, souvent rébarbatives. Nous pensons que cette dynamique pédagogique puisse permettre une motivation intéressante, impulser la stimulation tactile et faciliter le développement de structures spécifiques de plasticité cérébrale.

L'article est rédigé d'une manière linéaire accessible aux personnes aveugles, les figures sont apportées pour faciliter la compréhension pour les « handicapés de la vision », qui n'ont pas l'habitude de suivre un concept géométrique sans images... Finalement notons que la méthode est particulièrement adaptée dans un contexte d'éducation inclusive.

Mots clés : Accessibilité de la Géométrie. Pédagogie pour aveugles. Axiomatique et pliage du papier. Créativité tactile. Origami.

I. INTRODUCTION

La réalisation de figures par pliage du papier (objets, animaux, plantes...) est un art assez répandu et d'origine très ancienne, probablement depuis l'origine du papier en Chine au deuxième siècle (Vicente Palacios, 2008 [1], Patsy Wang-Iverson et al. 2016 [2]). Deux traditions anciennes semblent être bien ancrées, avec des bases de pliage assez spécifiques, « l'Origami » japonais et la « Papiroflexie » espagnole (Miguel de Unamuno, 1902 [3]), mais il s'est répandu amplement et est devenu assez universel. En France il est largement représenté par le MFPP[4].

Depuis quelque temps, des expériences pédagogiques de réalisation de figures par pliage sont proposées dans les milieux d'enseignement pour des élèves aveugles, comme un outil de développement intellectuel et ludique[5], repris en

France par M Lucas en 2005 dans le cadre du projet Aveuglami [6].

Plus récemment des approches plus mathématiques par R.J. Lang 2011[7] et T. Gotani 2019 [8] ont apporté un formalisme qui a permis le développement d'une « géométrie » du pliage, d'où le titre de « GéOrigamétrie », et aussi à visée pédagogique par B. Garrido en 2015 [9] et S Pope en 2010 [10]. C'est à partir de ces développements que nous proposons cette communication.

II. RAPPEL AXIOMATIQUE

La géométrie classique s'appuie sur une axiomatique bien connue qui permet un développement cohérent de la science. En acceptant et s'appuyant sur ces postulats, il est possible de démontrer des théorèmes et construire une science exacte. Nous sommes habitués à y accéder à partir de figures qui facilitent la compréhension des éléments correspondants, mais ceci n'est pas strictement nécessaire.

En géométrie classique ce sont les principes de l'axiomatique euclidienne [11]. Nous considérons connues les notions de point, droite, plan, angle, polygone, congruence, etc. Nous rappelons ici les cinq postulats de base :

Axiome 1 (AE1) : un segment de droite peut être tracé en joignant deux points quelconques distincts.

Axiome 2 (AE2) : un segment de droite peut être prolongé indéfiniment en une ligne droite.

Axiome 3 (AE3) : étant donné un segment de droite quelconque, un cercle peut être tracé en prenant ce segment comme rayon et l'une de ses extrémités comme centre.

Axiome 4 (AE4) : tous les angles droits sont congruents.

Axiome 5 (AE5) : si deux lignes sont sécantes avec une troisième de telle façon que la somme des angles intérieurs d'un côté est strictement inférieure à deux angles droits, alors ces deux lignes sont forcément sécantes de ce côté. (Ou postulat des parallèles, dans la version de Proclus : « *par un point donné, on peut mener une et une seule parallèle à une droite donnée* »).

En particulier la remise en question de ce dernier postulat donne lieu aux géométries non euclidiennes à partir du XIX^e siècle.

Depuis la fin du siècle dernier nous assistons à un développement théorique des techniques du pliage avec une

* Ce papier est dédié à la mémoire de Dominique Asselineau, ingénieur de recherche aveugle, avec qui j'ai travaillé pendant

une vingtaine d'années au Laboratoire Image de l'Ecole National Supérieure des Télécommunications de Paris.

approche mathématique. Ces travaux sont assez divers : géométriques [12], algébriques [13], topologiques, géométrie de l'espace [14, 15], etc. Nous aborderons ici les domaines plus proches de la géométrie qui nous semblent les plus innovants pour l'accessibilité de personnes aveugles.

Rappelons les axiomes de l'origami de Huzita-Justin ou Huzita-Hatori [16, 17, 7]

Axiome 1 (AO1) : Un unique pli passe par deux points p_1 et p_2 spécifiés.

Axiome 2 (AO2) : Un unique pli amène un point p_1 sur un point p_2 .

Axiome 3 (AO3) : Un pli superpose deux droites l_1 et l_2 . [18].

Axiome 4 (AO4) : Un unique pli passe par un point p_1 et est orthogonal à une droite l_2 .

Axiome 5 (AO5) : Soient une droite l_1 et deux points p_1 et p_2 . Lorsque c'est possible, un pli passe par p_2 et amène p_1 sur l_1 .

Axiome 6 (AO6) : Soient deux droites l_1 et l_2 et deux points p_1 et p_2 ; un pli amène p_1 sur l_1 et p_2 sur l_2 .

Il existe un septième axiome (AO7), énoncé par Jacques Justin en 1989 : « Etant donné un point p et deux lignes l_1 et l_2 , il existe un pli unique qui fait coïncider le point p avec l_1 et est perpendiculaire à l_2 » [19].

Il est possible de trouver un parallélisme des cinq premiers axiomes avec l'axiomatique euclidienne, voire des facilités de construction, (par exemple (AO3) nous permet de construire des bissectrices sans avoir à accéder au sommet d'un angle), mais les constructions dérivées de l'axiome 6 (AO6) ne sont pas possibles avec règle et compas (sauf cas particuliers). Ce postulat va nous permettre la résolution d'équations de troisième degré, démontré par J. Justin en 1989 [19] ou résoudre des problèmes comme la trisection d'un angle, comme nous verrons plus loin.

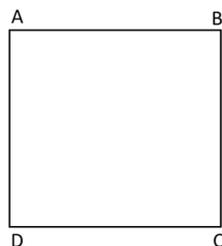
III. QUELQUES APPROCHES PRATIQUES POUR L'EXPERIMENTATION PEDAGOGIQUE

Nous abordons quelques exemples à visée pédagogique qui seront mis en pratique lors de notre expérimentation.

La rédaction sera conçue de manière à rendre accessible le processus de pliage à des personnes aveugles (les images sont présentées pour faciliter l'accès aux personnes qui voient).

Sauf exception, nous partirons d'une feuille carrée de côté unité. Nous disposons de quatre points, les quatre sommets.

Les nommons A, B, C, D, dans le sens des aiguilles d'une montre :

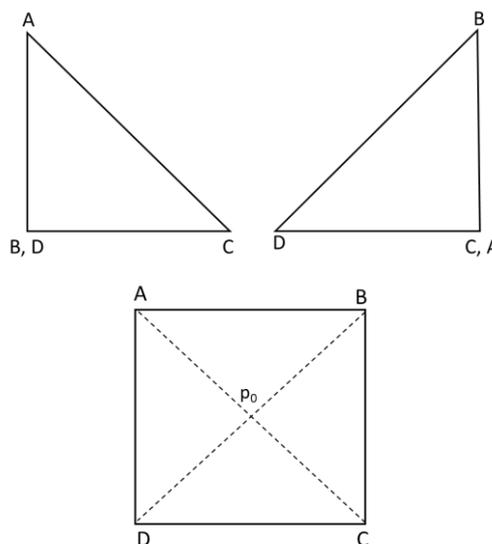


Appliquons le premier axiome (AO1) : « Un unique pli passe par deux points p_1 et p_2 spécifiés ».

Considérons deux sommets opposés AC (ou respectivement BD). Le pli qui passe par AC (ou respectivement BD), correspondent aux diagonales du carré.

Nous pouvons aussi appliquer (AO2) : « Un unique pli amène un point p_1 sur un point p_2 », en amenant le point B sur D (ou respectivement A sur C) et obtenir le même résultat.

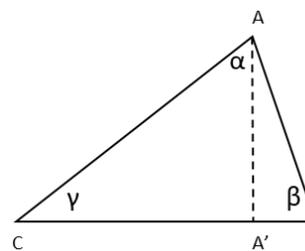
Il est aussi possible d'appliquer (AO3) : « Un pli superpose deux droites l_1 et l_2 ». En utilisant deux cotés adjacents nous pouvons arriver au même résultat.



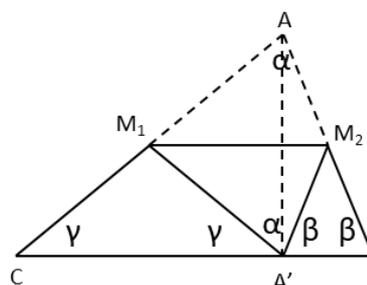
Avec l'intersection de ces deux plis diagonaux, nous obtenons un nouveau point p_0 qui correspond au centre du carré. La dimension des diagonales sera égale à racine de deux ($2^{1/2}$).

A. Démonstration de la somme des angles d'un triangle.

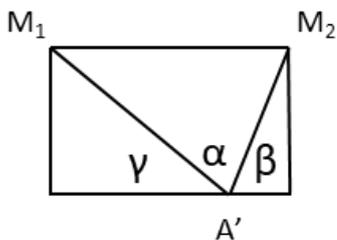
Nous partons maintenant d'une feuille triangulaire dont les sommets sont ABC et les angles α , β et γ respectivement.



1. Avec l'axiome 4 (AO4) : « Un unique pli passe par un point p_1 et est orthogonal à une droite l_2 ». Nous traçons le pli correspondant à la hauteur du triangle qui va du sommet A au côté opposé BC. Pour ceci nous ferons un pli qui passe par A et fait coïncider la droite BC avec elle-même. On obtient A' dans le côté BC. Les triangles AA'C et AA'B sont rectangles.
2. Avec (AO2) nous construisons le pli qui nous amène A sur A'. Ce pli définit M_1 , moitié du côté AC, et M_2 moitié du côté AB.



- Les triangles $CA'M_1$ et $BA'M_2$ sont isocèles. Dans le point A' coïncident les angles α , β et γ , supplémentaires, dont la somme est de 180° .

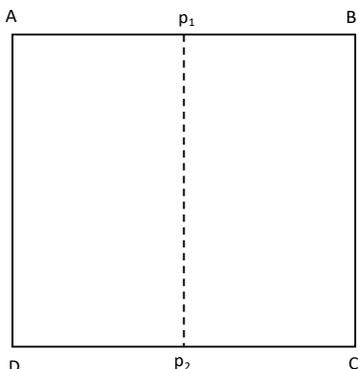


Notons qu'en pliant par les hauteurs des deux triangles isocèles, on obtient un rectangle dont l'aire est la moitié du triangle initial ; si nous acceptons que l'aire d'un rectangle est largeur fois longueur, alors nous pouvons démontrer que l'aire d'un triangle (S) est la moitié du produit de la base (B) par la hauteur (H) correspondante : $1/2S = 1/2B \times 1/2H$;

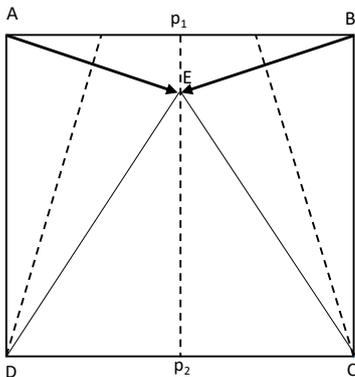
$$S = 1/2 B \times H.$$

B. Construction d'un triangle équilatéral à partir d'un carré (A, B, C, D) :

- Tracer une médiatrice du carré (**AO2 ou AO3**), on obtient un pli qui définit p_1 (milieu du côté AB) et p_2 (milieu du côté CD).



- Faire le pli qui passe par C et amène le sommet B vers la ligne p_1, p_2 (**AO5**). On obtient le point E dans le segment p_1p_2 . $CE = BC$

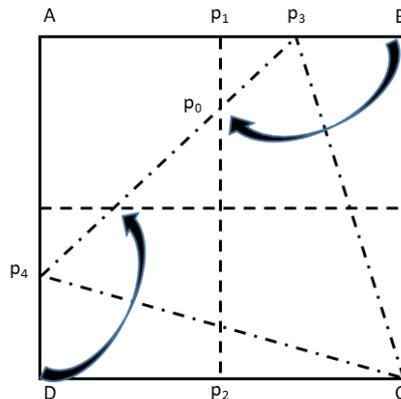


- Faire le pli qui passe par D et amène A vers la ligne p_1, p_2 , il coïncide naturellement avec le point E et $DE = AD$.

- Le triangle DCE est équilatéral avec coté égal au coté du carré. La hauteur de ce triangle est $(3/4)^{1/2}$ ou $3^{1/2}/2$, (racine de 3 divisé par deux).

Construire le triangle équilatéral inscrit dans le carré

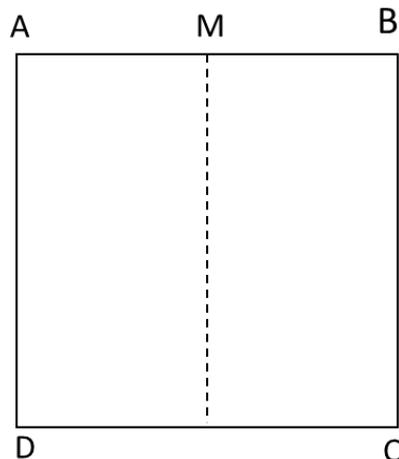
Dans le problème antérieur, le pli qui amène B dans le point E coupe AB dans p_3 . L'angle BCp_3 est de $15^\circ [(90-60)/2]$.



Traçons le pli de l'autre médiatrice du carré et traçons le pli symétrique que passe par C et nous amène D dans cette nouvelle médiatrice. Ce pli coupe AD dans p_4 . L'angle p_4Cp_3 est de 60° ; $Cp_4 = Cp_3$; et le triangle p_4Cp_3 est équilatéral, inscrit dans le carré. Ce triangle est maximal.

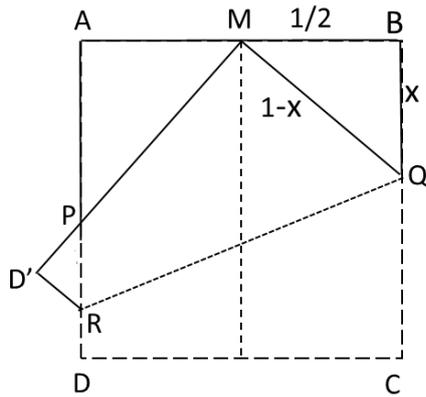
C. Théorèmes de Haga

Les théorèmes de Haga (2008) [20] sont intéressants du point de vue algébrique, géométrique et pédagogique.



- Construire avec un pli une médiatrice pour obtenir le point M, centre du côté AB (**AO2 ou AO3**).
- Amener le sommet C au point M (**AO2**). Avec ce pli, on obtient Q dans l'intersection avec le côté BC et R dans le côté AD. $QC = QM$. Par ailleurs le côté DC, après pli, croise le côté AD dans le point P. Le

sommet D devient D' , après le pli, et $RD=RD'$.



3. Théorème : Les triangles rectangles MBQ , APM et $D'PR$ sont pythagoriciens (rapport des cotés : 3, 4, 5).
Démonstration : considérons le coté du carré=1. Dans le triangle rectangle MBQ , $MB=1/2$; $BQ=x$; $QM=1-x$, alors $x^2=(1-x)^2 - 1/4$ et $BQ=3/8$; $MB=4/8$ et $QM=5/8$. Par ailleurs, les triangles rectangles MBQ , APM et $D'PR$ sont semblables (angles égaux par côtés orthogonaux) et donc ont les mêmes rapports. Notons que $AP=2/3$.
4. Les périmètres (Per) de ces trois triangles ont la relation : $Per(D'PR)+Per(BMQ) = Per(APM)$ (la somme du périmètre des deux plus petits triangles est égale au périmètre du plus grand).
5. Démonstration : Le théorème antérieur nous permet de calculer les côtés des trois triangles par proportionnalité. Nous obtenons les valeurs $AP=2/3$, $PD=1/3$ et :

$$(3/24+4/24+5/24) + (3/8+4/8+5/8) = (3/6 + 4/6+5/6)$$

Notons que cette dernière propriété est aussi valable si le point M n'est pas au centre du coté AB , mais la démonstration est plus complexe. Observez que la somme des périmètres des trois triangles sera toujours égale au périmètre du carré (si le coté du carré est égal à l'unité, la somme des périmètres des trois triangles sera toujours égale à 4) et que les trois triangles sont toujours semblables. Vous pouvez consulter aussi « Affaire de logique » n° 1138 [21].

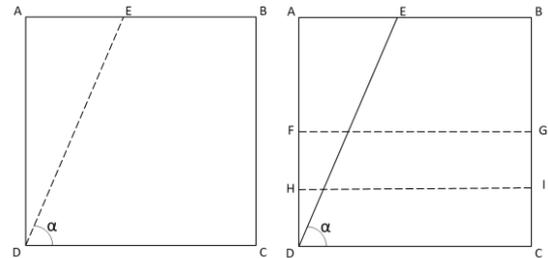
D. Trisection d'un angle aigu [22].

Il s'agit d'un des problèmes classiques de l'ancienne Grèce (comme la quadrature du cercle ou la duplication du cube). Après des tentatives inutiles pendant plus de deux mille ans et millions d'heures de lutte pour trouver une solution à ces problèmes, le théorème de Pierre – Laurent Wantzel [23] démontre en 1837 que ceci était impossible (sauf cas particulier) avec règle et compas.

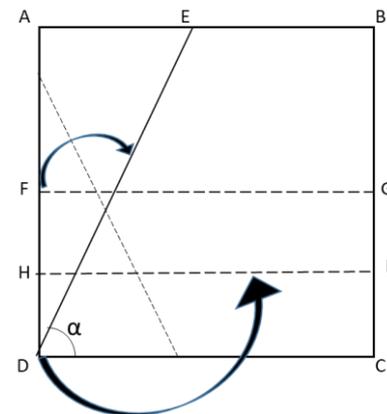
L'axiome 6 (AO6) : « Soient deux droites l_1 et l_2 et deux points p_1 et p_2 ; un pli amène p_1 sur l_1 et p_2 sur l_2 » apporte des éléments de construction qui n'existent pas dans la géométrie euclidienne et permet de résoudre quelques problèmes dont Wantzel avait démontré l'impossibilité. Nous abordons ici le cas classique de la trisection d'un angle.

Cette construction pour des angles aigus est due à Hisashi Abe (1980) [24]. Une solution par pliage pour les angles obtus a été aussi proposée par Jacques Justin en 1984 [25]. Nous partons, comme dans les cas précédents d'une feuille carrée ($ABCD$). Le processus est le suivant :

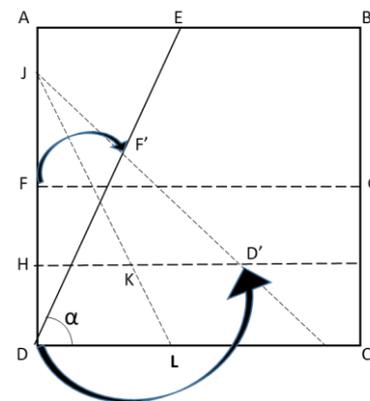
1. Traçons un pli quelconque qui passe par un des sommets du carré (D). Ce pli, avec le coté CD nous définit l'angle α que nous souhaitons diviser en trois parts égales. Ce pli coupe AB dans le point E .



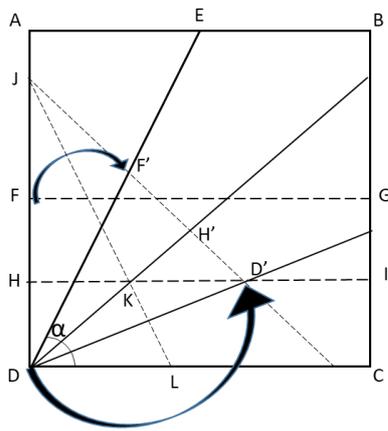
2. Traçons un pli parallèle à CD (de préférence égal ou au-dessus de la médiatrice pour faciliter les pliages). On obtient le point F dans le coté AD et le point G dans le coté BC .



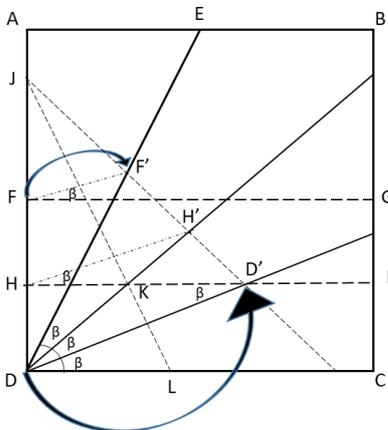
3. Amenons le coté CD sur la ligne FG , (AO3), le pli ainsi obtenu nous donne H sur AD et I sur BC . Par construction nous avons $FH=HD=GI=IC$.



4. En appliquant (AO6) nous amenons le sommet D sur la ligne HI pour obtenir le point D' et le point F sur la ligne DE pour obtenir le point F' . La droite $F'D'$ coupe le coté AD dans le point J . Le pli ainsi obtenu (JL) est une bissectrice de l'angle DJD' . Ce pli coupe HI dans K et DC dans L . Le point H devient H' sur la ligne JD' .



5. Plions maintenant par DK et par DD' (**AO1**). Nous avons divisé l'angle α en trois parties $F'DH'$, $H'DD'$ et $D'DC$. Il nous reste à démontrer que ces angles sont égaux.



6. Démonstration : Le triangle $DD'K$ est isocèle, par symétrie ($DK=KD'$). Les angles $KD'D$ et KDD' sont égaux (β). Les angles $KD'D$ et $D'DC$ sont égaux (alternes-internes), donc $H'DD'=D'DC = (\beta)$. Par ailleurs $FH=HD = F'H'=H'D'$ et $F'DD'$ est isocèle avec hauteur $= DH'$, donc $F'DH'=H'DD' = (\beta)$ **C.Q.F.D.** (Il est possible d'utiliser aussi le parallélisme de $FF' \parallel HH' \parallel DD'$ et le triangle isocèle KHH').

IV. EXPERIMENTATION

A. Type de papier

Une première expérimentation a été effectuée pour chercher le type de papier le plus ergonomique pour la facilité d'accès aux pliages des personnes aveugles. Nous avons testé différents grammages (60, 80, 100, 120, 160 gr) mais aussi le type de papier (« sandwich » (deux papiers de soie collés à un papier métallisé), éléphant, vergé, double texture, etc.). Il semble que le plus adapté, au moins dans un premier temps (sans prendre en compte une possible adaptation par apprentissage), soit entre 120 et 160 gr/m^2 , ce qui permet une meilleure facilité d'accès au marquage des pliages et leurs intersections, sans trop limiter la facilité des pliages. Cependant ceci limite le nombre des pliages et est en contradiction avec l'approche « théorique » qui serait celui d'un papier sans épaisseur... La taille du papier est aussi un facteur à prendre en compte. D'une manière générale, elle va dépendre de la superposition des pliages et de la complexité du pliage à développer. Nous avons utilisé des

carrés 9x9cm et 21x21cm. Il est possible que, au moins dans un premier temps, dans un contexte pédagogique, un pré-marquage du papier facilite les pliages, en particulier s'ils sont complexes comme la trisection de l'angle.

B. Accessibilité et acceptation par des élèves aveugles.

(Le protocole prévu a été interrompu par la fermeture de l'INJA, suite aux mesures de confinement).

L'expérimentation comporte quelques séances de pliage avec des élèves (de la troisième à la terminale) et personnes aveugles pour étudier l'accessibilité à l'axiomatique de l'origami et à chacun des développements géométriques qui figurent dans ce document. A ce jour les constructions décrites montrent les résultats suivants :

D'une manière générale la progression des constructions évoquées semble très bien adaptée.

Les axiomes **AO1**, **AO2**, **AO3** ne posent pas de problème d'accessibilité s'il s'agit de cotés ou de points définis sur des cotés par une intersection avec un pli. **AO4** et **AO5** non plus si les droites impliquées sont exprimées sous forme de pli.

Ainsi :

La somme des angles d'un triangle ; la construction d'un triangle équilatère (dans ses deux versions) et le Théorème de Haga semblent bien accessibles.

Dans la trisection d'un angle : des problèmes pratiques sont apparus pour la mise en évidence tactile des points F' , D' et K de manière à faciliter les pliages par ces points. Il s'agit de détecter les points de projection sur une surface. Une possibilité est de formaliser les projections de droites avec des pliages et de détecter les points d'intersection de ces pliages ; une autre possibilité simple serait de travailler sur une surface molle (liège, silicone) qui permette de clouer des épingles, ou de marquer les points avec un embossage, pour permettre le repérage des points de projection. Mais la pratique doit permettre d'avancer assez rapidement.

V. CONCLUSION

Le pliage du papier ainsi que l'axiomatique récente qui est associée semblent être une bonne approche de la géométrie pour des personnes aveugles. L'accès par manipulation tactile du papier semble compatible avec le handicap en question. Nous avons constaté une petite difficulté initiale dans les applications des axiomes qui impliquent des intersections (projections) de points avec des droites (à l'intérieur du papier) ou droites sur les droites non pliées (**AO5**, **AO6**), mais nous avons remarqué des progrès rapides avec la pratique.

Par ailleurs la méthode peut être une incitation ludique dans un contexte de pédagogie inclusive, stimulant une communication entre les élèves aveugles et voyants.

REMERCIEMENTS

L'auteur tient à remercier Joséphine Lahmani pour sa relecture et vérification des notations (sans accès aux images !) et les élèves de l'INJA, qui étaient très motivés pour participer aux expérimentations, ainsi que à leurs professeurs de mathématiques Samulel Huyet-Blau, Amina Abaoui et Christine Enault.

REFERENCES

- [1] Vicente Palacios, «Historia de la pajarita». Ed. Salvatella. Barcelona 2008. 150pp.
- [2] P Wang-Iverson, Robert J. Lang, Mark Yim, «Origami 5 ; Fifth International Meeting of Origami Science, Mathematics, and Education» CRC Press, 2010, 643pp.
- [3] Miguel de Unamuno, «Apuntes para un tratado de cocotología» in Amor y Pedagogía. Imp. Henrich y Cia, Editores, Barcelona, 1902, 267 pp. Réédition : Ed Austral, Madrid, 1969.
- [4] Mouvement Français des Pliers de Papier. Association 1901. 56 rue Coriolis, Paris 75012.
- [5] S.Kase, «My Origami Teaching Method for the Physically Disabled (Including the Blind) and the Teacher's Attitude», Proceedings of COET91, Birmingham, 1991, pp. 242-247
- [6] M. Lucas, « Enseignement de l'origami - le projet Aveuglami », Le Valentin Haüy, n° 79, 3^e trimestre 2005, pp. 38-39
- [7] Robert J. Lang, «Origami desing secrets. Mathematical Methode for un Ancien Art», CRC Press, 2011, 758pp.
- [8] Tetsuya Gotani, « Origamix. Theory & Challenges », L'atelier du Grésivaudan, 2019, 192pp.
- [9] María Belén Garrido, « Orisangakus, Desafíos matemáticos con papiroflexia », Real Soc. Matemática Española et SM. Madrid 2015, 144 pp.
- [10] Sue Pope and Tung Ken Lam « Origami and Learning Mathematics » pp 205,2 17 In « Origami 5» [2]
- [11] Euclide d'Alexandrie, « Les Eléments » Vol 1, Livres I-IV, PUF, Paris 1990, 531pp.
- [12] Rober Geretschläger, « Geometric Origami » ; Arbelos Publishing, Shipley, UK 2008, 198pp.
- [13] Thomas Hull, « Projet Origami, activities for exploring mathematics». CRC Press, NY, 2013.
- [14] Lewis Simon , Bennett Arnstein, Rona Gurkewitz, « Modular Origami Polyhedra », Revised and Enlarged Edition Paperback , 1999
- [15] Mind-Blowing, «Modular Origami: The Art of Polyhedral Paper Folding: Use Origami Math to fold Complex, Innovative Geometric», Origami Models Paperback, 2016
- [16] Humiaki Huzita. « Axiomatic development of origami geometry ». In Proceedings of the First International Meeting of Origami Science and Technology, 1989, pp 143–158.
- [17] Jesús de la Peña Hernandez, «Matemáticas y papiroflexia». AEP, Madrid 2001, 257pp.
- [18] Ce pli n'est pas forcement unique, en particulier si l'intersection des deux droites est dans le papier. En effet, deux segment d'une meme droite peuvent definir deux plis differentes (deux bisectrices).
- [19] Jacques Justin, «Résolution par le pliage de l'équation du troisième degré et applications géométriques», Proceedings of the First International Meeting of Origami Science and Technology, Humiaki Huzita, ed., 1989, pp. 251-261. (1986). «Résolution par le pliage de l'équation du troisième degré et applications géométriques» (PDF). L'Ouvert - Journal de l'APMEP d'Alsace et de l'IREM de Strasbourg (in French). 42: 9–19.
- [20] Kazuo Haga. « Origamics . Mathematical Explorations through Paper Folding », World Scientific Publisshing, 2008.
- [21] “Le Monde” n°23392 du 25 mars 2020, p 24. Solution dans le n°du 1^{er} avril 2020, p 24.
- [22] Hisashi Abe (1980), in Jacques Justin « The Mathematics of Origami », British Origami, 108 (1984), 9.
- [23] M. L. Wantzel (1837). «Recherches sur les moyens de reconnaître si un Problème de Géométrie peut se résoudre avec la règle et le compas». Journal de Mathématiques Pures et Appliquées 1 (2): pp. 366-372.
https://es.wikipedia.org/wiki/Pierre_Wantzel (avril 2020)
- [24] Koji Fusimi, «Trisection of angle by Abe» Saiensu supplement, October, 1980, p. 8. (Non vérifié).
https://debart.pagesperso-orange.fr/histoire/trisection_angle.html#ch1 (avril 2020)
- [25] Jacques Justin, «Triseccion Angulo Obtus» described in British Origami, no. 107, pp. 14–15, 1984.

Evaluation d'un dispositif audio-tangible pour l'apprentissage spatial chez les enfants déficients visuels

Mulet Julie¹, Dimitrov Lachezar², Anna Bartolucci³,
Raynal Mathieu¹, Tartas Valérie², Lemarié Julie²,
Ducasse Julie¹, Jouffrais Christophe¹, Macé Marc¹,
Oriola Bernard¹

¹ Laboratoire IRIT – Université Toulouse III Paul Sabatier
Toulouse, France

² Laboratoire CLLE – Université Toulouse II Jean-Jaurès
Toulouse, France

³ Institut des Jeunes Aveugles, Toulouse, France

Abstract—Cette communication propose une évaluation préliminaire d'un dispositif numérique interactif conçu pour l'exploration de maquette en 3D (application TangiSpace). Ce dispositif associe des retours sonores verbaux et non verbaux à l'exploration d'un plan en Lego d'un bâtiment connu. Ces retours sonores correspondent aux sons réels qui ont été enregistrés dans les locaux : ils se déclenchent lors de l'exploration du plan interactif et ont pour objectif de rendre l'expérience d'exploration plus immersive. L'évaluation préliminaire a été conduite auprès de 5 élèves déficients visuels pris en charge dans un centre spécialisé et d'une instructrice de locomotion. Les performances des élèves ainsi que l'expérience utilisateur vécue pendant l'exploration (mesurées par questionnaire) ont été évaluées et comparées à une condition d'utilisation d'un plan Lego sans retour sonore. Les perceptions de l'instructrice ont été recueillies sur la base d'un entretien. Si les premières mesures ne font pas apparaître de différence entre les deux dispositifs, les commentaires de l'instructrice permettent de considérer les avantages pédagogiques supposés de l'outil, mais aussi quelques difficultés d'utilisation et des interrogations concernant les modalités d'utilisation.

Keywords— *Accessibilité, carte interactive, déficience visuelle, navigation autonome, enseignement spécialisé*

I. INTRODUCTION

Pour les personnes avec déficiences visuelles (DV), la mobilité et l'orientation dans l'espace sont des problématiques centrales et récurrentes. En effet, l'acquisition des compétences de mobilité et d'orientation sont fondamentales pour permettre aux personnes DV de se déplacer en autonomie, en sécurité et avec confiance. En France, 56% des personnes avec DV expriment des difficultés à se déplacer dans un espace extérieur et 29% ne sont pas capables de gérer seules leurs déplacements [1]. L'apprentissage de la locomotion est donc un enjeu majeur de la prise en charge éducative des enfants avec DV. Cet article porte sur l'évaluation préliminaire de TangiSpace, un dispositif numérique conçu pour l'exploration de modèles et cartes en relief. Dans un premier temps, nous présenterons des éléments théoriques concernant la construction des connaissances spatiales chez les personnes avec DV et les outils qui existent pour accompagner les élèves dans cet apprentissage. Nous présenterons ensuite le dispositif TangiSpace utilisé. Nous

présenterons ensuite une étude pilote portant sur l'évaluation de l'utilisation de TangiSpace dans une tâche d'exploration d'un bâtiment par des élèves avec DV. Nous en discuterons les principaux résultats.

A. Construction des connaissances spatiales chez les personnes avec déficience visuelle

La vision joue un rôle majeur dans la construction des connaissances spatiales grâce à son vaste champ perceptif, sa rapidité de traitement et la finesse des discriminations qu'elle permet [2]. En l'absence de vision, d'autres systèmes sensoriels permettent d'appréhender l'espace proche. Notamment, les informations auditives soutiennent la locomotion et l'orientation [3] : elles permettent la formation d'une image mentale de l'environnement qui facilite le déplacement [4] ; elles interviennent aussi dans la détection des obstacles (écholocation). La perception tactile fait référence au toucher qui est employé pour explorer l'environnement, tandis que la perception haptique (ou tactilo-kinesthésique) renvoie à la stimulation de la peau par les mouvements d'exploration actifs de la main, mais aussi, par extension, de la canne blanche, lorsqu'elle entre en contact avec des objets [2], [3]. Si ces sens viennent se substituer à la vision pour élaborer des représentations mentales de l'espace, ils impliquent aussi un coût cognitif plus élevé. La perception haptique est nécessairement séquentielle et en tant que perception de contact, elle couvre un très faible champ perceptif. De ce fait, les informations à maintenir en mémoire pendant l'exploration sont nombreuses et impliquent une forte mobilisation des ressources cognitives [2]. La perception auditive nécessite aussi que l'attention soit constamment orientée vers les informations pertinentes de l'environnement : cela nécessite des capacités de discrimination et d'attention sélective importante, qui chargent aussi la mémoire de travail [3]. La combinaison de ces informations sensorielles permet l'intégration d'une représentation unifiée de l'environnement [5]. Cependant, parce que ce processus est plus coûteux en l'absence de représentations visuelles, les performances spatiales des aveugles congénitaux sont majoritairement inférieures à celles des voyants ou des aveugles tardifs [2]. C'est particulièrement le cas lorsqu'on s'intéresse à l'impact de la cécité sur les

perceptions et les représentations du mouvement, notamment à l'échelle de l'espace locomoteur.

De façon générale, les expériences de locomotion permettent de développer les connaissances spatiales selon une certaine séquence [6]. Tout d'abord, l'individu identifie des repères qu'il mémorise. L'action et la locomotion permettent la formation d'une représentation des itinéraires entre ces points de repères : néanmoins, ces représentations mentales restent séparées les unes des autres en fonction des expériences subjectives de locomotion. Cette connaissance de type route est utile pour reproduire des trajets appris, mais elle ne permet pas les détours. De plus, ces représentations sont de type égocentré, c'est-à-dire avec le corps du sujet en point de référence. Cela implique notamment que la représentation soit réactualisée constamment pour s'adapter aux conséquences spatiales du déplacement. Progressivement, l'individu construit une représentation plus objective et décentrée : les représentations de type « route » sont combinées pour construire une représentation de type carte. Ce niveau de représentation se construit dans un cadre de référence allocentré, qui permet d'adopter différents points de vue. Il permet d'élaborer des inférences spatiales et donc des raccourcis et des nouveaux trajets. Cette séquence d'apprentissage se construit avec des expériences répétées dans un environnement spatial chez l'adulte : elle dépend aussi du développement du système cognitif chez l'enfant [6]. De nombreux travaux montrent que les aveugles congénitaux ou précoces ont des difficultés à accéder à une représentation de type carte [7]. Cependant, certains arrivent à développer des compétences spatiales analogues à celles des voyants. Les connaissances spatiales de type carte peuvent donc être acquises mais elles nécessitent un enseignement spécifique. Pour les enfants déficients visuels, cet enseignement est généralement prodigué dans des centres éducatifs spécialisés qui adaptent ou conçoivent des supports adaptés aux élèves, mais également aux besoins de chaque professionnel spécialisé (enseignant, éducateur, instructeur de locomotion...).

B. Utilisation de cartes tactiles en classe : dispositifs existants, efficacité et acceptabilité

Les représentations symboliques de l'espace utilisées dans les centres spécialisés s'appuient sur diverses techniques plus ou moins coûteuses en termes de temps de conception et ne sont pas toujours modifiables (donc réutilisables). Elles reposent sur l'adaptation des cartes visuelles en cartes tactiles (maquettes en bois, tableaux aimantés, cartes thermogonflées...) Ces cartes tactiles sont efficaces pour le repérage dans le plan et l'apprentissage d'une configuration spatiale [8] mais elles présentent aussi différentes limites de conception et d'utilisabilité pour les enseignants (impossibilité de mettre à jour, nécessité d'un support différent pour représenter la même information à plusieurs échelles ou avec plusieurs niveaux de détails...) [9]. Leur traitement implique en outre des difficultés d'ordre cognitif pour les élèves : il a déjà été mentionné plus haut que le traitement des informations dans la modalité haptique se fait de façon séquentielle et dans un champ perceptif réduit [2], ce qui a pour effet d'augmenter les exigences cognitives liées au traitement et à l'intégration des informations. De plus, la construction d'une représentation allocentrée est difficile pour les enfants avec DV : or, les espaces dans une carte sont représentés en « vue de dessus » qui correspond à une

représentation allocentrée. Par ailleurs, les légendes des cartes sont généralement proposées en Braille [10], dont la lecture se fait également par la modalité tactile et nécessite une automatisation qui n'est pas maîtrisée par tous les enfants [7]. Les utilisateurs doivent de plus intégrer des informations provenant de deux sources distinctes (dessin tactile et légende). Les mouvements continus de va-et-vient pour faire la correspondance entre les éléments textuels et symboliques perturbent l'exploration et divisent l'attention, ce qui entraîne une surcharge de la mémoire de travail. Ceci est renforcé par le fait que les procédures exploratoires des enfants DV sont souvent peu organisées et peu efficaces [7]. Ces limites font des cartes tactiles un outil coûteux, autant en termes de conception pour les enseignants qu'en termes d'utilisation (temps et ressources cognitives) pour les élèves. De plus, elles ne peuvent pas facilement être utilisées en autonomie par les élèves.

Depuis peu, la démocratisation des outils de prototypage rapide comme les imprimantes additives permet aux éducateurs de construire facilement des modèles en 3D. A ces modèles en 3D peuvent s'ajouter des dispositifs interactifs qui délivrent des informations auditives, verbales ou non verbales (musiques, sons d'ambiance...) [11]. Cette multimodalité est généralement bénéfique pour les apprentissages : elle favorise la mémorisation et la compréhension tout en diminuant la charge cognitive [12]. Les études qui comparent l'usage des cartes tactiles classiques aux cartes interactives aboutissent toutefois à des résultats contradictoires : elles amènent parfois à des performances d'apprentissage plus élevées [13], mais pas systématiquement [11]. Ces résultats apparemment différents peuvent s'expliquer par la grande variabilité des méthodes mais aussi des contenus utilisés dans les études.

Un autre point d'intérêt concerne l'acceptabilité suscitées des dispositifs interactifs : si les approches quantitatives, basées sur des questionnaires, ne montrent pas nécessairement de perceptions plus positives à l'égard des cartes interactives de la part des apprenants [14], les approches plus qualitatives, basées sur des observations et des entretiens, concluent que l'usage de ces dispositifs induit un sentiment de satisfaction élevé, des réactions émotionnelles positives et une forte perception d'utilité [11], [13], [15] de la part des élèves et des enseignants. Ces résultats sont importants à considérer : les récents modèles d'acceptabilité soulignent que des perceptions positives après les premiers usages d'une nouvelle technologie déterminent les intentions d'usage de cet outil [16]. Dans le domaine de la pédagogie et du point de vue des enseignants, des perceptions négatives (liées à la facilité d'utilisation perçue, à l'utilité ou à l'intérêt motivationnel pour les élèves par exemple) les amèneront à ne pas proposer l'outil. Du point de vue des élèves, la valence des expériences vécues avec des outils numériques et les perceptions qui en découlent ont un impact sur les perceptions que l'élève a de ses capacités [17] et sur l'anxiété ressentie lors de l'apprentissage [18]. Si ces dimensions sont fondamentales dans toutes les situations pédagogiques, elles le sont encore plus dans le cas d'élèves en situation de handicap, ces derniers étant particulièrement vulnérables quant à l'image qu'ils ont d'eux-mêmes et de leurs capacités [19]. On comprend donc l'importance de proposer des dispositifs interactifs efficaces d'un point de vue pédagogique et dont l'usage amène

à des perceptions d'acceptabilité positives, autant pour les élèves que pour leurs enseignants et éducateurs.

II. TANGISPACE

A. Conception du dispositif pédagogique

L'élaboration du dispositif s'est faite en concertation avec une instructrice en locomotion dans le cadre de son intervention pédagogique au sein de l'Institut des Jeunes aveugles de Toulouse (IJA). L'objectif de l'instructrice est de favoriser chez les enfants avec DV une représentation mentale de l'espace de navigation entre les différentes pièces du centre. Elle utilise pour cela un dessin en relief (DER) non interactif composé d'aimants positionnés sur un tableau magnétique : certains représentent le plan de l'IJA (couloirs et murs) et un aimant représente un personnage que l'on peut déplacer sur le DER. L'instructrice joue des sons préenregistrés depuis son téléphone portable afin de donner des indications sonores relatives à l'emplacement représenté. L'objectif de ces sons est d'associer à la représentation symbolique construite par l'exploration du plan des expériences sonores vécues pendant le trajet réel. Deux limites sont constatées : l'interprétation des aimants comme représentation d'un espace locomoteur nécessite un degré d'abstraction trop élevé pour les jeunes élèves et le déclenchement des informations sonore induit une activité complexe et une attention constante pour l'enseignante. En réponse à ces limites, un nouveau dispositif a été co-construit. Il comporte deux dimensions : une dimension tangible constituée par un support construit par des pièces Lego au format A3 qui représentent le plan simplifié de l'IJA ; une dimension virtuelle, un logiciel qui permet d'automatiser les retours sonores en fonction de l'emplacement du pion. Plusieurs rencontres pour élaborer puis tester le dispositif ainsi que les scénarii pédagogiques ont été nécessaires.

B. Tangible Box

La Tangible Box (Figure 1) est un plateau interactif sur lequel est positionné un figuré (dessin en relief ou maquette) ainsi que des objets physiques que l'utilisateur peut déplacer pour découvrir et interagir avec le figuré. Selon le contexte d'utilisation, il est possible d'utiliser différents types de support pour créer le figuré. On peut, par exemple, utiliser du papier thermogonflé, une plaque fine en bois sur laquelle sont gravés les reliefs du dessin, ou une plaque de Lego sur laquelle des blocs de Lego sont positionnés de manière à représenter les reliefs (cf. Figure 2). Les objets physiques positionnés sur le figuré peuvent être créés au moyen d'une imprimante additive. Chaque objet est associé à un aimant de forme et de couleur différentes qui est détecté et suivi grâce à une caméra placée à l'intérieur de la Tangible Box. Un système de suivi, à base de traitement d'images, permet alors de connaître la position exacte du pion sur le figuré. Il existe deux logiciels associés à la Tangible Box : d'une part, un éditeur qui permet à l'enseignant de définir les différentes zones du figuré pour lesquelles il souhaite associer un retour sonore ou vocal. Cette information peut être un fichier sonore ou un texte qui sera lu par une synthèse vocale lorsque l'objet physique entrera dans la zone définie. Une fois que l'enseignant a fini d'éditer les interactions du figuré, il peut enregistrer la configuration dans un fichier. L'autre logiciel est un lecteur qui est connecté avec la Tangible Box et reçoit en temps réel la position des pions sur le plateau.

En fonction de la configuration précédemment enregistrée, le lecteur peut lancer un son ou lire un texte lorsque le pion entre dans une zone interactive.

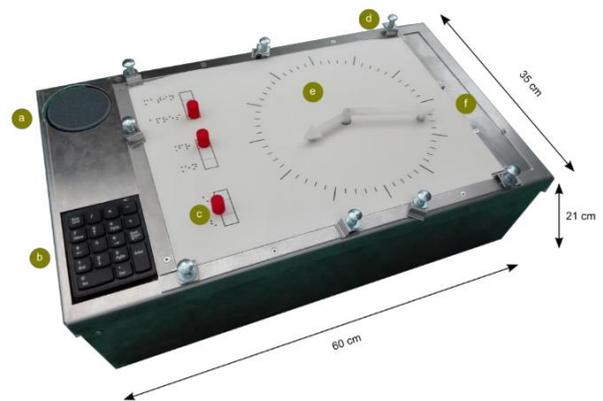


Figure 1- Photo de la Tangible Box

C. TangiSpace

TangiSpace est une application spécifique co-conçue avec une instructrice de locomotion. Elle intègre un plateau en Lego représentant un bâtiment et un pion représentant un personnage permettant de figurer la personne qui s'y déplace. La position du pion déclenche des retours sonores verbaux (par exemple, la voix d'une personne lorsque le pion entre dans l'espace représentant son bureau) ou non verbaux (par exemple le bruit de l'ascenseur). Ces sons ont été enregistrés lors de l'exploration réelle du bâtiment



Figure 2: Photo du TangiSpace en Lego représentant le bâtiment exploré et le personnage manipulé (à droite)

III. CAS D'ÉTUDE

L'étude réalisée consistait à évaluer l'utilisabilité de Tangispace par les élèves du point de vue des élèves et de leur instructrice en locomotion.

A. Protocole

1) Participants et contexte

Cinq élèves avec DV de 5 à 19 ans ont été recrutés au sein de l'IJA : 2 filles et 3 garçons, 3 aveugles tardifs (AT) et 2 aveugles congénitaux (AC). Une instructrice de locomotion qui travaille quotidiennement avec les élèves du groupe a aussi participé à cette étude.

2) Tâches et matériel

Pour assurer le fonctionnement de TangiSpace, nous avons utilisé une Tangible Box avec un ordinateur portable. La communication entre les deux s'effectuait via une connexion sans fil. Les enfants devaient réaliser 2 tâches :

Tâche 1 : L'enfant doit effectuer le trajet « Trouver ma salle d'étude » en déplaçant le pion depuis l'entrée du bâtiment sur le plan Lego jusqu'à la salle de son instructrice. Il doit suivre le trajet précisé par l'instructrice en glissant le pion doucement tout au long du trajet.

Tâche 2 : Réaliser le trajet réel pour trouver la salle d'étude dans le bâtiment.

Afin de respecter le scénario pédagogique usuellement mis en place par l'enseignante, les élèves ont aussi bénéficié d'un temps d'exploration libre du plan dans les deux conditions.

Les utilisateurs ont été filmés avec un caméscope après avoir obtenu leur consentement éclairé. Les questionnaires mesurant l'expérience utilisateur ont été imprimés et lus devants les personnes avec DV afin qu'ils puissent répondre oralement..

3) Conditions d'utilisation du plan

La variable indépendante est le type de dispositif utilisé pour le déroulement d'une activité d'apprentissage spatial : déplacement d'un pion sur un plan en Lego du centre spécialisé avec ou sans l'utilisation de la Tangible Box. La condition « sans » était déterminée par l'absence de la Tangible Box. Dans cette condition, les informations relatives à l'emplacement du pion sur le plan étaient données par l'instructrice oralement. Le plan Lego était positionné sur un tableau aimanté. La présence de la Tangible Box déterminait la condition « avec ». Le plan Lego était positionné sur la Tangible Box et l'application TangiSpace délivrait les retours sonores de façon synchrone en fonction du déplacement du pion.

4) Mesures

Afin d'évaluer l'intérêt du dispositif pour l'apprentissage spatial des élèves DV, deux dimensions étaient considérées. La première concernait les performances d'utilisation des élèves, la seconde concernait l'expérience d'utilisation par les élèves du point de vue des élèves eux-mêmes et de celui de l'instructrice.

a) Performance

La performance d'utilisation des élèves a été opérationnalisée par deux mesures du temps employé pour effectuer le trajet jusqu'à la salle d'étude : l'une sur le plan Lego, l'autre dans le bâtiment.

b) Expérience utilisateur des élèves

La version française du questionnaire meCue [16] a été utilisée pour évaluer l'expérience d'utilisation par les enfants. La version française initiale comporte 30 questions réparties en quatre modules. Nous avons modifié certaines questions de la version française afin qu'elles soient plus facilement compréhensibles par les enfants et nous en avons supprimé d'autres, jugées trop complexes. La version finale comporte six items qui évaluent : i) les perceptions instrumentales de l'outil (module I : facilité et utilisabilité perçues), ii) cinq items qui évaluent les émotions positives et négatives (module II), et iii)

un item qui propose une évaluation globale du produit (module IV). Le module III, spécifique aux intentions d'utilisation, n'a pas été inclus. Les items des modules I et II sont du type échelles de Likert à 7 points codées de 1 (« pas du tout d'accord ») à 7 (« tout à fait d'accord »). Le dernier item est à évaluer sur une échelle en 10 points allant de -5 (« mauvais ») à +5 (« bon »).

c) Perceptions de l'outil par les instructrices

Afin de mieux comprendre les perceptions du point de vue des instructrices, un entretien d'explicitation basé sur l'auto-confrontation a été conduit avec une instructrice. Il s'agissait de demander à la personne qui effectuait l'activité d'explicitier ses actions à partir d'un enregistrement vidéo de l'activité. L'entretien portait sur l'activité des élèves et non sur celle de l'instructrice (sa propre activité).

5) Procédure

L'activité pédagogique a été proposée à chaque élève de façon individuelle dans les deux conditions. Ces dernières ont été alternées pour chaque enfant et le délai entre les deux conditions était d'une semaine pour éviter un biais d'apprentissage. Avant l'activité, tous les participants ont été familiarisés avec le dispositif. Les enfants ont effectué les deux tâches dans chaque condition puis ont répondu au questionnaire. A l'issue de l'étude, l'entretien d'auto-confrontation a été réalisé avec l'instructrice.

B. Résultats

1) Mesure des performances d'utilisation

a) Durée du trajet sur plan et dans le bâtiment

Tâche 1. Le temps consacré au trajet « trouver ma salle d'étude » sur le plan Lego ($M = 149.6$; $ET = 96.1$) et sur la Tangible Box ($M = 149.8$; $ET = 39.3$) sont quasiment similaires et ne diffèrent pas significativement d'après le test de Wilcoxon appliqué ($Z = -.674$, $p = .50$).

Tâche 2. Le temps consacré pour effectuer le trajet « Trouver ma salle d'étude » dans le bâtiment a été un peu plus court dans la condition avec la Tangible Box ($M = 242$; $ET = 88.3$) par rapport au plan seul ($M = 321.2$; $ET = 178.7$), mais cette différence n'est pas significative d'après le test de Wilcoxon ($Z = -1.753$, $p = .08$).

2) Mesure de l'expérience utilisateur

Les résultats du questionnaire sont issus des réponses de l'instructrice ainsi que de quatre élèves. Le cinquième enfant n'a pas pu répondre aux questions à cause de la non compatibilité du questionnaire pour son âge (5 ans). Les données issues du questionnaire sont étayées par les verbalisations de l'instructrice recueillies lors de l'entretien.

a) Perceptions instrumentales

Le test de Wilcoxon ne fait pas apparaître de différence significative de l'**utilisabilité perçue** de la Tangible Box ($M = 6.22$; $ET = 1.09$) par rapport au plan Lego seul ($M = 6.28$; $ET = 0.91$) ($Z = -.27$, $p = .79$). L'entretien avec l'instructrice met en revanche l'accent sur une difficulté propre à l'utilisation de la Tangible Box : l'aimant se détache facilement. La supervision de cette difficulté induit un partage attentionnel pour l'instructrice : « *c'est quelque chose que j'avais tout le temps en*

tête (...); de l'observer, ça me rajoute une tâche en plus ». C'est aussi un élément supplémentaire que l'institutrice signale à l'élève pendant la tâche d'exploration : « attention il y a un aimant (...), il ne faut pas que tu soulèves ». Cette gestion de l'aimant ajoute donc une tâche supplémentaire de supervision pour l'élève aussi. De plus, le personnage en lui-même peut parfois être difficile à manipuler : « Ils ont tous eu envie de le pousser par le corps et pas par la tête, sauf que quand ils le tiennent par le corps ça bloque... ça ne passait pas dans les couloirs. C'est une information que j'ai dû donner à chaque fois ».

L'utilité perçue du plan avec la Tangible Box ($M = 6.33$; $ET = 0.76$) ne diffère pas non plus significativement de la condition sans ($M = 5.44$; $ET = 1.38$) ($Z = -1.60$, $p = .11$). Cependant, l'institutrice exprime lors de l'entretien une utilité perçue forte de la Tangible Box. Un des aspects positifs est lié au caractère plaisant et motivant de l'autonomie permise grâce à l'utilisation de la Tangible Box : ce point est plus longuement présenté dans la section suivante. Un autre motif de satisfaction concerne plus spécifiquement le cas d'élèves impulsifs, qui peinent à planifier leurs déplacements et à les réajuster en cas de désorientation. C'est le cas du participant 2 (P2), comme l'explique l'institutrice : « Il est très impulsif. Tu lui donnes une carte, juste les Lego, il va toucher partout très, très vite (...). Les sons l'ont vraiment posé. » Cette fonction de maintien de l'attention est plus efficace d'après l'institutrice lorsque qu'elle est induite par un son plutôt que par des interventions humaines, en particulier pour les élèves qui ont des difficultés de concentration comme P3. L'institutrice cherche à guider régulièrement l'élève par le biais de questions, mais elle note que « tu lui poses une question et elle est déjà fatiguée que tu la lui poses parce qu'il faut qu'elle se concentre énormément pour aller chercher une réponse sur laquelle elle va se tromper quasiment à tous les coups (...). Elle a tellement de difficultés de concentration que là où (...) j'ai posé trois questions [sans qu'elle ne sache répondre] (...); avec la Tangible Box elle entend et de suite elle comprend [où aller]. » Enfin, l'institutrice souligne l'intérêt de la Tangible Box pour les élèves qui, comme P4, n'utilisent pas l'environnement sonore pour se repérer. Elle explique à propos de cet élève : « il n'utilise pas assez les sons quand je me retrouve à l'extérieur avec lui. (...) Ce serait vraiment un objectif de travail de travailler sur TangiSpace avec lui, qu'il commence à prendre des repères auditifs. »

b) Réactions émotionnelles

Il n'y a pas de différences des réactions émotionnelles positives ($Z = -.95$, $p = .34$) et négatives ($Z = -.45$, $p = .66$) auto-rapportées. Néanmoins, l'institutrice estime que les caractéristiques de TangiSpace rendent l'exploration plus plaisante pour les élèves. Le son donne des repères immédiats, et le fait que l'information sonore indique à l'enfant qu'il n'est pas dans la bonne direction lorsqu'il se trompe ou est désorienté ne ressemble pas à un feedback correctif. L'institutrice relève que ce retour est plus valorisant pour les élèves que de s'engager dans des manipulations anarchiques qui ne permettent pas pour autant de mieux se situer. Cela les rend plus autonomes dans leur processus d'exploration. Elle souligne aussi que les élèves ont des réactions positives lors du déclenchement des sons : « ils ont tous un sourire à chaque fois qu'ils ont entendu un son ». Enfin,

elle exprime régulièrement le plaisir qu'elle-même éprouve à utiliser l'outil lors des séances : « c'est un outil qui me plaît et je trouve ça fun et ludique (...) donc du coup, j'ai du plaisir à l'utiliser. ».

c) Evaluation globale

Les deux dispositifs ont été positivement évalués par les utilisateurs (échelle allant de -5 à 5). Toutefois, TangiSpace a obtenu une note significativement plus élevée ($M = 4.25$; $ET = .76$) que le plan Lego seul ($M = 2.00$; $ET = 3.56$) ($Z = 2.03$, $p = .04$). Somme toute, les difficultés d'utilisabilité soulevées par l'institutrice n'ont pas impacté l'évaluation globale. Elle estime par exemple que « pour les bénéficiaires de l'outil, c'est des petites limites de devoir recalibrer l'aimant quand il est perdu après avoir soulevé le pion. » Un point d'interrogation a toutefois été soulevé : il s'agit de la question de la spatialisation du son. D'un côté, le son favorise le côté immersif du déplacement par rapport à une synthèse vocale : « le son, il te permet de partir du vécu parce que c'est une expérience vécue par rapport à un son que tu as entendu. C'est pour ça que c'est des sons du quotidien. C'est pas une synthèse vocale et (...) ça fait du lien là où (...) la carte tactile (...) ne permet pas de faire du lien avec une expérience ». De plus, « le fait de devoir passer plus du temps sur un endroit pour écouter les sons, ça permet vraiment de se poser comme dans la réalité ». D'un autre côté, le son ne se déclenche que lorsque le personnage manipulé entre dans une pièce sur le plan. L'institutrice estime qu'il y a une réflexion à mener sur ce point car dans la réalité, les sons peuvent aussi servir de repère lorsqu'on est hors d'une pièce : « les sons ce n'est pas quelque chose auquel j'ai l'habitude de réfléchir. Il y a tout un travail sur le déclenchement des sons, par exemple, déclencher le son du piano dans le couloir ou dans la pièce du piano ? » (...) Le son du piano vient de la pièce du piano, mais en même temps c'est très intéressant de l'avoir dans ce couloir quand il passe devant, c'est un excellent repère »

IV. DISCUSSION

Cette étude pilote proposait une évaluation d'un dispositif tangible interactif, TangiSpace, pour l'apprentissage spatial chez les enfants avec déficiences visuelles. Au plan descriptif, l'apprentissage du plan avec TangiSpace a permis aux élèves de se déplacer plus rapidement dans le bâtiment que lorsque le plan Lego était utilisé seul. Cette différence n'est pas significative, ce qui va dans le sens d'études antérieures [11]. Néanmoins, le nombre de participants était très faible et les élèves présentaient de grandes disparités. De plus, la tâche était similaire dans les deux conditions : malgré le délai d'une semaine on ne peut exclure la possibilité d'un biais d'apprentissage. De plus, les élèves ont pu développer des connaissances par l'exploration réelle de l'IJA qu'ils ont continué à côtoyer entre les deux sessions d'apprentissage. Par ailleurs, bien que l'institutrice estime que les élèves ont pris plus de plaisir à l'exploration du plan Lego avec TangiSpace, l'évaluation par questionnaire fait apparaître des réactions émotionnelles et des perceptions similaires dans les deux conditions. En revanche, les verbalisations de l'institutrice montrent que l'utilité qu'elle perçoit pour les élèves est élevée, et ce sur plusieurs aspects.

Au-delà de sa plus-value ludique, le retour sonore permet aux élèves d'explorer le plan en autonomie, sans que le guidage

de l'institutrice ne soit nécessaire. Cela présente un premier avantage d'ordre affectivo-motivationnel pour les élèves : les indications sonores agissent comme une aide au repérage pour l'élève, et cette aide est apportée automatiquement par le système, libérant ainsi l'élève de la nécessité de solliciter son enseignant. Des travaux antérieurs ont montré que dans le cadre d'un apprentissage, une aide fournie par un système automatisé était mieux acceptée qu'une aide délivrée par une personne [20].

Un second avantage constaté par l'institutrice, d'ordre cognitif, est que la simplicité de l'information sonore implique un traitement cognitif moins complexe qu'un guidage verbal délivré par l'institutrice. Trop d'informations simultanées peuvent en effet saturer les capacités de mémoire de travail d'un apprenant et l'apprentissage par l'action, tel qu'il est proposé dans la tâche à accomplir pour cette étude, présente un coût cognitif important [21]. Les éléments sonores de TangiSpace recentrent l'attention des enfants peinant à réguler leur action sur la tâche en cours (cf. participant 2). De plus, les informations sonores sont moins complexes que les indications verbales délivrées par l'institutrice : elles suffisent à guider l'élève sans le surcharger d'informations (cf. participant 3).

Enfin, TangiSpace offre une sensation d'immersion plus importante que le plan Lego seul, ce qui est loin d'être un détail du point de vue des objectifs pédagogiques de l'institutrice. Pour les enfants avec DV, le son est en effet primordial pour permettre la formation de l'image mentale de l'environnement, pour apprendre à se déplacer et à s'orienter [4], et l'institutrice exprime tout l'intérêt qu'elle voit à l'usage de TangiSpace pour travailler cet objectif (cf. participant 4). En revanche, la sensation d'immersion est limitée par le fait que le son ne soit pas spatialisé, ce qui motive une demande de la part de l'institutrice.

Si les résultats du questionnaire ne font pas apparaître de différence concernant l'utilisabilité perçue de TangiSpace, les verbalisations de l'institutrice mettent en lumière des difficultés de manipulation (déplacement du personnage, gestion de l'aimant). Pour l'enseignant comme pour l'élève, ces difficultés impliquent une tâche supplémentaire de supervision qui n'est pas directement liée à la tâche et qui peut interférer avec le processus d'apprentissage [22]. Elles peuvent aussi créer un sentiment de frustration lors de l'utilisation de l'outil, la facilité d'utilisation perçue étant un facteur essentiel du processus d'adoption d'une nouvelle technologie [16]. Pour autant, l'évaluation globale des deux dispositifs va en faveur de TangiSpace, ce qui indique que ces difficultés d'utilisation ont eu peu d'impact sur les perceptions générales. Cela va dans le sens de l'évaluation antérieure des modèles d'acceptabilité de nouvelles technologies auprès d'enseignants spécialisés, qui montre que l'utilité perçue est un facteur d'acceptabilité au moins aussi important que la facilité d'utilisation [23].

Compte-tenu du très faible nombre d'élèves et d'enseignants impliqués dans cette étude pilote, ces résultats doivent être pris avec précaution. D'autres limites peuvent être relevées : la disparité des élèves en terme d'âge et de profil, le fait qu'un seul exercice ait été proposé ou encore le fait que les interventions de l'institutrice n'aient pas été contrôlées ne permettent pas de généraliser ces résultats. Néanmoins, l'analyse qualitative des données à la lumière de la littérature scientifique permet d'identifier les points sur lesquels l'usage de TangiSpace

présente une plus-value. Elle permet aussi d'envisager des pistes d'amélioration et pose des questions cruciales pour la pratique pédagogique et le développement futur de l'outil.

REMERCIEMENTS

Nous remercions le laboratoire "Cherchons pour Voir" pour avoir permis de réaliser l'étude, les enfants et leurs parents, les institutrices, Anthony Bordeau pour la réalisation ainsi que la MSH de Toulouse.

REFERENCES

- [1] C2RP, "Déficience Visuelle - Etudes et Résultats," Lille, France, 2015.
- [2] Y. Hatwell, "Appréhender l'espace pour un enfant aveugle," *Enfance Psy*, vol. 33, pp. 69–79, 2006.
- [3] N. Lewi-Dumont, *Enseigner à des élèves aveugles ou malvoyants*. Canopé Edition, 2016.
- [4] W. R. Wiener, R. L. Welsh, and B. B. Blasch, *Foundations of orientation and mobility*, 3ème. New York: American Foundation for the Blind, 2010.
- [5] G. Revesz, *Psychology and Art of the Blind*. Londres: Longmans Greens, 1950.
- [6] A. W. Siegel and S. H. White, "The Development of Spatial Representations of Large-Scale Environments," in *Advances in Child Development and Behavior*, vol. 10, 1975, pp. 9–55.
- [7] Y. Hatwell, *Psychologie cognitive de la cécité précoce*. Paris: Dunod, 2003.
- [8] R. D. Jacobson, "Spatial Cognition Through Tactile Mapping," *Swansea Geogr.*, vol. 29, pp. 79–88, 1992.
- [9] A. Brock, "Interactive Maps for Visually Impaired People: Design, Usability and Spatial Cognition," Université de Toulouse, 2014.
- [10] P. Edman, *Tactile graphics*. New-York: AFB Press, 1992.
- [11] A. M. Brock, P. Truillet, B. Oriola, D. Picard, and C. Jouffrais, "Interactivity Improves Usability of Geographic Maps for Visually Impaired People," *Human-Computer Interact.*, vol. 30, no. 2, pp. 156–194, 2015.
- [12] S. Erhel and E. Jamet, "How Can Positive Effects of Pop-up Windows on Multimedia Learning be Explained?," *J. Educ. Multimed. Hypermedia*, vol. 20, no. 2, pp. 135–156, 2011.
- [13] 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 *ACM Conference on Human Factors in Computing Systems - Proceedings*, 2016, pp. 445–457.
- [14] S. Giraud, A. M. Brock, M. J. M. Macé, and C. Jouffrais, "Map learning with a 3D printed interactive small-scale model: Improvement of space and text memorization in visually impaired students," *Front. Psychol.*, vol. 8, no. JUN, pp. 1–10, 2017.
- [15] J. Ducasse, A. M. Brock, and C. Jouffrais, *Accessible interactive maps for visually impaired users*, no. August. 2017.
- [16] M. Thüring and S. Mahlke, "Usability, aesthetics and emotions in human-technology interaction," *Int. J. Psychol.*, vol. 42, no. 4, pp. 253–264, 2007.
- [17] S. K. Jan, "The relationships between academic self-efficacy, computer self-efficacy, prior experience, and satisfaction with online learning," *Am. J. Distance Educ.*, vol. 29, no. 1, pp. 30–40, 2015.
- [18] P. Pruet, C. S. Ang, and D. Farzin, "Understanding tablet computer usage among primary school students in underdeveloped areas: Students' technology experience, learning styles and attitudes," *Comput. Human Behav.*, vol. 55, pp. 1131–1144, 2015.
- [19] G. Douglas, M. Mclinden, S. McCall, S. Pavey, J. Ware, and A. Marie, "Access to print literacy for children and young people with visual impairment : findings from a review of literature," vol. 26, no. 1, pp. 25–38, 2011.
- [20] P. Reeves and R. Sperling, "A comparison of technologically mediated and face-to-face help-seeking sources," *Br. J. Educ.*, ..., 2015.
- [21] J. Sweller, P. Ayres, and S. Kalyuga, *Cognitive Load Theory*, Springer. New York, 2011.
- [22] R. E. Mayer, *The Cambridge handbook of multimedia learning*, vol. 6. 2005.
- [23] T. Adiguzel, R. M. Capraro, and V. L. Willson, "An examination of teacher acceptance of handheld computers," *Int. J. Spec. Educ.*, vol. 26, no. 3, pp. 12–27, 2011.

Vers l'Utilisation de Tablettes à Picots pour l'Illustration de Livres Tactiles

Carolane Mascle

Cognition, langue, Langage, ergonomie
Institut de Recherche en Informatique

de Toulouse

Toulouse, France

carolane.mascle@univ-tlse2.fr

Christophe Jouffrais

Institut de Recherche en Informatique
de Toulouse

Toulouse, France

christophe.jouffrais@irit.fr

Gwenaël Kaminski

Cognition, langue, Langage, ergonomie
Institut Universitaire de France

Toulouse, France

gwenael.kaminski@univ-tlse2.fr

Florence Bara

Cognition, langue, Langage, ergonomie

Toulouse, France

florence.bara@univ-tlse2.fr

Résumé— Les livres illustrés occupent une place particulière dans le développement de la littéracie précoce des enfants. Chez les enfants déficients visuels, la participation aux activités de lecture augmente lors de l'utilisation de livres tactiles illustrés. Cependant, ces livres sont peu disponibles et les enfants déficients visuels y ont peu accès. Les nouvelles technologies telles que les tablettes à picots physiques peuvent offrir la possibilité de créer et stocker de nombreuses illustrations pour plusieurs livres avec le même dispositif. Nous avons utilisé une tâche d'apprentissage « *paired-associate learning* » pour évaluer la capacité d'enfants voyants (les yeux bandés) et non-voyants à associer des pictogrammes en points en relief à un mot. Les enfants non-voyants montrent de meilleures performances que les enfants voyants et ont été capables de reconnaître assez rapidement plus de la moitié des pictogrammes. Ces résultats sont encourageants, et devraient être complétés par d'autres études sur l'utilisation de ces stimuli en relief.

Mots-clés : tactile, déficience visuelle, enfants, images, technologie

I. INTRODUCTION

Les livres illustrés occupent une place particulière dans le développement de la littéracie précoce des enfants [1]. Le nombre de livres disponibles à la maison peut prédire la maîtrise de la lecture chez les enfants [2]. Pour les enfants déficients visuels, l'implication dans des activités de lecture augmente lors de l'utilisation de livres tactiles illustrés [3][4]. Une fois qu'ils connaissent un livre et ses illustrations tactiles, les enfants déficients visuels qui ne savent pas lire ou les lecteurs débutants peuvent utiliser les illustrations tactiles pour faire semblant de lire l'histoire [5]. De plus, les livres tactiles permettent aux jeunes enfants de s'habituer à l'utilisation de contenu tactile et leurs donnent l'occasion de développer des compétences pour l'exploration et l'interprétation de ce type de contenu. En effet, l'utilisation fréquente d'images tactiles facilite leur reconnaissance [6].

Cependant, la création d'images tactiles prend du temps et repose sur une expertise spécifique qui rend les livres tactiles particulièrement coûteux. Par conséquent, peu de ces livres sont disponibles. De plus, rien ne garantit que ces images tactiles puissent être facilement identifiées et comprises. Si

l'identification haptique des objets de la vie quotidienne est particulièrement efficace pour les enfants voyants travaillant sans voir et les enfants non-voyants [7][8], l'identification d'images tactiles 2D est bien plus complexe. Des études avec des images en contour en relief montrent de faibles taux de reconnaissance chez les adultes travaillant les yeux bandés [9][10][11]. De plus, les études comparant les performances de différents groupes selon leur statut visuel montrent des résultats divergents. Certaines études rapportent des performances significativement moins bonnes chez des aveugles précoces par rapport à des voyants [12] et à des aveugles tardifs [13]. D'autres montrent une supériorité de performance des aveugles tardifs sur les autres groupes [13][14]. Ces résultats divergents se retrouvent également dans les études sur les enfants. Certaines études montrent une supériorité de performance des enfants déficients visuels par rapport aux voyants [16][17][18]. Tandis que d'autres ne montrent pas de différence significative entre les deux groupes dans des tâches d'identification d'images tactiles complètes et incomplètes impliquant des enfants et des adolescents [19].

Pour expliquer les faibles taux de reconnaissance des images en relief par rapport aux objets de la vie quotidienne, Lederman et ses collaborateurs [11] proposent une distinction entre information matérielle et structurelle. L'extraction d'informations matérielles (texture, dureté, caractéristiques thermiques) repose sur des mouvements exploratoires simples (e.g. frottement latéral, pression, et enveloppement) [20] qui sont maîtrisés très tôt dans l'enfance [21]. En revanche, l'extraction d'informations structurelles (forme et taille) requiert des mouvements exploratoires plus complexes (e.g. suivi de contour) nécessitant la coordination des mains et des doigts. Lederman et ses collaborateurs [12] proposent deux modèles alternatifs dans la manière dont les informations haptiques sont traitées : le modèle d'appréhension haptique directe et le modèle de médiation visuelle. Dans le modèle d'appréhension haptique directe, le système haptique est considéré comme un système perceptuel distinct, avec son propre appareil physiologique et son propre mode de traitement adapté à l'intégration d'informations matérielles. De ce fait, lorsque l'information matérielle est perçue, celle-ci est traduite directement en représentation haptique. Ce modèle serait celui utilisé lors de l'identification d'objets réels

possédant de nombreuses propriétés matérielles. Les images en contour en relief ne proposent pas d'informations matérielles, et ne donnent accès qu'à des informations structurelles liées à la forme. Ces informations restreintes ne permettraient pas le fonctionnement du modèle de l'appréhension haptique direct et contraindraient le système haptique à fonctionner par le biais du modèle de médiation visuelle. Selon le modèle de médiation visuelle, l'identification haptique nécessite quatre étapes de traitement : (i) exploration haptique, (ii) transfert ou traduction de l'information haptique en une image visuelle, (iii) identification du concept et (iv) récupération du nom de l'objet. Lors de l'étape (ii) l'individu doit extraire les segments locaux du contour par le biais de mouvements exploratoires complexes (e.g. suivi de contour), les intégrer sous forme de représentation, et comparer la représentation ainsi créée avec ce qu'il connaît de l'objet réel. Cette extraction lente et séquentielle de l'information structurelle par le toucher impose une forte charge cognitive [11].

Selon le modèle de la médiation visuelle, les études montrant de meilleures performances chez les personnes voyantes et aveugles tardive pourraient être expliquées par un manque d'expérience visuelle chez les aveugles précoces. En effet, selon le modèle de médiation visuelle, les informations haptiques doivent être traduites en une représentation visuelle avant l'identification. L'imagerie visuelle serait donc au cœur de la reconnaissance d'images tactiles.

Cependant, certaines études n'ont pas trouvé de différences significatives dans la reconnaissance d'images en contour en relief entre participants aveugles tardifs, aveugles précoces et voyants. Kennedy [22] affirme que l'expérience visuelle n'est pas obligatoire pour interpréter des images tactiles. La traduction des perceptions haptiques en représentations mentales visuelles seraient inutile et la reconnaissance d'une image tactile ne dépendrait pas de l'imagerie visuelle. Si l'imagerie visuelle joue un rôle dans la reconnaissance d'images tactile, ce n'est pas le seul moyen de traiter l'information. Picard et ses collaborateurs [23] montrent une différence dans le type d'imagerie mentale utilisé. Dans cette étude, des participants adultes aveugles précoces, aveugles tardifs et voyant travaillant sans voir, exploraient des paires d'image tactiles non figuratives puis indiquaient si ces images étaient identiques. Chaque groupe de participant rapporte avoir mis en place des stratégies d'imageries visuelles différentes (non visuelles pour les aveugle précoces, visuelles et non visuelles pour les aveugles tardifs et uniquement visuelles pour les voyants). Cependant, l'utilisation de stratégies différentes ne semble pas impacter les performances car aucune différence significative n'a été observé entre les groupes. Plusieurs études de Kennedy [22] et Heller [24][25] convergent pour montrer que l'imagerie visuelle n'est pas nécessaire aux personnes aveugles pour comprendre (et produire) des images tactiles. Pour ces auteurs, les faibles taux d'identification observés dans les études se justifieraient principalement par une expérience limitée de la modalité haptique avec les dessins aux traits en relief. En effet, le taux d'identification d'images tactiles peut être amélioré par l'expérience et l'apprentissage [26]. Dans cette étude, les chercheurs ont entraîné des adultes voyants travaillant sans voir à reconnaître des formes abstraites en relief. Le groupe qui a été entraîné (deux phases d'entraînement à deux jours d'intervalle) montre de

meilleures performances que le groupe sans entraînement. Dans ses travaux, Dulin [27][28] montre que l'expertise haptique influence la réussite de tâches d'imagerie mentale (rotation mentale, déplacement mental dans l'espace, estimation mentale de la longueur) chez des aveugles congénitaux, aveugles précoces et aveugles tardifs. Les participants experts réussissent mieux que les novices quel que soit le statut visuel. Chez les novices, les aveugles précoces ont de meilleures performances que les aveugles tardifs et les aveugles congénitaux. Chez les experts, il n'y a plus de différences significatives entre les groupes. Enfin, les aveugles congénitaux experts obtiennent de meilleurs résultats que les aveugles tardifs novices. Il semble donc que l'expertise haptique puisse venir gommer les différences de performances liées au statut visuel. Une récente étude montre également un effet de l'expertise sur la reconnaissance d'images tactiles chez des enfants non-voyants [6]. Les enfants ayant un degré de pratique modéré à régulier de lecture de livres tactiles illustrés ont mieux reconnu les images tactiles que les enfants ayant un niveau de pratique tactile peu fréquent, voire absent.

Il semble donc que deux facteurs principaux influencent la reconnaissance d'images tactiles : l'expérience visuelle et l'expérience haptique.

Les nouvelles technologies sur le marché telles que les tablettes à écran déformable (e.g. picots qui montent et descendent en fonction du contenu) offrent la possibilité de créer plusieurs illustrations pour plusieurs livres avec le même dispositif [29][30][31][32]. Les enfants n'auraient qu'à brancher la tablette pour obtenir les illustrations d'un livre. De plus, les enfants, les enseignants ou les parents pourraient facilement créer leurs propres images. Si ces supports ouvrent des perspectives intéressantes, rien ne permet pour l'instant d'affirmer qu'ils pourraient être efficaces pour créer des illustrations tactiles. Les illustrations seraient basées sur un ensemble de points surélevés, représentant une forme, avec une résolution pouvant être faible. Ces images simplifiées pourraient être de type pictogramme et représenter des caractéristiques spécifiques des objets représentés. Il est donc nécessaire d'évaluer et de valider l'utilisation de ces images particulièrement simplifiées dans le contexte d'illustration de livres pour enfants. En effet, la question demeure de savoir si des pictogrammes et, surtout, des pictogrammes basés sur des points en relief, sont facilement identifiables par les enfants. Des stimuli basés sur points ou picots en relief ont été étudiés lors de l'évaluation du dispositif Optacon [29]. Par la suite, plusieurs tablettes ont été développées. Des formes géométriques simples ont été facilement reconnues par des adultes aveugles [30] et des adultes travaillant les yeux bandés [31]. Des formes plus complexes ont également été correctement perçues et reproduites par des adultes travaillant les yeux bandés [31]. Enfin, plusieurs scénarios d'utilisation complets ont été mis en œuvre avec le dispositif Blindpad [32]. Ces dispositifs n'ont cependant pas été évalués auprès d'enfants.

Nous pensons que ce type de technologie est prometteur pour la création d'illustrations. Nous proposons d'évaluer la capacité d'enfants voyants travaillant les yeux bandés et non-voyants à apprendre des associations « mot-pictogramme tactile ». L'étude de ces deux populations permettra également de discuter l'impact de l'expérience visuelle et de l'expérience haptique dans la reconnaissance d'images tactiles.

II. MATÉRIEL ET METHODES

A. Participants

L'étude inclut 54 participants dans deux groupes : trente-six enfants voyants (19 filles et 17 garçons) avec un âge moyen de 7,5 ans (91 mois, allant de 84 à 98 mois) et dix-huit non-voyants (acuité visuelle $<1/20$; considérés comme légalement aveugles dont 9 filles et 9 garçons) sans troubles associés et d'âge moyen de 8,1 ans (98 mois, allant de 72 à 120 mois). Parmi les enfants non-voyants, 72% sont nés aveugles ou ont perdu la vue avant l'âge d'un an. Les enfants voyants sont scolarisés dans trois classes différentes dans deux écoles. Les enfants aveugles sont tous en inclusion scolaire dans des classes et des écoles différentes. Ils sont suivis par cinq centres ressources pour la déficience visuelle et ont donc un usage fréquent d'images tactiles que ce soit à l'école ou au centre.

B. Matériel

Nous avons créé un ensemble de trois listes de dix mots français selon leur indice de fréquence standard (SFI) en utilisant la base de données Manulex [33]. Le SFI moyen pour chaque liste est de 50.99, 50.92, 51.01. Ces 30 mots séparés en 3 listes de 10 mots ont ensuite été illustrés par des pictogrammes en point en relief (cf. Fig. 1).

Le design des pictogrammes (diamètre des points : 4mm et écartement entre les points : 4mm) est basé sur une tablette à picots existante : le Blindpad [32]. Nous avons choisi ce dispositif car il est portable, facile à configurer et a été évalué dans plusieurs scénarios d'utilisation. Nous avons créé des pictogrammes en points sur une matrice de 5x5 car : (i) il semble que ce soit la taille minimale pour créer des pictogrammes figuratifs, et (ii) cela permet d'afficher quatre pictogrammes en même temps sur la tablette (ce qui permet d'illustrer une scène avec plusieurs personnages ou objets). Nous avons testé notre matériel avec 8 adultes et 2 enfants voyants travaillant le yeux bandés. Au cours de la session, les participants ont été invités à expliquer leurs difficultés et à indiquer les pictogrammes qui leurs avaient posé problème. Les pictogrammes qui n'ont pas été reconnus ou qui ont été désignés comme difficile par les participants pendant les séances ont ensuite été reconçus conjointement avec ces 10 participants. Nous leurs avons demandé de représenter chaque mot par un pictogramme en complétant avec des points une matrice de 5x5. Nous avons ensuite fusionné toutes les propositions et gardé les parties des pictogrammes qui étaient communes à l'ensemble des participants. Enfin, nous avons testé le matériel avec un participant aveugle qui a pu identifier toutes les images.

C. Protocole

L'étude a été réalisée en passation individuelle dans les centres ressources pour les enfants non-voyants et dans leurs écoles pour les enfants voyants. La procédure comprenait deux étapes : (i) Une phase d'apprentissage dans laquelle les 10 mots et leurs pictogrammes associés ont été présentés dans un ordre aléatoire. Le mot était indiqué à l'oral au participant qui était ensuite libre d'explorer le pictogramme. (ii) Une phase de rappel dans laquelle les pictogrammes appris lors de la première phase ont été proposés aléatoirement un par un. La consigne donnée aux enfants était d'explorer l'image tactile et de l'identifier aussi rapidement et précisément que possible. Le choix des listes a été contrebalancé parmi tous les participants.

III. RÉSULTATS

Nous avons mesuré la précision des réponses (notée 0 pour incorrecte et 1 pour correcte) et le temps de réponse pour les réponses correctes. La précision des réponses a été analysée à

Liste 1	Liste 2	Liste 3
Sac	Oiseau	Fleur
Poupée	Poisson	Chapeau
Collier	Ballon	Mouton
Fraise	Lunettes	Sapin
Poignard	Ceinture	Crayon
Chou-fleur	Enceinte	Épuisette
Chat	Caddie	Jogging
Python	Hot dog	Bourdon
Sparadrap	Espadrilles	Balayette
Cintre	Nectarine	Manette

Fig 1: Pictogramme en points

l'aide d'un modèle linéaire généralisé à effets mixtes. Les variables du modèle comprenaient le statut visuel (voyant ou non-voyant), les items et les participants. Le statut visuel a été défini comme effet fixe, les participants et les items comme effets aléatoires. Le temps de réponse a été analysé à l'aide d'un modèle linéaire à effets mixtes. Nous avons effectué une estimation BoxCox pour trouver la transformation optimale pour normaliser la distribution [34] et avons appliqué une transformation logarithmique sur les temps de réponses. Le statut visuel a été défini comme effet fixe, les participants et les items comme effets aléatoires. Nous avons utilisé ces modèles pour prendre en compte les sources de variabilité liées aux participants et aux items.

Pour les différentes analyses, le meilleur modèle a été sélectionné sur la base du critère d'information Akaike (AIC) [35]. Nous avons évalué l'effet du statut visuel à l'aide de Likelihood ratio test [36].

Notre étude ne montre pas de différence significative pour le taux de réponses correctes entre les enfants voyants et non-voyants $\chi^2(1, N=54)=0.803, p=.37$ (cf. Table 1). Cependant, les enfants non-voyants donnent la bonne réponse significativement plus vite que les enfants voyants $\chi^2(1, N=54)=5.20, p=.02$ (cf. Table 2).

Il semble que certains pictogrammes aient été plus difficiles à reconnaître que d'autres (cf. Table 3). Nous avons donc mené une analyse par item, pour mieux comprendre cet effet. Nous avons créé différentes variables permettant d'apprécier différentes caractéristiques des pictogrammes : le nombre de points utilisé pour représenter le pictogramme, le nombre de diagonales (*i.e.* le nombre d'angles à 45°) car c'est la disposition qui impose la plus grande distance entre deux points (*e.g.* 0 pour le crayon, 2 pour l'épuisette), le type d'image (en contour *e.g.* caddie ou remplie *e.g.* mouton) et la similitude avec d'autres items de la liste. Pour évaluer cette similitude nous avons codé chaque matrice de pictogramme

avec 1 : présence d'un point et 0 : absence de point. Nous avons ensuite compté le nombre de cases en commun entre chaque pictogramme et chaque autre pictogramme de la liste. Nous avons ensuite fait la moyenne de ces valeurs. Cette moyenne constitue le score de similitude.

Nous avons analysé l'effet de ces variables sur la précision à l'aide d'un modèle linéaire généralisé à effets mixtes. Le nombre de points, le nombre de diagonales, le type d'image et la similitude ont été inclus dans le modèle comme effets fixes et les participants ont été inclus en effets aléatoires. Nous avons évalué l'effet de chacune des variables sur la précision de réponse à l'aide de Likelihood ratio test [36].

Le nombre de diagonales et le type d'image ne semblent pas avoir d'effets significatifs (resp : $\chi^2(1, N=54)= 2.75, p = .10$, $\chi^2(1, N=54)= 0.30, p = .58$). Ces variables ont donc été retirées du modèle. Nos résultats montrent un effet du nombre de points : $\chi^2(1, N=54)= 4.82, p = .02$ et du score de similitude : $\chi^2(1, N=54)= 5.07, p = .02$ sur le taux de reconnaissance. Il semble donc que les pictogrammes avec beaucoup de points ou étant trop similaires à d'autres pictogrammes de la liste soient plus difficiles à reconnaître.

IV. DISCUSSION

Cette étude visait à évaluer l'utilisation de pictogrammes en points en relief pour l'apprentissage d'associations mot-pictogramme.

Nous avons observé que les enfants non-voyants sont plus rapides à identifier les pictogrammes que les enfants voyants travaillant les yeux bandés. Ce résultat est conforme aux études antérieures [37][38][39] et suggère que les enfants non-voyants ont une meilleure expertise avec les images tactiles. Cependant, cette expertise ne semble pas influencer le taux de reconnaissance. En effet, aucune différence significative n'a été observée pour le taux de reconnaissance entre les enfants voyants et non-voyants. Ces résultats vont dans le sens de Kennedy [22] qui affirme que l'expérience visuelle n'est pas obligatoire pour interpréter des images tactiles. Il semble que l'expertise haptique des enfants non-voyants puisse leur permettre de pallier le manque d'expérience visuelle. Ces résultats sont consistants avec les travaux de Dulin [27][28] montrant que l'expertise haptique peut gommer les différences de performances liées au statut visuel.

Les résultats sont encourageants quant à la reconnaissance de pictogrammes en points. En moyenne, les enfants voyants ont reconnu 47% des images en 8 secondes et les enfants non-voyants ont pu reconnaître 55% des images en moins de 7 secondes. Ces résultats sont cohérents, voire supérieurs à la moyenne des taux de reconnaissance d'images en reliefs retrouvée dans la littérature [40] (méta analyse de 15 études : moyenne = 42%, SD = 21). A noter que notre étude consiste en une tâche d'apprentissage d'association contrairement à la plupart des études qui mettent en place des tâches de reconnaissance plus ou moins guidées.

Cependant, il semble que certains pictogrammes aient été plus difficiles à reconnaître. Nos résultats montrent que ces difficultés pourraient être liées au nombre de points du pictogramme et aux similitudes entre les différents pictogrammes. En effet, notre tâche consiste en la reconnaissance de 10 pictogrammes créés sur une matrice de 5x5 points. Il est donc possible que certains pictogrammes

ressemblent trop à d'autres et que cette similitude ait entraîné des confusions.

Lors de l'étude, les enfants ont rapporté avoir des difficultés à suivre le contour de l'image dû à l'écartement des points. Pour saisir la forme des pictogrammes, il est

TABLE 1 : TAUX DE RECONNAISSANCE, ERREUR STANDARD ET INTERVALLE DE CONFIANCE A 95%

Statut visuel	Taux de reconnaissance	SE	IC 95%
voyants	.468	.058	[.359;.583]
non-voyants	.554	.076	[.404;.695]

TABLE 2 : TAUX DE RECONNAISSANCE, ERREUR STANDARD ET INTERVALLE DE CONFIANCE A 95%

Statut visuel	Temps de reconnaissance (ms)	SD	IC 95%
voyants	8044	5748	[7130;8937]
non-voyants	6114	5719	[4936;7292]

TABLE 3 : TAUX DE RECONNAISSANCE, SCORE DE SIMILITUDES, NOMBRE DE POINTS ET NOMBRE DE DIAGONALES PAR ITEM

Item	Taux reconnaissance	Score similitudes	Nb points	Nb diag.
crayon	.930	59	5	0
oiseau	.887	53	5	2
python	.784	60	6	3
manette	.706	60	15	0
caddie	.657	51	13	1
enceinte	.657	43	18	0
mouton	.638	49	17	0
espadrille	.588	59	10	1
poignard	.574	52	7	2
fraise	.574	52	10	5
collier	.499	57	6	4
chou fleur	.499	56	16	0
poupée	.499	54	12	0
chat	.499	50	12	2
bourdon	.496	47	13	2
epuisette	.496	63	8	2
ceinture	.443	43	15	0
hot dog	.443	64	11	0
poisson	.443	61	11	0
chapeau	.425	63	11	0
sapin	.425	50	15	0
cintre	.423	40	13	2
sac	.423	51	10	2
fleur	.356	63	9	0
jogging	.289	60	12	0

sparadrap	.280	49	13	0
ballon	.230	60	9	4
nectarine	.230	54	10	0
lunettes	.230	59	7	8
balayette	.227	67	10	0

nécessaire de percevoir l'ensemble de la figure à partir des points. Pour que cela soit possible les points doivent être assez proches. Ce principe de proximité a été décrit dans la théorie gestaltiste de la perception [41][42]. Bien que différentes études aient montré que ce principe de proximité est applicable à la perception haptique [43][44], peu de recherches ont encore été menées sur le sujet. L'écart entre les points dans nos pictogrammes a pu rendre difficile leur perception et leur reconnaissance.

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cette étude avait pour but d'évaluer l'utilisation de pictogrammes en points pour l'apprentissage d'associations mot-image. Les enfants voyants et non-voyants ont été capables de reconnaître assez rapidement environ la moitié des pictogrammes. Les résultats sont encourageants quant à l'utilisation de tablettes à picots pour illustrer des livres. Ces dispositifs pourraient offrir la possibilité de créer plusieurs illustrations pour plusieurs livres avec le même appareil. Les enfants n'auraient qu'à brancher la tablette pour obtenir les illustrations correspondant à des livres, schémas, etc.

D'autres études devraient être menées pour mieux comprendre comment les stimuli en points sont perçus et explorés. Dans cette étude nous avons trouvé un effet du nombre de points et du score de similitude. Cependant, il existe différentes tablettes à picots physiques développées ou commercialisées avec des designs différents. Il serait intéressant de déterminer si la reconnaissance des pictogrammes dépend également de la conception de la tablette (diamètre et espacement des points). Ces études pourraient porter à la fois sur le taux de reconnaissance et sur les stratégies d'exploration mises en œuvre [31]. En effet, l'écartement entre les points pourrait influencer la mise en place de procédures exploratoires de type suivi de contour [14].

Grâce à ce type de dispositifs les enfants, les enseignants ou les parents pourraient facilement créer leurs propres images. Pour cette étude, nous avons créé les pictogrammes en amont. Il serait également intéressant d'étudier le taux de reconnaissance lorsque les enfants créent leurs propres pictogrammes.

REFERENCES

- [1] S. B. Neuman, "Books make a difference: A study of access to literacy," *Read. Res. Q.*, vol. 34, no. 3, pp. 286–311, 1999.
- [2] Bergen
- [3] F. Bara, "The Effect of Tactile Illustrations on Comprehension of Storybooks by Three Children with Visual Impairments: An Exploratory Study," *J. Vis. Impair. Blind.*, vol. 112, pp. 759–765, 2018.
- [4] J. Norman, "Tactile picture books: Their importance for young blind children," *Br. J. Vis. Impair.*, vol. 21, no. 3, pp. 111–114, 2003.
- [5] S. Wright, *Guide to Designing Tactile Illustrations for Children's Books*. American Printing
- [6] A. Theurel, A. Witt, P. Claudet, Y. Hatwell, and E. Gentaz, "Tactile picture recognition by early blind children: The effect of illustration technique," *J. Exp. Psychol. Appl.*, vol. 19, no. 3, pp. 233–240, 2013. House for the Blind, 2008.
- [7] E. W. Bushnell and C. Baxt, "Children's haptic and cross-modal recognition with familiar and unfamiliar objects," *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.*, vol. 25, no. 6, p. 1867, 1999.
- [8] B. A. Morrongiello, G. K. Humphrey, B. Timney, J. Choi, and P. T. Rocca, "Tactual Object Exploration and Recognition in Blind and Sighted Children," *Perception*, vol. 23, no. 7, pp. 833–848, Jul. 1994.
- [9] L. E. Magee and J. M. Kennedy, "Exploring pictures tactually," *Nature*, vol. 283, no. 5744, pp. 287–288, Jan. 1980.
- [10] R. L. Klatzky, J. M. Loomis, S. J. Lederman, H. Wake, and N. Fujita, "Haptic identification of objects and their depictions," *Attention, Perception, Psychophys.*, vol. 54, no. 2, pp. 170–178, Mar. 1993.
- [11] J. M. Loomis, R. L. Klatzky, and S. J. Lederman, "Similarity of tactual and visual picture recognition with limited field of view," *Perception*, vol. 20, no. 2, pp. 167–177, 1991.
- [12] S. J. Lederman, R. L. Klatzky, C. Chataway, and C. D. Summers, "Visual mediation and the haptic recognition of two-dimensional pictures of common objects," *Percept. Psychophys.*, vol. 47, no. 1, pp. 54–64, Jan. 1990.
- [13] L. J. Thompson, E. P. Chronicle, and A. F. Collins, "The role of pictorial convention in haptic picture perception," *Perception*, vol. 32, no. 7, pp. 887–893, 2003.
- [14] M. a Heller, J. a Calcaterra, L. L. Burson, and L. a Tyler, "Tactual picture identification by blind and sighted people: effects of providing categorical information," *Percept. Psychophys.*, vol. 58, no. 2, pp. 310–23, Feb. 1996.
- [15] M. A. Heller, "Picture and Pattern Perception in the Sighted and the Blind: The Advantage of the Late Blind," *Perception*, vol. 18, no. 3, pp. 379–389, Jun. 1989.
- [16] A. D'Angiulli, J. M. Kennedy, and M. A. Helle, "Blind children recognizing tactile pictures respond like sighted children given guidance in exploration," *Scand. J. Psychol.*, vol. 39, no. 3, pp. 187x–190, 1998.
- [17] D. Picard, J.-M. Albaret, and A. Mazella, "Haptic identification of raised-line drawings when categorical information is given: A comparison between visually impaired and sighted children," *Psicol. Int. J. Methodol. Exp. Psychol.*, vol. 35, no. 2, pp. 277–290, 2014.
- [18] O. Orlandi, "La compréhension des images tactiles chez les enfants porteurs d'un handicap visuel," 2015.
- [19] A. Mazella, J.-M. Albaret, and D. Picard, "Haptic-2D: A new haptic test battery assessing the tactual abilities of sighted and visually impaired children and adolescents with two-dimensional raised materials," *Res. Dev. Disabil.*, vol. 48, pp. 103–123, 2016.
- [20] S. J. Lederman and R. L. Klatzky, "Hand movements: A window into haptic object recognition," *Cogn. Psychol.*, vol. 19, no. 3, pp. 342–368, 1987.
- [21] C. Berger and Y. Hatwell, "Dimensional and overall similarity classifications in haptics: A developmental study," *Cogn. Dev.*, vol. 8, no. 4, pp. 495–516, Oct. 1993.
- [22] J. M. Kennedy, *Drawing and the blind: pictures to touch*. Yale University Press, 1993.
- [23] D. Picard, S. Lebaz, C. Jouffrais, and C. Monnier, "Haptic recognition of two-dimensional raised-line patterns by early-blind, late-blind, and blindfolded sighted adults," *Perception*, vol. 39, no. 2, pp. 224–235, 2010.
- [24] M. A. Heller, "Tactile picture perception in sighted and blind people," *Behav. Brain Res.*, vol. 135, no. 1–2, pp. 65–68, 2002.
- [25] M. A. Heller, M. McCarthy, and A. Clark, "Pattern perception and pictures for the blind," *Psicologica*, vol. 26, no. 1, pp. 161–171, 2005.
- [26] M. Behrmann and C. Ewell, "Expertise in Tactile Pattern Recognition," *Psychol. Sci.*, vol. 14, no. 5, pp. 480–492, Sep. 2003.
- [27] D. Dulin and Y. Hatwell, "The effects of visual experience and training in raised-line materials on the mental spatial imagery of blind persons," *J. Vis. Impair. Blind.*, vol. 100, no. 7, pp. 414–424, 2006.
- [28] D. Dulin, "Effects of the use of raised line drawings on blind people's cognition," *Eur. J. Spec. Needs Educ.*, vol. 22, no. 3, pp. 341–353, Aug. 2007.
- [29] M. A. Heller, G. J. Rogers, and C. L. Perry, "Tactile pattern recognition with the Optacon: Superior performance with active touch and the left hand," *Neuropsychologia*, vol. 28, no. 9, pp. 1003–1006, 1990.

- [30] T. Maucher, K. Meier, and J. Schemmel, "An interactive tactile graphics display," in *Proceedings of the Sixth International Symposium on Signal Processing and its Applications (Cat. No. 01EX467)*, 2001, vol. 1, pp. 190–193.
- [31] R. Velazquez, E. E. Pissaloux, M. Hafez, and J. Szweczyk, "Tactile Rendering With Shape-Memory-Alloy Pin-Matrix," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 57, no. 5, pp. 1051–1057, May 2008.
- [32] J. J. Zarate, O. Gudozhnik, A. S. Ruch, and H. Shea, "Keep in touch: portable haptic display with 192 high speed taxels," in *Proceedings of the 2017 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, 2017, pp. 349–352.
- [33] B. Lété, L. Sprenger-Charolles, and P. Colé, "MANULEX: A grade-level lexical database from French elementary school readers," *Behav. Res. Methods, Instruments, Comput.*, vol. 36, no. 1, pp. 156–166, 2004.
- [34] J. Osborne, "Improving your data transformations: Applying the Box-Cox transformation," *Pract. Assessment, Res. Eval.*, vol. 15, no. 1, p. 12, 2010.
- [35] H. Bozdogan, "Model selection and Akaike's information criterion (AIC): The general theory and its analytical extensions," *Psychometrika*, vol. 52, no. 3, pp. 345–370, 1987.
- [36] T. A. Severini, *Likelihood methods in statistics*. Oxford University Press, 2000.
- [37] L. J. Thompson, E. P. Chronicle, and A. F. Collins, "Enhancing 2-D Tactile Picture Design from Knowledge of 3-D Haptic Object Recognition," *Eur. Psychol.*, vol. 11, no. 2, pp. 110–118, Jan. 2006.
- [38] S. Bardot, M. Serrano, B. Oriola, and C. Jouffrais, "Identifying how visually impaired people explore raised-line diagrams to improve the design of touch interfaces," in *Proceedings of the 2017 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 2017, pp. 550–555.
- [39] A. Withagen, A. M. L. Kappers, M. P. J. Vervloed, H. Knoors, and L. Verhoeven, "The use of exploratory procedures by blind and sighted adults and children," *Attention, Perception, Psychophys.*, vol. 75, no. 7, pp. 1451–1464, 2013.
- [40] D. Picard and S. Lebaz, "Identifying Raised-Line Drawings by Touch : A Hard but Not Impossible Task," *J. Vis. Impair. Blind.*, vol. 106, no. 7, pp. 427–431, 2012.
- [41] E. B. Goldstein, "Sensation and perception . Pacific Grove, CA: Brooks," *Cole Publ. Company. Graesser, AC, McMahan, C.(1993). Anomalous Inf. triggers Quest. when adults solve Quant. Probl. comprehend stories. J. Educ. Psychol.*, vol. 85, no. 1, p. 136151, 1999.
- [42] M. Kubovy, A. O. Holcombe, and J. Wagemans, "On the lawfulness of grouping by proximity," *Cogn. Psychol.*, vol. 35, no. 1, pp. 71–98, 1998.
- [43] D. Chang, K. V. Nesbitt, and K. Wilkins, "The Gestalt principle of continuation applies to both the haptic and visual grouping of elements," in *Second Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WHC'07)*, 2007, pp. 15–20.
- [44] A. Gallace and C. Spence, "To what extent do Gestalt grouping principles influence tactile perception?," *Psychol. Bull.*, vol. 137, no. 4, p. 538, 2011.

Session 7 : Communication

Présidente de session : Céline Jost

Child-Comm: An Alternative Communication System adaptive to user's features

Federico Rosenzvaig

National University of Santiago del Estero
IIISI, Informatic and Information Systems Research Institute
Santiago del Estero, Argentina
frosenzvaig@unse.edu.ar

Melisa N. Córdoba

National University of Santiago del Estero
IIISI, Informatic and Information Systems Research Institute
Santiago del Estero, Argentina
cba_melisanv@yahoo.com.ar

Paola Daniela Budán

National University of Santiago del Estero
Santiago del Estero, Argentina
pbudan@unse.edu.ar

Pablo Najar

National University of Santiago del Estero
IIISI, Informatic and Information Systems Research Institute
Santiago del Estero, Argentina
pablonajar@gmail.com

Abstract— In this paper we present **Child-Comm, an Alternative Communication System for children with Cerebral Palsy developed in Argentina during 2016. The most important features of Child-Comm are: it is an adaptive application due to the pictograms to present in each screen are according to the user's gender and the user's age; besides, cultural features are considered in the sound reproduction of the pictograms. Moreover, Child-Comm presents screen options to the user, depending on where the user is, for example in his house or in the therapy. Child-Comm is a mobile application and works in any Android Mobile Device.**

Keywords - *Alternative Communication System, Infantile Cerebral Palsy, cultural features, user age, sensible information, mobile application.*

I. INTRODUCTION

In Santiago del Estero, Argentina, there is an institution whose main objective is to take care of children with Infantile Cerebral Palsy (ICP), especially the ones who come from low-income families. This organization is the Provincial Institute of Infantile Rehabilitation (IPRI for its acronym in Spanish). Most of IPRI's patients are children between 2 to 10 years old, with ICP. As a result of this disability, children find very difficult to communicate with their closest social environment. They do not often use spoken languages, instead they use a manual Alternative Communication Systems (ACS).

Briefly, the ICP is a term to refer to a group of movements and posture disorders, causing a limitation of human natural activity. It is not a disease, but a disability [12]. The ICP

usually leads to motor, sensory, cognitive, communication, behavior, perceptual, and/or intellectual disorders, which may or may not be accompanied by epilepsy [2]. This disability can be classified from a functional point, according to the clinical degree affectation, as ICP-mild, ICP-moderate or ICP-severe. In mild level the individual is not limited in his daily live activities, although he presents some physical alteration; while in the moderate one the individual has difficulties in carrying out daily activities and needs some assistance means. But in the severe level the individual needs help in every activity of their daily live [13].

With respect to communication conditions in children with ICP, we can say that the communication process is influenced by the speech and the language. Speech disorders are those in which a person has difficulties with the articulation of words, while specific language disorders are those that cause people to not be able to express their ideas [3, 4].

There are several ACS useful to support the communication process when the user cannot use the voice [6, 9, 10, 14]. The versions with the highest demand are digital and are characterized by allowing the sound reproduction selected by the user [7]. However, these tools are not adaptive to the user's age, gender, or place of origin. This last aspect is very important when developing an ACS, since some words can cause confusion in children with ICP. In addition, none of the explored tools is sensitive to the user's location. In other words, the communicator options are not activated according to whether the user is at *home*, or in *rehabilitation therapy*, for example.

For the expressed reasons, in this work we present the development of the first prototype of Child-Comm, and this is

the first software product built within the framework of the research project called “Mobile Computation: Applications Development and Forensic Analysis”, belonging to IISI of National University of Santiago del Estero, Argentina.

The operative version of the prototype is capable of presenting pictogram options and has a female and male voice to choose. In addition, the navigational map is designed to enable and disable options depending on the time and place where the user is. It is important to note that, given the conditions of the child (age and disability), hereinafter the term user may refer to this child, the guardian or the therapist in charge, because anybody can use the application

About Child-Comm testing, the professionals of the Institution were in charge of prototype testing in the first instance. Later, these professionals guided the tests with real patients obtaining very satisfactory results.

Theoretical foundations supporting to this proposal as well as some previous successful ACS use experiences are provided in Section II. Then, Child-Comm Communicator is presented in section III. The testing of this prototype is detail in Section IV. Then, some conclusions and future work are outlined.

II. REFERENCIAL FRAMEWORK

A. Cerebral Palsy

According to Krigger [8], cerebral palsy usually causes motor impairment, accompanied by global physical and mental dysfunction. It can be defined as a static neurologic condition, arising from brain injury that originates before cerebral development is complete, during the prenatal, perinatal, or postnatal periods.

Depending on the degree of disability complexity, children with ICP could need constant attention, and for their entire lives [15]. Interventions to improve the conditions of a person with cerebral palsy can be classified as follows: *rehabilitative interventions* (constraint-induced movement therapy, for example); *spasticity management* (such that single-event multilevel surgery); *cognitive behavior and social skills interventions* (for example, alternative and augmentative communication); *comorbidities interventions* (such that management of visual and hearing impairment); and *environmental interventions* (Assistive technology and assistive devices for example, wheelchairs, robotics, and communication devices) [15]. As the author expresses, the rehabilitation of disabilities caused by cerebral palsy, requires a multidisciplinary approach, as it is a complex process that concerns both the child and his immediate surroundings.

Thus, the ACS can be classified as *cognitive behavior and social skills interventions* and as *environmental interventions*. Next we refer to them.

B. Alternative Communication Systems

According to a study by Stephenson [15], the use of mobile devices and the powerful applications that are developed for them, have a constantly growing user group: people with disabilities. In this study, the author recognizes that one of the areas to constantly improve is the development of complex

applications. Basic applications are found, such as those that simply display pictograms and reproduce them by voice, known as ACS.

Performing an exploration of the most recent advances in the area, we found that there are several ACS useful to support the communication process when the user cannot use the voice. One of the most relevant background in the area of ACSs is *PictoEditor* [10], a predictive editor of messages that include pictograms provided by ARASAAC¹ (Aragonese Centre for Augmentative & Alternative Communication). It is designed for spanish users, which is a significant advance. The principal contributions of *PictoEditor* are: predict the following pictogram to be included in the message and select the grammatical category of the pictogram to be used. In order to do this, *PictoEditor* uses a prediction algorithm that learns from previously prepared messages.

Another recent development in the area is *PICTAR* [9], a tool to be used by teachers who provide special education to people with autism spectrum disorders. *PICTAR* allows the teacher to create educational material based on ARASAAC pictograms, to be used in their classes. It is a web application that allows associate text to pictograms, change the color of pictograms, and delete a pictogram. One of the most powerful contributions of this tool is the possibility of translating a text to pictograms, making use of a predictive algorithm, as well as the possibility of changing an inadequate pictogram resulting from the translation process.

Finally, in [6] the authors present *Tiwouh*, a tool for the support of professionals who attend communication disorders. It has been tested with adults and young people who have intellectual disabilities and was developed under a multidisciplinary approach. *Tiwouh* is an ACS that allows to assemble a sequence of pictograms, verify and reproduce it by voice.

There are other scientific studies about ACS implementations, proposed by different points of view. Some of those do reference to the technological development. For example, in [5] the authors present an ACA adaptable to the user’s context, for children with intellectual disorders that are students of a Special School of Hong Kong. The ACA is based on Bluetooth Low Energy technology; however, in [5] the authors do not consigned detail about context or specific disabilities, they only present technical detail about computational development.

The explored solutions do not allow the automatic selection of pictograms according to the age, gender or place where the user is. In addition, like most that can be found in the literature, these are tools to support communication in patients with autism spectrum disorders, or with general communication disabilities. These applications were not designed specifically for children with ICP. An ACS for children with ICP should consider aspects such as the least possible displacement in the screen, and the inclusion of alarms since these are filters of the number of pictograms to be displayed on a screen.

¹ www.arasaac.org

III. CHILD-COMM COMMUNICATOR

The main objective of the Child-Comm is to improve the day-to-day communication between the IPRI professionals and the child patient with ICP, and between the child patient and its context outside the IPRI, using an application that works on mobile devices.

A. Functional Conception of Child-Comm

Currently, the professionals in the IPRI use manuals ACS, which are based on pictograms or photographs useful to express the patient communication needs. Thus, when the child wishes to express something, he must be assisted by therapists, family members or teachers in order to complete communication process. The role of the assistant in each therapy is to interpret and provide the images, blackboards or manual notebooks, so that the child can choose and indicate what he wants. This process is slow since the variety of images depends on the assistant interpretation and of the images' availability.

As an alternative solution, we studied the possibility of using ACS developed in other countries. However, this is complex, mainly because the terms used in the sound reproduction of electronic ACS do not always correspond directly to those of our country. For example, the Santiago del Estero culture allows interpreting a term in different ways, but even more, this culture makes use of very characteristic words to refer to certain objects, actions or situations. In addition, the existent ACS do not contemplate in their interfaces' adaptations to the motor needs of children, and in many cases, it gets to hinder the communication process. Under these considerations, the prototype developed for mobile devices tends to automate most assistance activities. In this way, Child-Comm satisfies the following requirements:

1. Works on mobile devices to facilitate its use inside and outside of IPRI.
2. It presents in its interface selectable icons or images that represent actions that the user wishes to carry out.
3. Displays images or pictograms according to the gender and age range of the patient.
4. Soundly reproduces an action (phrase or word) when the user selects an interface icon. To do this, he uses words from Santiago del Estero's culture.
5. It does not require in any case great efforts by the user (movements of arms or whole body) to execute the available options.

B. Architecture of Child-Comm

Based on the detailed requirements, we proposed the development of an evolutionary prototype for a mobile application. After an analysis of the trends of the most used mobile technologies in our country, we decided to develop the Child-Comm prototype for Android Operating System. The web application option was discarded due to the lack of internet access.

The Child-Comm architecture is of a monolithic type, it is described in a single block of the Client type [11], that means, the complete application resides in the device and uses its resources to operate. The Child-Comm architecture have three basic components: the *business logic* that allows communication between the data and the *user interface*, which the user uses to access the application. The selection of the *interface* to be deployed with a *logic processing*, is made for a particular user based on context information and the user type information. The information about each type of user resides in the *data logic*, and it is responsible for the management and control of the stored data, so the *interface* interacts with the *business logic* to access it. In the interaction between the *interface* and the *business logic*, the data processing and the management of the device resources are executed.

The development method used is Mobile-D [1], since it is a well-documented agile method. Given that Child-Comm is the first communicator prototype, documentation is essential to propose future functionalities increases.

C. Functionalities of Child-Comm

After a joint work with the IPRI professionals, the following main aspects are determined for the functionalities to be implemented in Child-Comm:

- Children with ICP should be able to select gender and age when they are starting the application. This would allow patients to access a personalized interface that offers images according to their selection. This is desirable because the communicative needs of a 2-year-old child are different a 7-year-old child who is already in school, for example.
- On the complexity and richness of the *vocabulary* to be used in Child-Comm according to the area worked: it is important that the child with ICP can communicate their *feelings* such as joy, sadness, or pain; and/or their *basic needs* like eating, thirsting, going to the bathroom; and/or their *desires* such as moving, reading, playing, among others, always maintaining a logical order. Thus, when the user indicates the *eating action*, the application must offer a list of tentative foods, or when the user selects the *play option*, Child-Comm must display a set of available games.
- We agree to use a *hierarchy of words* for the actions that the user wants to communicate, which affects the grouping of words according to the type of action to be performed, and this is important to select the images that will make up the interface. The first level of the hierarchy will represent the name of the most general action, for example, *lunch*. The next level group will have more specific actions related to the first level, as an example: eat, drink, eat dessert. The last level contains the options available for each word of the previous level immediately. For example, for the action to eat, these options could be noodles, chicken, rice, soup, pizza, among others.

Once the initial requirements have been refined, we selected the pictograms to be included in the interface, considering the ARASAAC portal² (Aragonese Centre for Augmentative & Alternative Communication), since users are familiar with these images.

the “Casa³” (Home) screen, the user will be able to observe two types of actions: on the one hand, *reproduction actions* such as “*mi nombre es*” (my name is), “*mama*” (mom), “*papá*” (dad), among other, while “*quiero*” (I want), “*yo soy*” (I am) and “*Terapia*” (Therapy) are *reproduction and deployment actions*.

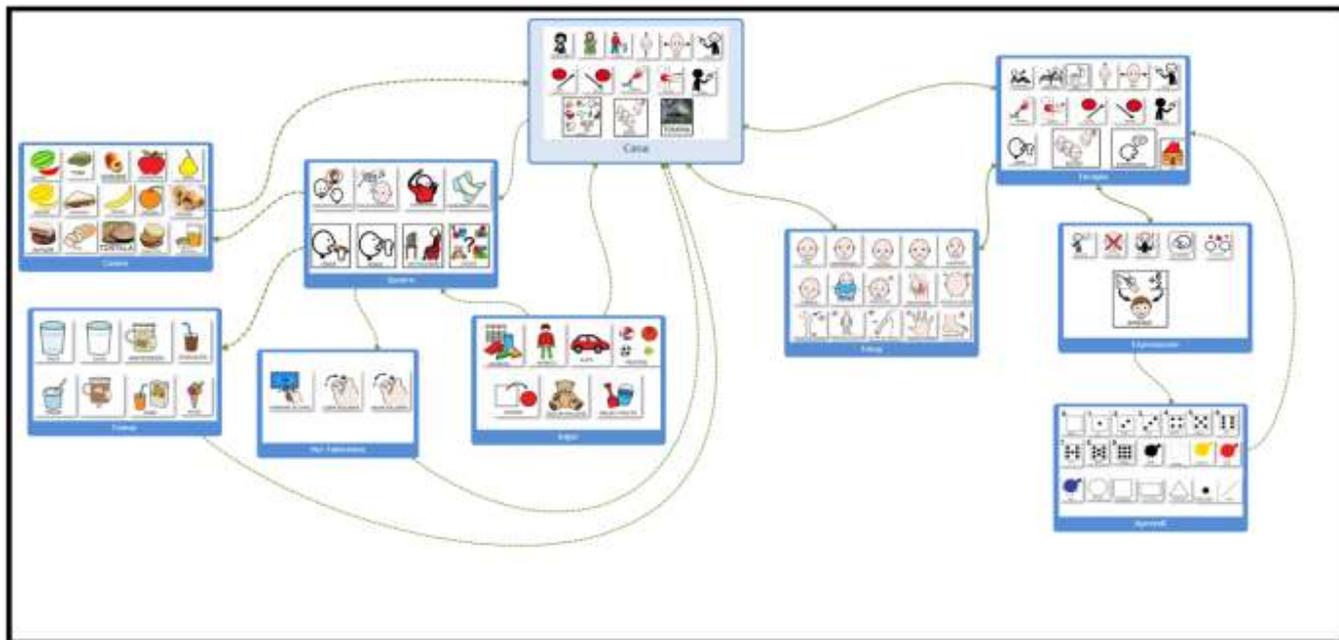


Figure 1. Navigation scheme of the basic communicator

The search, selection and filtering of pictograms for the prototype was an important task. This is because there are several cases where the labels are similar, and the pictograms are different. ARASAAC graphic resources are labeled with words or phrases typical of European semantics. Thus, the interpretation of a pictogram in our culture may be different from the label selected by the creator of the image.

Once the pictograms and their associated actions are selected, the action pictograms are classified according to their generality. For this, we define 2 types of actions (a general and a specific action), considering the communication frequency use and the language natural acquisition in the different evolutionary stages of infants.

Other important aspect in the Child-Comm develop is that it needs to differentiate the types of execution actions. On one hand the “*reproduction*” of specific actions, in which the communicator must only reproduce a sound before his selection; and on the other the actions of type “*reproduction and deployment*” of general actions, in which the communicator must reproduce the selected action and open a new interface associated with the selection.

Taking into account the above, Figure 1 shows the navigation scheme of the basic communicator. For example, in

In all cases in which the user selects a pictogram of type *reproduction*, the communicator returns to the “*Casa*” (Home) interface. If the user selects a *reproduction and deployment* pictogram, the communicator will move to another interface and return to “*Casa*” (Home) after reaching a *deployment action*. When the user selects “*Terapia*” (Therapy), the communicator registers that the user enters a therapy session and changes their behavior: Child-Comm maintains the therapy interface after the selections (either *reproduction and deployment* or *reproduction*).

When the “*Terapia*” (Therapy) is over and the user wants to return to the “*Casa*” (Home) interface, the user must inform this to Child-Comm by selecting the “*Casa*” (Home) pictogram. If this does not happen, the communicator will always return to the “*Terapia*” (Therapy) interface when selecting any pictogram.

Think about all this consideration, the Figure 2 shows the initial screen of Child-Comm. This screen allows the customization of the application, depending on whether the user is a boy (*Masculino*) or a girl (*Femenino*), so that the subsequent pictograms will be customized according to the chosen option. Also, this screen allows the entry of different *alarms* (*Configuración de Alarmas*) such as the main meals of

³ It is important to note that in *IPRI-Solution I* the language and cultural expressions are very relevant, so they remain in the original language.

² www.arasaac.org.

the user. Another important Child-Comm feature is that it allows the user to enter their age, being another filter for the selection of the following pictograms.

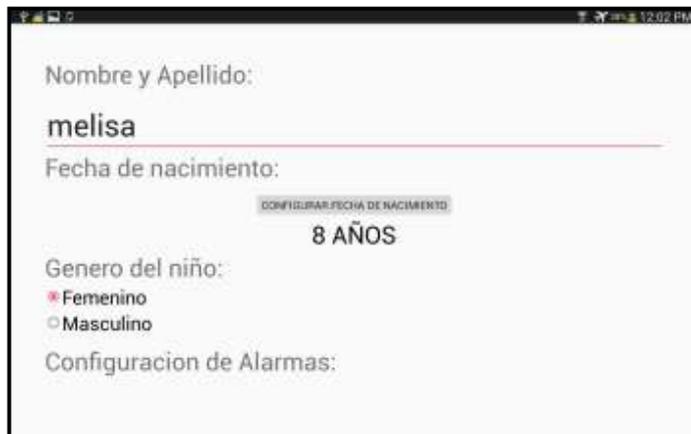


Figure 2. Child-Comm custom initialization screen

When the user is a girl, for example, and she is in her “Casa” (House), when she selects the option “quiero” (I want) Child-Comm display a screen similar to the screen illustrated in Figure 3.



Figure 3. Child-Comm screen for a female user that selects the option “Quiero” (I Want) in her “Casa” (House)

We can note that the number of pictograms included in this screen is reduced considering the user’s age and where she is, and the most of them referring to a female user, for example “Peinarme” (I want to brush my hair), “Acostarme” (I want to go to the bed). The meaning of all this images are reproduced by female voice.

With all these elements in play, we try to improve the capabilities of communication process for all the IPRI ‘s users. Then, the testing of Child-Comm is very important, and we detail this process in the next section.

IV. CHILD-COMM TEST

Since the Mobile-D development methodology is based on prototyping through interactions, each of the developed interactions was put on the consideration of IPRI professionals. Thus, we obtain and document several changes that resulted in the benefit of the first Child-Comm usable version. For example, we highlight the following observations that added value to the prototype: The voice that reproduces the action selected by the user must be played according to their gender, and do not request the re-entry of the personal data of the registered user each time she/he enters to the application.

In the first instance, the professionals of the Institution were in charge of prototype testing. Later, these same professionals guided the tests with real patients.

The protocol following for test the Child-Comm was:

1. Each prototype was put on consideration of therapist, those who were in charge of evaluating the needs of scrolling on the screen.
2. The therapist provides their point of view about the necessary improvements for each prototype.
3. Based on this consideration, the technical developers obtain a new version of Child-Comm; and again the steps 1 and 2 are carry out.
4. When the therapist considers that the ACS does not require any improvement, then the final users interact with the Child-Comm. In this case, the therapist supervises the ACS use, and register the beneficial and controversial situations that are emerging.
5. These beneficial and controversial situations are archived and informed to technical developers, who make the necessary adaptations over Child-Comm. This step is carry-out during a month.

Some of the criteria used in the tests are:

- If the selection of actions does not represent great movement difficulties for the patient
- If the grouping of content on the screens is similar to the logical sequence of actions in regular communication
- If the sound reproduction simulation is adequate
- If the images include in the prototype represent the possible actions to be communicated by the user.
- If these images are known to the user
- If the size of the images is adequate
- The distribution of the images on the prototype screen is adequate.

The results obtained were very satisfactory, highlighting the following advantages of using Child-Comm:

- The pictograms used are easily interpretable by users of all ages and genders.

- The number of pictograms per screen is correct, it does not saturate the user with options.
- The reproduction by voice of the pictograms is understandable to the user and is consistent with the user's social context.
- The movements necessary to reproduce a need are minimal, which favors fluid communication.

The profile configuration is appropriate, as it incorporates new communication functions for older users.

- It is very beneficial the login for different user's possibility, on the same device, without a necessary internet access. In this way, therapists can use the personalized application for each patient on the same mobile device.
- The use of alerts is an important advantage, as the user only displays the active pictograms in a specific time range.
- The pictograms of the alert screens are consistent with the needs of a child and their decision possibilities.

It is necessary to clarify that the user's location is not automatically detected in this prototype. However, the communicational process has been substantially improved.

V. FUTURE WORK

We presented the principal features of Child-Comm, that is an ACS, in other words, it is a mobile application for child with ICP. The mayor capability of Child-Comm is that is capable of adapting to user's features like age and gender. It is important to note that it is possible to reproduce this system and adapt it to other languages, as long as the new system maintain the simplicity of scrolling on the screen, guaranteeing the least effort of movement for the user.

However, it is necessary to make several adjustments in future works. First, the voice associated to a pictogram must reproduce a complete and a coherent sentence, instead of a single word. Second, with the objective of reduce the user's effort, the login must be an identifier, thus, the user does not have to write his personal data each time the child enters to the application. Finally, is very important to add flexibility to Child-Comm configuration respect to the number of pictograms to show per screen.

In addition, in the future we will work on the inclusion of a machine learning module that facilitates the configuration referred to above.

REFERENCES

- [1] P. ABRAHAMSSON et al. Mobile-D: an agile approach for mobile application development. En Companion to the 19th annual ACM SIGPLAN conference on Object-oriented programming systems, languages, and applications. ACM, 2004. p. 174-175.
- [2] P. P. ARGÜELLES. Parálisis cerebral infantil. Hospital Sant Joan de Dèu, 2008, p. 271-277.
- [3] D. BELTRÁN et al. Histidinemia en niños preescolares con trastornos de la comunicación oral. Revista de Investigación en Logopedia, 2013, vol. 3, no

- 2, p. 146-162.
- [4] N. CRESPO-EGUÍLAZ; J. NARBONA. Perfiles clínicos evolutivos y transiciones en el espectro del trastorno específico del desarrollo del lenguaje. Revista de neurología, 2003, vol. 36, no 1, p. 29.
- [5] CHAN, Rosanna Yuen-Yan, et al. A Context-Aware Augmentative and Alternative Communication System for School Children With Intellectual Disabilities. IEEE Systems Journal, 2019.
- [6] C. FAGE et al. Tiwouh: une solution complète et accompagnée pour la prise en charge des troubles de la communication. 2018.
- [7] A. FERNÁNDEZ et al. Generador Sc@ ut: Sistema de Creación de Comunicadores Personalizados para la Integración. Revista Iberoamericana de Tecnologías del/da Aprendizaje/Aprendizagem, 2009, p. 199.
- [8] K. KRIGGER. Cerebral palsy: an overview. American family physician, 2006, vol. 73, no 1.
- [9] A. MARTÍN et al. PICTAR: Una herramienta de elaboración de contenido para personas con TEA basada en la traducción de texto a pictogramas. XIX Interacción, 2018.
- [10] G. MÉNDEZ et al. PictoEditor: un editor predictivo basado en pictogramas para facilitar la interacción con personas con discapacidad. Interacción 2018, p. 11.
- [11] P. J. NAJAR. Prototipo de sistema móvil para e-turismo. Trabajo final de Licenciatura en Sistemas de Información. Facultad de Ciencias Exactas y Tecnologías, Universidad Nacional de Santiago del Estero, 2013.
- [12] G. R. ROBAINA-CASTELLANOS.; S. RIESGO-RODRÍGUEZ.; M. S. ROBAINA-CASTELLANOS. Definición y clasificación de la parálisis cerebral; ¿ un problema ya resuelto?. Revista de neurología, 2007, vol. 45, no 2, p. 110-117.
- [13] Z. SFAELLO. Clasificación de la PC. Modulo: Alteraciones Neurofisiológicas Del Desarrollo y el Aprendizaje. Diplomatura Superior en Educación Inclusiva-Atención a la Diversidad. 2015
- [14] J. STEPHENSON; L. LIMBRICK. A review of the use of touch-screen mobile devices by people with developmental disabilities. Journal of autism and developmental disorders, 2015, vol. 45, no 12, p. 3777-3791.
- [15] A. TRABACCA et al. Multidisciplinary rehabilitation for patients with cerebral palsy: improving long-term care. Journal of multidisciplinary healthcare, 2016, vol. 9, p. 455.

Évaluation de la compréhension de pictogrammes Arasaac et Sclera pour améliorer l'accessibilité du système de traduction médicale BabelDr

Magali Norré
Institut Langage et Communication
Université catholique de Louvain
Louvain-la-Neuve, Belgique
magali.norre@uclouvain.be

Pierrette Bouillon, Johanna Gerlach
Faculté de Traduction et d'Interprétation
Université de Genève
Genève, Suisse
{pierrette.bouillon, johanna.gerlach}@unige.ch

Hervé Spechbach
Hôpitaux Universitaires de Genève
Genève, Suisse
herve.spechbach@hcuge.ch

Résumé—Cet article présente une étude préliminaire menée afin d'évaluer la compréhension de pictogrammes pour les réponses des patients dans l'outil de traduction de la parole médicale, BabelDr, un système conçu pour améliorer la communication entre les médecins et les patients allophones (y inclus les patients sourds). Le recours aux pictogrammes dans ce type de systèmes pourrait également permettre de le rendre accessible aux personnes avec une Déficience Intellectuelle (DI). Un premier questionnaire a permis de collecter des données sur la compréhension de pictogrammes Arasaac et Sclera déjà utilisés par les personnes avec une DI dans les outils de Communication Alternative et Améliorée (CAA). Ces résultats serviront à adapter le système BabelDr et proposer une interface de réponses bidirectionnelle adaptée aux besoins de divers patients.

Mots-clés—BabelDr, traduction médicale, évaluation, pictogramme, arasaac, sclera, communication alternative et améliorée, caa

I. INTRODUCTION

Cette étude préliminaire vise (1) à évaluer la compréhension de pictogrammes pour la réponse des patients dans un système de traduction médicale, BabelDr, et (2) à proposer une nouvelle méthodologie d'évaluation. BabelDr (<https://babeldr.unige.ch/>) a pour but de concevoir un système de traduction fiable adapté au domaine médical pour améliorer la communication entre les médecins et les patients allophones (par exemple, les migrants) [1] [2], ainsi que les patients sourds [3]. Cet outil est constitué de plusieurs milliers de phrases, sélectionnées par les soignants et traduites manuellement par des humains. Il est aussi doté d'un système de reconnaissance et de synthèse vocales (*speech-to-speech*). Une version avec des vidéos en langue des signes de Suisse Romande (LSF-CH) est également implémentée et continue d'être développée avec la communauté sourde. Des recherches concernant la réalisation de personnages virtuels qui traduiront automatiquement le français vers la LSF-CH sont aussi menées au sein de l'Université de Genève [4].

Pour permettre aux personnes avec une Déficience Intellectuelle (DI) de communiquer, il existe plusieurs formes de Communication Alternative et Améliorée (CAA) [5]. Ces méthodes sont *alternatives* lorsqu'elles remplacent totalement les moyens d'expression orale et *améliorées* lorsqu'elles permettent de suppléer les capacités déjà présentes, pouvant même aider à l'émergence de l'oralisation ou de la graphie pour certaines personnes [6]. Le recours aux pictogrammes dans un système de traduction comme BabelDr pourrait également permettre de le rendre accessible aux personnes avec une DI. BabelDr a actuellement une interface unidirectionnelle. Le médecin pose principalement des questions fermées pour réaliser le diagnostic. Le patient peut alors répondre par « oui » ou « non », avec un geste ou en pointant. Utiliser une interface bidirectionnelle proposant un choix de pictogrammes pour les réponses des patients permettra d'étendre les questions disponibles aux médecins, en incluant des questions ouvertes et pourrait potentiellement réduire le sentiment de contrainte généré par le système (Fig. 1) [7].

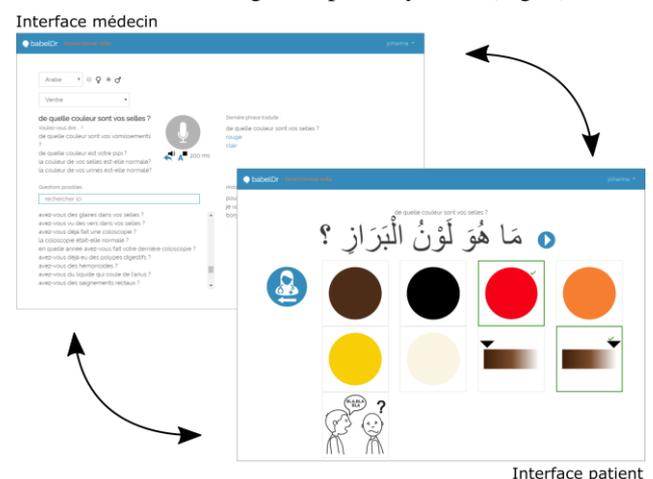


Fig. 1. Interface bidirectionnelle de BabelDr pour les médecins et les patients avec la question : « De quelle couleur sont vos selles ? ».

Il existe déjà plusieurs applications de communication pictographique développées pour le domaine médical (par exemple, « Mon traducteur de symptômes » ou « Medipicto AP-HP » qui a été lancée par les Hôpitaux de Paris), mais elles se limitent généralement à une recherche intelligente dans des bases de pictogrammes, ce qui n'est pas le cas de BabelDr. Celui-ci se fonde en effet sur des millions de variantes encodées par des linguistes. Il permet de s'exprimer librement à l'oral et lie la question du médecin à la traduction la plus proche et aux pictogrammes associés pour le patient.

Des images médicales sont également conçues pour rendre l'information plus accessible à tous comme les pictogrammes sur les boîtes de médicaments et les notices pour expliquer le dosage [8]. Une charte graphique pour la description de symptômes a par exemple été proposée afin de faciliter le travail des professionnels de la santé dans les salles de triage [9]. La conception de nouvelles images répond parfois aux besoins spécifiques des personnes en situation de handicap, c'est le cas des pictogrammes médicaux de Widgit Health [10] ou de SantéBD qui propose des contenus pédagogiques sous la forme de BD (dessins) pour mieux communiquer durant les consultations médicales. Les logopèdes (orthophonistes), ainsi que les ergothérapeutes ont souvent l'habitude de travailler avec différents ensembles de pictogrammes (par exemple, PCS pour Picture Communication Symbols, Makaton, etc.) qui sont conçus spécifiquement pour les personnes en situation de handicap et la CAA [5] [6].

Dans cette étude, nous décrivons les résultats d'un questionnaire élaboré afin d'évaluer dans le cadre de BabelDr deux grands ensembles de pictogrammes, librement accessibles : Arasaac et Sclera. Ceux-ci ont été déjà utilisés au sein de plusieurs projets. Des chercheurs français construisent une ressource sémantique [11] afin de, par exemple, pouvoir concevoir un système de traduction automatique de la parole vers les pictogrammes Arasaac [12]. Ces images sont également employées dans diverses ressources pédagogiques, ainsi que dans l'application de traduction espagnole Pictotraductor. Dans le cadre du projet européen Able to Include, un système de traduction automatique Text-to-Picto (et Picto-to-Text) [13] [14] a été conçu pour les personnes avec une DI en utilisant les pictogrammes Sclera et Beta, deux ensembles qui sont plus souvent utilisés en Belgique qu'en France. Dans la suite, nous décrivons la méthodologie suivie (section II), nos résultats (section III), ainsi que diverses perspectives (section IV).

II. MÉTHODOLOGIE

Dans cette section, nous détaillons la façon dont nous avons évalué la compréhension d'une trentaine de pictogrammes Arasaac et Sclera. Nous présentons d'abord notre questionnaire (A) et ensuite nos participants (B).

A. Questionnaire

Un questionnaire en trois langues (français, espagnol et arabe) a été implémenté avec Google Forms, une plateforme de sondage accessible en ligne. Une méthode d'échantillonnage boule de neige a été utilisée pour recruter les participants, qui ont eu deux semaines pour remplir le questionnaire. Il était composé de 33 questions et couvrait sept groupes de réponses selon le type de questions de BabelDr : (i) oui/non ; (ii)

localisation de la douleur ; (iii) description de la douleur (Fig. 2) ; (iv) temps ; (v) cause de la douleur (par exemple, activités) ; (vi) évaluation de la douleur ; (vii) champs visuels.

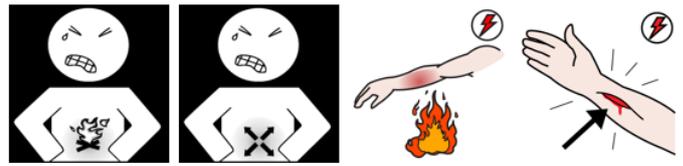


Fig. 2. Pictogrammes Sclera (à gauche) et Arasaac (à droite) évalués pour la description de la douleur : « sensation de brûlure », « douleur irradiante », « brûlure » et « coupure » (de gauche à droite).

Les participants devaient deviner la signification d'une réponse pictographique associée à une question de BabelDr. Le questionnaire contenait trois types de questions : (a) 10 questions à choix multiple avec plusieurs distracteurs dans les réponses (pour les groupes de réponses i/ii, 5 pictogrammes en Arasaac et 5 en Sclera) ; (b) 20 questions ouvertes (iii/iv/v, 10 en Arasaac et 10 souvent équivalents en Sclera) où ils devaient gloser le pictogramme ; (c) 3 questions à choix multiple sans distracteurs (vi/vii, seulement en Arasaac). Par exemple, le pictogramme Sclera « dire non » était évalué avec la question « Avez-vous mal au ventre ? » (Fig. 3). Les participants devaient choisir une seule proposition parmi quatre réponses, la proposition correcte étant ici : « Je n'ai pas mal au ventre ».

Avez-vous mal au ventre ? | Le duele el abdomen? | هل تُشعرُ بآلم في البطن ؟ *



- J'ai mal au ventre | Me duele el abdomen | لدي ألم في المعدة
- Je n'ai pas mal au ventre | No me duele el abdomen | ليس لدي ألم في المعدة
- Je veux quelque chose pour le ventre | Quiero algo para el abdomen | أريد شيئاً للبطن
- Je ne sais pas | No sé | لا أعرف

Fig. 3. Exemple de questions.

B. Participants

Étant donné qu'il s'agissait d'une étude préliminaire destinée à proposer une méthodologie d'évaluation, nous n'avons pas ciblé les personnes en situation de handicap. Nous avons néanmoins recueilli un total de 67 réponses utilisables à travers toutes les versions linguistiques du questionnaire provenant de trois pays : 44 en Belgique, 18 en France et 5 en Suisse. Tous les participants parlaient français (pour 88,1 %, c'était leur langue maternelle), avec la majorité ayant toujours vécu en Europe (85 %) et parlant également anglais. Les autres langues maternelles étaient : l'arabe (10,4 %), l'espagnol (4,5 %), l'arménien (1,5 %), le tchèque (1,5 %) et l'anglais (1,5 %). En plus, certains parlaient aussi d'autres langues comme le néerlandais ou l'allemand. L'âge des participants variait entre 18 et 66 ans. Un peu moins de la moitié étaient des étudiants (47,8 %). Leur domaine d'étude ou de

travail était très divers (littéraire, scientifique, académique, etc.). La profession la plus représentée était liée à la CAA et à la logopédie (orthophonie) avec au moins une dizaine de personnes. Il convient de noter qu'une dizaine d'autres participants étudiaient ou travaillaient dans le secteur médical.

III. RÉSULTATS

Cette section présente les différents résultats obtenus selon les types de questions (A), les groupes de réponses (B) et les deux ensembles de pictogrammes (C), avant d'analyser les réponses des professionnels de la santé (D).

A. Types de questions

Afin de proposer une première méthodologie pour évaluer la compréhension de pictogrammes auprès de potentiels utilisateurs en fonction de différentes phrases de BabelDr, nous avons testé trois types de questions.

Dans les questions à choix multiple avec distracteurs (a), nous avons défini une seule réponse correcte par pictogramme, ce qui nous a permis d'obtenir facilement des résultats quantitatifs. Pour les deux ensembles de pictogrammes, nous avons obtenu en moyenne un score de 75,2 % (pourcentage de réponses correctes). Il est possible que les distracteurs aient trop induit en erreur les participants vu qu'un seul pictogramme a été unanimement reconnu par tous les participants.

Pour les questions ouvertes (b), nous avons souvent obtenu plusieurs interprétations possibles pour un même pictogramme dans un contexte donné, en particulier pour la description de la douleur (iii). Les questions ouvertes sont plus difficiles à évaluer, mais nous avons obtenu un sens principal et des variantes intéressantes pour chaque cas. Par exemple, pour le pictogramme Sclera « douleur irradiante » (Fig. 2), les réponses incluaient : une douleur « irradiante », « diffuse (ou qui se propage) », des « crampes », un « gonflement (du ventre) », des « nausées » voire des « vomissements ». Afin d'obtenir des résultats quantitatifs, il faudrait définir un ensemble de réponses correctes ou des critères d'inclusion en concertation avec des professionnels de la santé. Dans ce type de questions, plusieurs personnes ont répondu qu'elles ne savaient pas ou qu'elles hésitaient en proposant plusieurs réponses différentes ou en les faisant terminer par un voire plusieurs points d'interrogation. Quelques-unes n'ont pas compris qu'elles devaient gloser le pictogramme et ont répondu à la question par « oui » ou « non ». Enfin, nous avons obtenu des réponses plus précises que d'autres, en particulier pour les pictogrammes décrivant la douleur (iii). Des participants ont par exemple donné le type de douleur (« brûlure », « démangeaison », « coupure » « saignement », etc.) en indiquant son emplacement (« dans l'estomac », « au bras »). Nous avons aussi obtenu des termes un peu plus spécialisés au domaine médical comme « de l'acidité » et « des reflux (ou des remontées) gastriques », « le prurit » ou « l'eczéma ». Nous avons également observé des variantes linguistiques concernant l'intensité de la douleur (« fulgurante », « forte », « pulsative », « aiguë », etc.). Deux personnes ont répondu en espagnol et une en arabe.

Pour les questions à choix multiple sans distracteurs (c), les participants devaient lier une phrase de BabelDr à un pictogramme que nous avons créé nous-même avec l'ensemble Arasaac car il n'en existait pas d'équivalent (Fig. 4). Nous avons

obtenu une moyenne de 86 % (pourcentage de réponses correctes) pour ces trois dernières questions. Cette méthode semble néanmoins plus facile car les participants pouvaient procéder par déduction, toutes les solutions étant proposées.

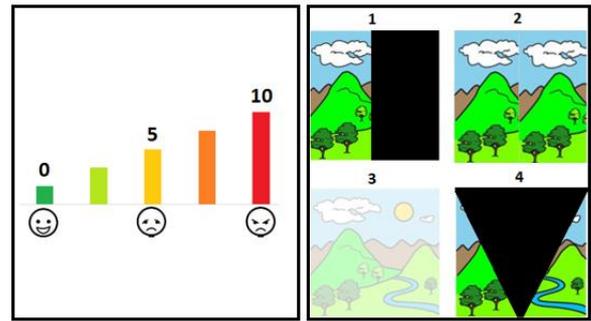


Fig. 4. Tâche avec pour consigne : « Reliez les images aux phrases » pour les pictogrammes liés à l'évaluation de la douleur et aux champs visuels.

Pour chaque phrase de BabelDr, les participants pouvaient choisir plusieurs réponses. Pour la question sur l'évaluation de la douleur (vi), le taux de réussite par phrase variait entre 62,6 % et 98,5 % (Fig. 5). Ils devaient associer les nombres de l'échelle (Fig. 4) aux phrases dans cet ordre-ci : (0) « Je n'ai pas mal » ; (3) « La douleur est supportable » ; (5) « J'ai mal » ; (8) « J'ai très mal » ; (10) « La douleur est insupportable ». Ce sont les phrases se trouvant à la première et dernière position de l'échelle (0 et 10), qui ont obtenu les meilleurs résultats (Fig. 5). Concernant les deux questions qui servaient à évaluer 8 pictogrammes liés aux champs visuels (vii), les réponses correctes par phrase variaient entre 86,5 % et 97 %. Dans l'exemple (Fig. 4), les associations pictogramme-phrase étaient les suivantes : (1) « Avez-vous perdu la vue de l'œil droit ? » ; (2) « Voyez-vous double ? » ; (3) « Avez-vous un voile blanc devant les yeux ? » ; (4) « Avez-vous perdu la vision centrale ».

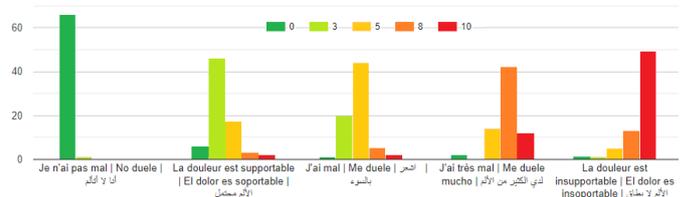


Fig. 5. Résultats de la question à choix multiple sans distracteurs sur l'évaluation de la douleur.

B. Groupes de réponses

Nous avons également observé des différences dans les scores de compréhension des pictogrammes (pourcentages de réponses correctes) selon tous les groupes de réponses (i-vii).

En faisant la moyenne des deux ensembles, les pictogrammes représentant une partie du corps humain (ii) ont été plus facilement reconnus (82,5 %) que les pictogrammes oui/non (64,1 %) (i). Nous avons évalué tous les pictogrammes qui décrivent la douleur (iii) avec la même question, à savoir : « Pouvez-vous décrire la douleur ? ». Nous avons obtenu plus d'interprétations différentes pour ces pictogrammes-là que pour ceux représentant une activité (v) comme « se coucher (au lit) » ou « manger » (Fig. 6) – des participants ont essayé de deviner ce qui était mangé dans le pictogramme Arasaac, ce qui n'était

pas le cas pour celui en Sclera. Toutes les activités ont été évaluées avec la question : « La douleur au ventre est-elle soulagée/déclenchée par quelque chose ? ». Pour la représentation du temps (iv), nous avons évalué qu'un seul pictogramme en utilisant la question « Quand avez-vous mal ? ». Plus de 85 % des participants ont répondu correctement « le matin », « quand je me réveille (ou me lève) », « au réveil », etc. pour la représentation d'un lever de soleil avec une flèche vers le haut (Fig. 6). Quelques personnes se sont trompées et ont répondu « le midi » ou « le soir ».



Fig. 6. Pictogrammes Sclera et Arasaac évalués pour les activités et la représentation du temps : « manger » et « matin ».

Comme nous l'avons vu, les pictogrammes pour l'évaluation de la douleur (vi) et le test des différents champs visuels (vii) étaient compréhensibles (respectivement 73,7 % et 93,6 %).

C. Arasaac et Sclera

Chaque pictogramme a un nom qui indique la signification que l'auteur a voulu lui donner. Les ensembles de pictogrammes pour les personnes avec une DI sont souvent multilingues ; leur nom est traduit en plusieurs langues. Il arrive que certains pictogrammes n'existent pas dans tous les ensembles ou avec des noms différents. Ce fut, par exemple, le cas du pictogramme Sclera « douleur irradiante » (Fig. 2) qui n'a pas d'équivalent en Arasaac ou « sensation de brûlure » qui est appelé « brûlure » en Arasaac. Pour les questions à choix multiple avec distracteurs, nous avons obtenu un score de 82 % pour l'ensemble Arasaac et 68,3 % pour Sclera.

Plusieurs pictogrammes étaient compréhensibles dans deux ensembles car les symboles représentés sont très similaires. Par exemple, pour aller aux « toilettes » ou « matin » (Fig. 6). D'autres pictogrammes étaient moins précis ou plus difficiles à deviner. Par exemple, le pictogramme Sclera « ventre » a obtenu un score parfait (100 %) ; tandis que le pictogramme « dos » de cet ensemble a obtenu un score relativement bas (55,2 %) à cause de la confusion avec le distracteur « poitrine » (41,8 %) dans la même question, la différence se marquant au niveau de la représentation du visage et des fesses (Fig. 7) – ce qui n'est pas le cas pour les pictogrammes équivalents en Arasaac que nous n'avons pas évalué pour ce groupe de réponses. En Sclera, les pictogrammes sont principalement en noir et blanc [13]. Ils ont un haut contraste et peu de détails distrayants [14]. Nous avons choisi d'utiliser les pictogrammes Arasaac en couleurs, mais ils sont également disponibles en noir et blanc.

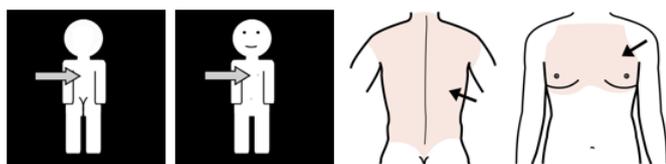


Fig. 7. Pictogrammes Sclera (évalués) et Arasaac (non évalués) pour la localisation de la douleur (une partie du corps humain) : « dos » et « poitrine ».

Pour la description de la douleur (Fig. 2), l'ensemble Sclera représente un humain faisant une grimace et un symbole spécifique qui se trouve toujours dans le ventre ; tandis que l'ensemble Arasaac inclut le symbole d'un éclair rouge. Pour le pictogramme Arasaac « douleur de poitrine », il y avait une majorité de réponses correctes (74,6 %), mais 23,9 % des participants ont choisi l'interprétation « J'ai de l'électricité dans la poitrine ». Le symbole de l'éclair rouge serait souvent utilisé pour signifier la douleur [8]. Cependant, cela ne semble pas universel, étant donné que dans les questions ouvertes, nous avons l'interprétation de « choc (électrique) », « décharge » « électrocution », etc. pour le pictogramme « coupure » (Fig. 2).

Il y avait aussi une grande différence entre les pictogrammes oui/non (Fig. 8) en Sclera (50 %) et en Arasaac (78,3 %). En contexte, les pictogrammes Sclera sont plus difficiles à comprendre parce qu'ils combinent la représentation du mouvement « oui » (flèche haut-bas) et « non » (gauche-droite) avec une expression du visage contente et pas contente (bouche vers le haut ou vers le bas). Si le médecin demande : « Avez-vous mal au ventre ? » (Fig. 3), l'expression du visage devrait être contente si la réponse ou le pictogramme évalué est « non » (et pas l'inverse), ce qui crée la confusion. 38,8 % ont choisi la mauvaise réponse et 43,3 % ont choisi la bonne réponse.



Fig. 8. Pictogrammes Sclera et Arasaac évalués pour oui/non : « dire oui » ou « dire non » et « oui » ou « non ».

La représentation du « oui » et du « non » est une question qui est souvent débattue par les logopèdes (orthophonistes) et les ergothérapeutes lorsqu'une forme de CAA est envisagée pour un patient avec une DI, un handicap moteur et langagier, etc. Dans son livre, Cataix-Nègre a soulevé la question suivante : « Comment en effet demander sans malaise à Kim, qui sort de sa consultation chirurgicale, alors qu'elle n'a pour répondre précisément que deux faciès – content et triste – pour exprimer le “oui” et le “non”, si elle a bien compris qu'elle va devoir subir une opération du bassin, porter un plâtre, rester trois semaines sur un chariot plat qu'elle ne pourra pas diriger ? » [6].

D. Professionnels de la santé

Dans cette section, nous présentons les résultats de deux petits groupes de participants : (I) les 10 logopèdes (orthophonistes) ; (II) les 10 personnes dans le secteur médical (7 en médecine, 1 en soins infirmiers, 1 sage-femme et 1 travaillant dans un domaine lié au handicap). Dans le groupe I, aucun participant n'avait le statut d'étudiant alors que le groupe II était constitué de 7 étudiants, 2 travailleurs et 1 retraité.

Pour les questions à choix multiple avec distracteurs (a), le groupe I a obtenu la moyenne de score la plus élevée, que ce soit pour les pictogrammes Arasaac (92 %) ou Sclera (76 %). Ces résultats montrent que les logopèdes (orthophonistes) ont plus l'habitude d'utiliser les pictogrammes que les autres professions. Le groupe II a aussi obtenu un score plus élevé que l'ensemble des participants pour les pictogrammes Arasaac

(88 %), mais pas pour ceux en Sclera (60 %). Les deux groupes ont un pourcentage de réponses correctes plus élevé pour les pictogrammes Arasaac que Sclera. En ce qui concerne les questions ouvertes (b), les interprétations proposées par le groupe I sont souvent correctes. Dans les deux groupes (I/II), nous avons néanmoins constaté quelques imprécisions, incompréhensions ou hésitations (réponses « ? », ou « non ») pour les pictogrammes décrivant la douleur (Fig. 9). Le groupe II a obtenu des scores élevés pour les questions à choix multiple sans distracteurs (c), en particulier pour les pictogrammes représentant les champs visuels (98,7 %).

Groupe I	Groupe II
Douleur irradiante	Un dolor irradiante en el vientre
Ça irradie partout	Douleur diffuse qui se propage
Elle irradie à partir du haut du ventre	Tiraillements
Douleur diffuse	Ça tire dans le ventre
Une douleur diffuse	Ça me tiraille
?? La douleur s'étend, est diffuse ?	Ça serre
J'ai mal partout dans l'abdomen	Lance
J'ai très mal à l'estomac	Mal au ventre
Aigue	Ça fait mal à l'estomac
Non	J'ai des nausées

Fig. 9. Les dix interprétations des deux groupes pour le pictogramme Sclera « douleur irradiante ».

Ces deux groupes ont obtenu de meilleurs résultats quantitatifs par rapport à l'ensemble des participants (n = 67). Les logopèdes (orthophonistes) utilisent déjà des systèmes pictographiques (sous format papier et/ou numérique). Il serait intéressant de faire passer ce type de questionnaires à plus de professionnels de la santé puisque les médecins seront de potentiels utilisateurs qui devront comprendre et interpréter les réponses pictographiques de leurs patients afin d'effectuer le bon diagnostic. Dans le cas d'une anamnèse, chaque réponse du patient a son importance. C'est pourquoi, les pictogrammes devraient éviter toute ambiguïté possible quel que soit le groupe de réponses auquel ils sont associés (évaluation et description de la douleur, représentation du temps, etc.). Bien que nous ayons analysé ici les réponses de professionnels ayant déjà utilisé des pictogrammes (I), nous pouvons supposer que la grande majorité de nos participants ne connaissait pas ces pictogrammes.

Durant la période de passation du questionnaire, nous avons reçu des commentaires d'une logopède (orthophoniste) française, qui pourront être pris en compte lors de nouvelles études. Bien que nous ayons mis un exemple de réponse attendue à partir de la partie proposant les questions ouvertes, la présentation des questions pourrait encore être améliorée. Dans les questions à choix multiple avec distracteurs, nous avons à chaque fois proposé le distracteur « Je ne sais pas ». Or, certains pictogrammes (par exemple, oui/non) auraient pu avoir cette signification-là selon le contexte. Afin d'éviter l'ambiguïté et un éventuel biais dans les résultats, nous pourrions le remplacer par « Je ne sais pas ce que signifie ce pictogramme ». La logopède (orthophoniste) nous a également fait remarquer que d'après son expérience, il ne faudrait pas mettre d'expression aux pictogrammes oui/non puisque l'on peut très bien répondre « non » en n'ayant pas une expression négative (par exemple, avec la phrase : « Avez-vous vomi ? »), et inversement pour le « oui » (on ne sourit pas après : « Avez-vous mal ? »).

IV. CONCLUSION

Cette étude préliminaire n'a pas montré qu'un ensemble de pictogramme est meilleur que les autres, pour tous les types de questions. Elle a donné un aperçu des difficultés liées à la représentation de réponses à des questions spécifiques dans le domaine médical sous la forme de pictogrammes. Ils ne sont pas totalement « universels », leur compréhension dépend non seulement de la question posée, mais aussi de l'interprétant [14]. Dans un contexte où une erreur de traduction peut avoir une influence sur le diagnostic [15], nous avons donc montré la nécessité de donner au médecin la possibilité de vérifier si le patient a bien compris en posant une question de confirmation.

En ce qui concerne les méthodes d'évaluation des images, les résultats pour les trois types de questions révèlent la difficulté d'évaluer les images avec des gloses textuelles, ce qui introduit une ambiguïté, la langue étant ambiguë [16]. Il est aussi possible que le patient comprenne le pictogramme, mais utilise un mot incorrect. Cependant, malgré un nombre de participants relativement peu élevé formant un groupe assez hétérogène, les données collectées pourront servir comme point de départ pour discuter des processus décisionnels sur comment concevoir une interface bidirectionnelle pour les réponses pictographiques des patients, ainsi que sur la façon d'évaluer leur compréhension.

Nous avons en effet proposé une première méthodologie d'évaluation concernant la compréhension de pictogrammes généralement utilisés par des personnes avec une DI ou en situation de handicap moteur et langagier. Les images que nous avons choisies n'ont pas été conçues spécifiquement pour le contexte médical, mais pour des applications de CAA généralistes. Comme nous l'avons déjà mentionné, nous n'avons pas fait passer ce questionnaire à des personnes handicapées. Néanmoins, dans une approche de conception centrée utilisateur, il est essentiel de faire participer les personnes concernées par ces systèmes, c'est-à-dire les médecins et les professionnels de la santé ainsi que les patients, qu'ils soient allophones ou en situation de handicap. Une étude a par exemple montré qu'en utilisant un jeu crowdsourcé appelé Doodle Health [17], il était possible de créer un grand ensemble d'images médicales et de les faire évaluer par une plus large communauté.

Plusieurs recherches ont également démontré que l'utilisation d'images dans le domaine médical avait un effet positif sur la compréhension des informations [18]. Améliorer l'accessibilité d'une interface de traduction médicale grâce à l'ajout de pictogrammes pourrait non seulement être envisagé pour les réponses des patients allophones, mais aussi ceux avec une DI voire les personnes sourdes [19] ou en situation de handicap moteur et langagier (aphasie, dysarthrie, etc.) [20] [21] [22], qui ont peut-être déjà utilisé ce type de pictogrammes. De futures études devront encore être menées afin d'évaluer la compréhension de pictogrammes en situation réelle au sein de dialogues entre des médecins et des patients allophones ou en situation de handicap avec la version bidirectionnelle du système de traduction BabelDr. En fonction du public visé, la méthodologie d'évaluation devra donc être adaptée [23].

Le questionnaire que nous avons réalisé dans le cadre de cette étude préliminaire est disponible en ligne (https://bfc.unige.ch/files/7215/8696/8036/Questionnaire_pictogrammes.pdf).

REMERCIEMENTS

Les symboles pictographiques utilisés sont la propriété de Gouvernement d'Aragon et sont l'œuvre de Sergio Palao pour Arasaac (<http://www.arasaac.org>) qui les publie sous licence Creative Commons. Les autres pictogrammes utilisés sont l'œuvre de l'association Sclera vzw (<https://www.sclera.be/>) qui les publie sous licence Creative Commons 2.0.

RÉFÉRENCES

- [1] Bouillon, P., Gerlach, J., Spechbach, H., Tsourakis, N. et Halimi, S. « BabelDr vs Google Translate: a user study at Geneva University Hospitals (HUG) », dans *Proceedings of the 20th Annual Conference of the European Association for Machine Translation*, Prague, République Tchèque, 2017.
- [2] Boujon, V., Bouillon, P., Spechbach, H., Gerlach, J. et Strasly, I. « Can speech-Enabled phraselators improve healthcare accessibility? A case study comparing BabelDr with MediBabble for anamnesis in emergency settings », dans *Proceedings of the 1st Swiss Conference on Barrier-free Communication*, Winterthur, Suisse, 2017, p. 32-38.
- [3] Strasly, I., Sebaï, T., Rigot, E., Marti, V., Gonzalez, J. M., Gerlach, J., Spechbach, H. et Bouillon, P. « Le projet BabelDr : rendre les informations médicales accessibles en Langue des Signes de Suisse Romande (LSF-SR) », dans *Proceedings of the 2nd Swiss Conference on Barrier-free Communication*, Genève, Suisse, 2018, p. 92-96.
- [4] David, B. et Bouillon, P. « 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 », dans Bourhis, G. et Slimane, M. (éd.), *10e conférence de l'IFRATH sur les technologies d'assistance. Recherches pluridisciplinaires pour l'autonomie des personnes en situation de handicap*, Paris, France, 2018.
- [5] Beukelman, D. R. et Mirenda, P. *Communication alternative et améliorée : Aider les enfants et les adultes avec des difficultés de communication*. De Boeck Supérieur, 2017.
- [6] Cataix-Nègre, E. *Communiquer autrement. Accompagner les personnes avec des troubles de la parole ou du langage : Les communications alternatives*. De Boeck Supérieur, 2017.
- [7] Spechbach, H., Gerlach, J., Karker, S. M., Tsourakis, N., Combesure, C. et Bouillon, P. « A Speech-Enabled Fixed-Phrase Translator for Emergency Settings: Crossover Study », dans *JMIR medical informatics*, 7(2), e13167, 2019.
- [8] Katz, M. G., Kripalani, S. et Weiss, B. D. « Use of pictorial aids in medication instructions: a review of the literature », dans *American Journal of Health-System Pharmacy*, 63(23), 2006, p. 2391-2397.
- [9] Alvarez, J. *Évaluation des systèmes symboliques des symptômes biomédicaux pour la création d'une interface graphique pluriculturelle de l'échelle de triage canadien*. Thèse, Université de Montréal, 2011.
- [10] Vaz, I. « Visual symbols in healthcare settings for children with learning disabilities and autism spectrum disorder », dans *British Journal of Nursing*, 22(3), 2013, p. 156-159.
- [11] Schwab, D., Trial, P., Vaschalde, C., Loïc, V. et Lecouteux, B. « Apporter des connaissances sémantiques à un jeu de pictogrammes destiné à des personnes en situation de handicap : Un ensemble de liens entre Wordnet et Arasaac, Arasaac-WN », dans *TALN 2019*, Toulouse, France, 2019.
- [12] Vaschalde, C., Trial, P., Esperança-Rodier, E., Schwab, D. et Lecouteux, B. « Automatic pictogram generation from speech to help the implementation of a mediated communication », dans *Proceedings of the 2nd Swiss Conference on Barrier-free Communication*, Genève, Suisse, 2018, p. 97-101.
- [13] Vandeghinste, V. et Schuurman, I. « Linking pictographs to synsets: Sclera2Cornetto », dans *Proceedings of the Ninth International Conference on Language Resources and Evaluation (LREC'14)*, vol. 9. ELRA, Paris, 2014, p. 3404-3410.
- [14] Sevens, L. *Words Divide, Pictographs Unite: Pictograph Communication Technologies for People with an Intellectual Disability*. Thèse, Katholieke Universiteit Leuven, 2018.
- [15] Flores, G., Laws, M. B., Mayo, S. J., Zuckerman, B., Abreu, M., Medina, L. et Hardt, E. J. « Errors in medical interpretation and their potential clinical consequences in pediatric encounters », dans *Pediatrics*, 111(1), 2003, p. 6-14.
- [16] Tenny, C. « A linguist looks at AAC: Language representation systems for augmentative and alternative communication, compared with writing systems and natural language », dans *Writing Systems Research*, 8(1), 2016, p. 84-119.
- [17] Christensen, C., Redd, D., Lake, E., Shipman, J. P., Aiono, H., Altizer, Jr. R., Bray B. E. et Zeng, Q. T. « Doodle Health: A Crowdsourcing Game for the Co-design and Testing of Pictographs to Reduce Disparities in Healthcare Communication », dans *AMIA Annual Symposium Proceedings*, American Medical Informatics Association, 2017, p. 585.
- [18] Houts, P. S., Doak, C. C., Doak, L. G. et Loscalzo, M. J. « The role of pictures in improving health communication: a review of research on attention, comprehension, recall, and adherence », dans *Patient education and counseling*, 61(2), 2006, p. 173-190.
- [19] Ribas, A. C., Fadel, L. M., Vanzin, T. et Ulbricht, V. R. « Accessible Icons for Deaf: An UX Approach », dans *International Conference of Design, User Experience, and Usability*, Springer, Cham, 2016, p. 124.
- [20] Brangier, E., Gronier, G. et Pino, P. « La conception d'icônes permettant la communication entre de grands handicapés moteurs aphasiques et leur entourage : éléments de communication palliative », dans *Revue d'Interaction Homme-Machine*, 2(2), 2001, p. 31-54.
- [21] Bandeira, F. M., Faria, F. P. D. et Araujo, E. B. D. « Quality assessment of in-hospital patients unable to speak who use alternative and extended communication », dans *Einstein*, São Paulo, Brésil, 9(4), 2011, p. 477.
- [22] Eadie, K., Carlyon, M. J., Stephens, J. et Wilson, M. D. « Communicating in the Pre-Hospital Emergency Environment », dans *Australian Health Review*, 37(2), 2013, p. 140-146.
- [23] Somers, H. « Theoretical and methodological issues regarding the use of Language Technologies for patients with limited English proficiency », dans *Proceedings of the 11th International Conference on Theoretical and Methodological Issues in Machine Translation (TMI-07)*, Skövde, 2007, p. 206-213.

Évaluation de la prédiction de mots dans un système de communication améliorée et alternative pour les personnes en situation de handicap

Presage et ACAT

Magali Norré

Institut Langage et Communication
Université catholique de Louvain
Louvain-la-Neuve, Belgique
magali.norre@uclouvain.be

Résumé—Cet article présente une évaluation d'un système de prédiction de mots dans un logiciel de Communication Améliorée et Alternative (CAA) pour les personnes en situation de handicap. En plus d'avoir une mobilité réduite, ces utilisateurs ont un usage de la parole plus ou moins altéré qui doit être compensé par une aide technologique proposant des modalités de saisie adaptées à leurs capacités. Afin d'accélérer leur vitesse de communication, différentes techniques de prédiction et de modélisation du langage sont utilisées. Ces approches sont étudiées par le biais de divers systèmes existants. Le paramétrage de prédicteurs est analysé, leur configuration en français étant évaluée par un simulateur et testée par une personne handicapée. Les résultats montrent qu'un modèle de langage construit à partir d'un gros corpus permet d'économiser plus d'une saisie sur deux, les performances de ces systèmes variant en fonction de plusieurs paramètres.

Mots-clés—prédiction de mots, communication améliorée et alternative, caa, technologie d'assistance, traitement automatique du langage, interaction homme-machine, évaluation, handicap

I. INTRODUCTION

Dans une société où la circulation de l'information et de la communication est devenue un réel enjeu, l'écart avec les personnes en situation de handicap qui connaissent à la fois d'importantes difficultés pour se déplacer et communiquer pourrait s'avérer davantage problématique. De nombreuses recherches sont néanmoins menées depuis des années dans le domaine du handicap et des aides logicielles. Certaines d'entre elles aboutissent à des prototypes opérationnels qui sont parfois commercialisés. Les personnes dont la communication est plus ou moins altérée ont désormais la possibilité de se procurer ces systèmes de Communication Améliorée et Alternative (CAA). Ces méthodes sont dites *améliorées* lorsqu'elles permettent de suppléer les capacités déjà présentes, pouvant même aider à l'émergence de l'oralisation ou de la graphie pour certaines personnes ; et *alternatives* lorsqu'elles remplacent totalement les moyens d'expression orale [1]. Les systèmes que nous évaluons sont davantage adaptés aux personnes paralysées ayant un trouble sévère de la parole, mais ne présentant pas une déficience intellectuelle, comme le locked-in syndrome.

Disponibles sur ordinateur ou tablette, la plupart intègrent des technologies comme la prédiction de textes, les claviers virtuels et la synthèse vocale destinée à oraliser le message. Cet article vise à présenter le fonctionnement des moteurs de prédiction, ces systèmes utilisés dans les téléphones portables qui suggèrent des mots en fonction des lettres déjà entrées. Cette technique bien connue du grand public permet à l'utilisateur d'économiser les saisies requises pour composer un mot et accélérer la vitesse de saisie. Étant donné que certains utilisateurs en situation de handicap ne peuvent se servir d'un clavier ou d'une souris, le recours à ces systèmes est alors nécessaire et se traduit par leur omniprésence dans de nombreuses communications alternatives modernes. L'état de l'art (section II) permettra de passer en revue leurs caractéristiques. Nous détaillerons ensuite les deux systèmes constituant notre étude de cas : le moteur de prédiction Presage [2] intégré au logiciel de CAA ACAT [3] (section III).

II. ÉTAT DE L'ART

Tout d'abord, nous introduisons quelques systèmes de prédiction de mots et de CAA existants (A), ainsi que certaines limites concernant leur évaluation (B).

A. Systèmes de prédiction de mots et de CAA

Avant d'être utilisés par le grand public dans les interfaces limitées comme les dispositifs mobiles, les systèmes d'optimisation de la saisie comme la prédiction de mots ont été initialement conçus pour les personnes en situation de handicap [4]. Il faut savoir que si l'on compare le débit de la communication orale estimé généralement à 150-200 mots par minute [5] [6] [7], les outils de CAA ne dépassent pas 10 à 15 mots par minute. Afin d'accélérer la vitesse de saisie de textes et diminuer la fatigue des utilisateurs, il existe diverses techniques et de nombreuses recherches sur la prédiction de textes [8] [9].

Les systèmes de prédiction se basent sur certaines informations contextuelles : statistiques ou linguistiques. Afin de modéliser le langage et l'adapter à l'utilisateur, il existe différents types d'approches qui peuvent néanmoins être

complémentaires et concerner à la fois la prédiction de lettres ainsi que la prédiction de mots. Les informations statistiques et linguistiques sont stockées dans des tables appelées dictionnaires ou lexiques [9]. Leur contenu peut soit être fixé préalablement par le concepteur et donc identique pour tous les utilisateurs, soit adapté automatiquement en fonction de ceux-ci.

Les systèmes statistiques modélisent le langage à l'aide de fréquences et de modèles markoviens basés sur les n-grammes – bigramme : séquence de deux éléments (mots, lettres ou caractères), trigramme : trois éléments, etc. – qui sont parfois associés à des techniques stochastiques plus avancées comme le lissage ou certaines interpolations. Il est possible d'adapter ce type de systèmes d'une langue à l'autre, mais également à un vocabulaire ou à un registre de langage plus spécifique. De nombreux claviers virtuels gratuits ou payants existent. Beaucoup de ces prédicteurs utilisent une approche statistique. C'est le cas de PolyPredix commercialisé par AssistiveWare [10] [11]. La prédiction statistique est utilisée dans le système Sibylle pour prédire les mots [12] [13] et les lettres [7].

Les outils de prédiction permettent de compléter un mot en ne proposant qu'une suggestion commençant par les caractères saisis, le choix s'affinant naturellement à chaque saisie. Lorsque l'utilisateur décide de retenir le mot proposé en le validant, celui-ci est directement intégré au texte permettant ainsi « d'économiser les dernières saisies qui auraient été nécessaires à la composition du mot » [14]. Les systèmes de prédiction affichent une liste de mots présentée au-dessus du clavier ou à côté. Le système de complétion VITIPI [15] affiche les fins de mots lorsqu'il n'y a plus d'ambiguïté possible. Les auteurs font remarquer que vu qu'il n'existe pas de liste de prédictions, la question de la surcharge cognitive ne se poserait plus [16] [17].

Les logiciels de prédiction et de complétion peuvent être intégrés à un clavier virtuel. L'utilisateur accepte les mots prédits en cliquant dessus à l'aide d'un dispositif de pointage (ex. : un contacteur) combiné à un système de défilement automatique du curseur (souvent par bloc, ligne et colonne). La sélection de mots se fait via un seul clic ou avec des raccourcis clavier. Le prototype de complétion néerlandais Soothsayer [18] fonctionne par exemple avec la touche espace, tandis que l'éditeur de texte intégré au moteur de prédiction Presage [2] nécessite la souris ou les touches F1 à F6 pour sélectionner les propositions. L'interface utilisateur ACAT [3] peut afficher la liste de mots à la fois horizontalement et verticalement.

B. Limites linguistiques, cognitives et ergonomiques

L'aide à la communication est un domaine pluridisciplinaire lié à la linguistique(-informatique), la psychologie cognitive, ainsi que l'ergonomie [19]. En ce qui concerne l'évaluation des systèmes de prédiction de mots, il est important de tenir compte de certaines limites concernant plusieurs aspects comme la modélisation du langage en Traitement Automatique des Langues (TAL), l'usage réel de la prédiction par les personnes en situation de handicap relatif à l'Interaction Homme-Machine (IHM), mais aussi à l'apport de différentes métriques. Il existe deux types d'évaluation : une méthode subjective qui prend en compte l'avis de potentiels utilisateurs et une méthode

objective centrée sur des métriques qui peut concerner soit le système end-to-end avec l'interface, soit seulement la prédiction.

Bien que l'on constate des écarts entre une évaluation objective et une évaluation subjective avec des participants, ce « décalage avec l'estimation des performances de la prédiction ne doit pas remettre pas en cause l'utilité des métriques utilisées » [8]. Concernant les mesures subjectives, il n'existe pas de méthode pour évaluer la satisfaction des utilisateurs dans le cas spécifique d'un système de prédiction de mots. L'Évaluation de la Satisfaction envers une Aide Technique (ESAT) est un questionnaire général qui comporte 12 énoncés de satisfaction sur les ajustements, le confort, l'efficacité, etc. pour tous les systèmes de CAA. Cette échelle est très rarement citée dans les études sur la prédiction de textes.

Pour évaluer la vitesse de saisie, les chercheurs calculent parfois le nombre moyen d'appuis par caractère saisi ou le nombre de mots par minute. Les résultats des différentes métriques dépendent souvent de l'utilisateur et de l'ergonomie puisqu'une mauvaise interface peut occasionner une charge cognitive supplémentaire qui pourrait, par exemple, ralentir la production de texte [20]. Il existe en réalité peu de recherches sur l'utilisation des systèmes de prédiction sur le long terme. L'IHM a un impact sur l'utilisation des aides à la saisie de texte. Si le système end-to-end comporte des sous-claviers pour accéder à certains caractères, il faudra compter plus de saisies si on évalue par exemple le KSR.

Les métriques classiques en TAL (par exemple, la perplexité ou l'entropie d'un modèle) sont rarement utilisées dans le domaine de la CAA. Issues de la théorie de l'information, elles « ne constituent pas des indicateurs explicites de l'aide fournie par la prédiction » [8]. Afin de l'évaluer et adapter ce système, les chercheurs et concepteurs implémentent souvent un module qui permet de simuler automatiquement la meilleure utilisation, c'est-à-dire ne calculant pas les erreurs que l'utilisateur produirait et sélectionnant directement la bonne prédiction dès qu'elle est susceptible d'apparaître dans la liste. Lors de tests en situation réelle, il ne faut pas oublier que les systèmes de prédiction imposent une charge cognitive aux utilisateurs [21].

C'est pourquoi, nous avons choisi d'effectuer une évaluation objective, ainsi qu'une évaluation subjective.

III. ÉTUDE DE CAS

L'objectif de cette étude était d'évaluer objectivement le moteur de prédiction de mots Presage et son paramétrage, avant de réaliser une évaluation subjective en situation réelle de cet outil intégré dans le logiciel de CAA complet ACAT. Nous présentons donc les deux systèmes que nous avons configurés et évalués (A), avant d'aborder notre méthodologie (B), ainsi que nos résultats (C) qui feront l'objet de la discussion et nous évoquerons certaines questions éthiques (D).

A. Presage intégré à ACAT

Les deux systèmes configurés et évalués ont été conçus de manière indépendante et sont tous les deux open source (Fig. 1). Nous avons d'abord testé la version 0.9.1 (2015) de Presage et ensuite la version 1.0.0 (2016) d'ACAT, qui intègre Presage.

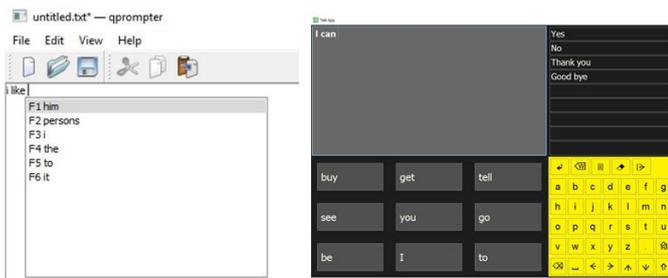


Fig. 1. Interface de Presage et ACAT.

Presage (anciennement Soothsayer) est un système de prédiction de mots développé par un chercheur dans le cadre de sa thèse [2]. Il est constitué de plusieurs prédicteurs statistiques et modèles de langage n-grammes fonctionnant avec des corpus. Il propose une liste de mots les plus probables à l'utilisateur.

Assistive Context-Aware Toolkit ou ACAT est l'interface utilisateur développée par Intel Corporation et initialement conçue pour une seule personne : le physicien Stephen Hawking atteint d'une sclérose latérale amyotrophique [3]. Presage est inclus par défaut dans la version adaptée au public. ACAT est un système de CAA en anglais qui comprend deux modes (Talk ou App), ainsi que plusieurs claviers virtuels accessibles via différentes modalités de saisie. Le système de défilement permet à l'utilisateur qui ne peut pas se servir d'une souris de sélectionner les caractères et les mots avec un détecteur de mouvements des sourcils, des joues ou de la bouche via une webcam. En raison du handicap de notre utilisateur de test, nous n'avons pas utilisé cette modalité de saisie. Le logiciel étant libre, des packs de langue sont disponibles sur GitHub.

B. Méthodologie

Nous avons étudié l'impact de plusieurs paramètres : le corpus, le modèle de langage n-gramme, le nombre de prédictions lexicales à afficher (évaluation objective), mais aussi l'interaction et la satisfaction de l'utilisateur concernant le système complet (évaluation subjective).

Par défaut, Presage est basé sur un modèle de langage trigramme lissé, entraîné à partir d'un livre libre de droit. Nous avons donc d'abord constitué des corpus d'entraînement et un corpus de test. Nous avons employé la version française de *Google Books Ngram* [22] de 2009 que nous avons tokenisée et traitée (46 786 461 uni/bi/trigrammes). Nous avons testé deux autres corpus d'entraînement : l'un était constitué du livre *À se tortdre* d'Alphonse Allais (38 123 mots) et l'autre de textes *Perso* représentant l'idiolecte de potentiels utilisateurs (18 337 mots), c'est-à-dire constitué d'articles de *Blog* (14 071 mots) et d'une *Interview* (4 306 mots), écrits par deux personnes handicapées.

Le corpus de test relevait d'un registre de langue familier. Il consistait en une centaine de phrases simples ne faisant pas partie des corpus d'entraînement, mais issues de diverses sources et destinées à refléter différents usages quotidiens. Nous avons pris une quarantaine de phrases générales issues d'un corpus destiné à évaluer des techniques de saisie de textes [23], que nous avons traduites en français. Nous avons ajouté des phrases utilisées dans le cadre de l'évaluation d'autres systèmes de CAA.

1) Évaluation objective

Afin d'évaluer le système de prédiction Presage, nous avons réalisé un simulateur automatique en adaptant et en étendant celui de l'auteur [2]. Nous avons ainsi calculé trois métriques : le Keystroke Saving Rate ou KSR (1), le taux d'économie de saisie qui ne prend pas en compte l'interface et le hit ratio (2).

$$KSR = \left(1 - \frac{ki + ks}{kn}\right) * 100 \quad (1)$$

En (1), ki est le nombre d'appuis réalisés, ks le nombre d'appuis nécessaires pour sélectionner la suggestion dans la liste de Presage ($ks = 1$ par mot), kn le nombre d'appuis qui auraient été nécessaires pour composer le texte sans utiliser le système. Le taux d'économie est similaire au KSR, mais ks n'est pas calculé. Le hit ratio (2) est le taux d'utilisation de la prédiction.

$$Hit\ ratio = \frac{\text{nombre de mots prédits}}{\text{nombre total de mots}} * 100 \quad (2)$$

2) Évaluation subjective

Afin d'évaluer Presage intégré à ACAT, nous avons effectué un test utilisateur avec une personne handicapée ayant une Infirmité Motrice Cérébrale (IMC) athétosique. D'après notre questionnaire, elle utilisait régulièrement des systèmes de CAA intégrant la prédiction de mots. Le participant était un adulte qui ne parle pas, ne présente pas de déficience intellectuelle et a un bon niveau de français. Nous lui avons demandé de recopier une vingtaine de phrases issues du corpus de test et d'utiliser la prédiction dès que le mot correct était affiché dans la liste.



Fig. 2. Presage dans ACAT : test utilisateur.

Il avait aussi la possibilité d'utiliser certaines abréviations grâce à un mécanisme de désabréviation automatique. L'une des consignes était d'y recourir en fonction des possibilités du texte. Pour sélectionner les caractères et les prédictions, il a utilisé la souris avec ses pieds (Fig. 2) car la crispation de son visage ne permettait pas d'utiliser le système de reconnaissance de mouvements. Après l'expérience que nous avons enregistrée avec l'outil *Morae*, il a répondu à un questionnaire et nous avons utilisé la *System Usability Scale* ou *SUS* [24].

Les paramètres de Presage ont été déterminés en fonction des résultats théoriques obtenus avec notre simulateur. L'option d'apprentissage automatique n'a pas été testée et est restée désactivée afin de conserver les mêmes probabilités tout au long de l'expérience. Le test utilisateur a duré une heure : une séance d'installation et d'explications de 10 minutes suivie de deux sessions (avec une pause), chacune destinée à retranscrire 10 phrases. La première a duré 28 minutes et la deuxième 20.

C. Résultats

Les simulations automatiques ont montré que le modèle de langage trigramme lissé avec interpolation linéaire entraîné avec le corpus *Google Books Ngram* obtenait les meilleures performances et permettait d'économiser plus d'une saisie sur deux en proposant cinq prédictions (Table I).

TABLE I. RÉSULTATS PAR CORPUS

	Google Books Ngram	À se tordre	Perso
KSR	57,9 %	39,6 %	39 %
Taux d'économie	75 %	54,7 %	53,1 %
Hit ratio	90 %	79,4 %	74,5 %

Nos résultats ont également montré que le modèle trigramme entraîné avec *Google Books Ngram* était meilleur qu'un modèle unigramme et qu'un modèle bigramme (Table II).

TABLE II. RÉSULTATS PAR NOMBRE DE N-GRAMMES

	Unigramme	Bigramme	Trigramme
KSR	43,8 %	54,1 %	57,9 %
Taux d'économie	60,3 %	71,2 %	75 %
Hit ratio	87,2 %	90,4 %	90 %

Au modèle de langage général entraîné avec le corpus *Google Books Ngram*, nous avons ajouté un modèle de langage utilisateur (Table III). Nous supposons donc que l'utilisateur ait saisi manuellement les textes du corpus *Perso*, du *Blog* ou de l'*Interview* lorsque le mode d'apprentissage était activé. Nous notons une sensible amélioration par rapport à la Table I.

TABLE III. RÉSULTATS AVEC UN MODÈLE DE LANGAGE UTILISATEUR

	Perso	Blog	Interview
KSR	59 %	58,7 %	58,5 %
Taux d'économie	76,4 %	76,1 %	75,9 %
Hit ratio	91,8 %	91,5 %	91,6 %

Toujours entraîné avec *Google Books Ngram*, nous montrons que plus le nombre de prédictions proposées est grand, plus les résultats sont élevés (Table IV). Il faut néanmoins noter que dans un système de CAA, il est nécessaire de tenir compte des aspects ergonomiques et cognitifs des utilisateurs.

TABLE IV. RÉSULTATS PAR NOMBRE DE PRÉDICTIONS

	1	3	5	7	9
KSR	45,3 %	51,2 %	57,9 %	60,1 %	61,4 %
Taux d'économie	60,5 %	67,5 %	75 %	77,5 %	78,9 %
Hit ratio	79,7 %	85,6 %	90 %	91,6 %	92,2 %

Ces différents tests effectués sur le même corpus de test ont permis d'identifier les paramètres à implémenter dans ACAT pour le test utilisateur, c'est-à-dire le modèle de langage trigramme lissé, entraîné à partir du corpus *Google Books Ngram*, associé à un modèle de langage utilisateur (le corpus *Perso*) et proposant une liste de 9 prédictions.

Les enregistrements du test utilisateur ont montré que la personne évaluée ne sélectionnait pas toujours la prédiction correcte dès qu'elle apparaissait dans la liste. Le participant qui avait l'occasion d'utiliser les abréviations préalablement encodées dans ACAT n'en a employées que quatre sur les dix occasions. Le score obtenu avec le SUS était de 70 % donc

presque bon (seuil à 73 %) [24]. Durant le test, nous avons observé que plusieurs propositions étaient mal contextualisées, que des mots étrangers, inexistantes ou des sigles (qui ne seront probablement jamais utilisés) étaient proposés. Le participant a aussi noté avoir été confronté à quelques bugs, mais a reconnu avoir été satisfait des systèmes et des prédictions.

D. Discussion

Tout d'abord, il faut souligner le fait qu'il est très difficile de comparer les études entre elles, notamment en raison de méthodologies hétérogènes. Les conditions de test ne sont pas toujours explicites et certaines ne font pas de distinction entre deux métriques souvent confondues : le KSR et le taux d'économie de saisie. Ils varient selon que l'on évalue l'interface complète ou seulement la prédiction. Les résultats du KSR sont effectivement toujours moins bons que ceux obtenus avec le taux d'économie, l'écart variant de 15 à 20 %. Bien qu'il ne donne pas d'information sur le nombre d'appuis effectués ou économisés, le hit ratio ou taux d'utilisation de la prédiction est généralement resté élevé, c'est-à-dire dépassant les 70 %.

Nos premiers tests ont montré que le corpus *Google Books Ngram* permettait d'économiser plus d'une saisie sur deux que ce soit via le KSR ou avec le taux d'économie. Nos résultats corroborent ceux de plusieurs auteurs qui obtiennent des KSR aux alentours des 50 % en fonction de divers corpus et paramètres [4] [7] [12] [13] [19] [20]. Nous avons constaté un très grand écart – de plus ou moins 20 % – dans les résultats obtenus avec *Google Books Ngram* et les deux autres corpus d'entraînement. Les données d'apprentissage ont donc un impact important sur les résultats. Si nous comparons la taille du corpus d'entraînement, nous avons vu qu'un corpus de plusieurs millions de n-grammes était plus performant qu'un corpus constitué d'un seul livre comme *À se tordre*. Nous avons aussi montré qu'un modèle de langage trigramme qui, pour chaque mot, prend en compte les deux précédents est plus performant qu'un modèle d'ordre inférieur comme mentionné dans différentes études [7] [25]. Quant à la combinaison d'un modèle de langage général avec un modèle de langage utilisateur, nous avons vu que plus le deuxième corpus d'entraînement est gros, meilleurs seront les résultats. L'efficacité est toutefois limitée. Il faudrait en effet que le système soit utilisé régulièrement.

En ce qui concerne les prédictions, nous supposons que plus leur nombre augmente, plus il y a de chances que le mot prédit soit le bon et donc celui recherché par l'utilisateur. Les résultats théoriques du hit ratio confirment bien cette hypothèse. Nous constatons une augmentation de plus de 10 % du taux d'utilisation selon que le système propose une ou (plus de) cinq prédictions. L'amélioration étant moins importante à partir de cinq, nous pensons que le choix doit se faire en fonction des préférences de l'utilisateur. Une étude [6] a par exemple testé jusqu'à vingt suggestions alors que d'autres [26] [27] avaient constaté une amélioration des résultats, c'est-à-dire une diminution du pourcentage du nombre d'appuis, en augmentant le nombre de mots prédits de un à dix.

Le temps et l'effort cognitif nécessaires pour sélectionner une proposition augmentent si le nombre de prédiction est élevé [9].

Un ergothérapeute insiste sur le fait que plus le nombre de prédictions est important, plus le KSR augmente et par conséquent, plus le temps de recherche d'un mot dans la liste augmente, ce qui diminuerait la vitesse de communication [14]. Comme il a déjà été mentionné dans la littérature [28], il faut donc toujours trouver le juste équilibre entre la maximisation de la performance et la minimisation de la charge cognitive ressentie par l'utilisateur, c'est-à-dire faire le choix entre un système plus performant ou moins fatiguant.

L'évaluation que nous avons conduite suggère les bénéfices que l'on peut attendre de l'utilisation de la CAA. Avant de conclure, il nous semble important de discuter de ces systèmes d'aide d'un point de vue éthique afin de mettre en avant certains risques et leurs implications. Des ateliers comme ETERNAL (Éthique et Traitement Automatique des Langues) ainsi que plusieurs études [29] [30] [31] commencent à aborder la question des risques éthiques liés aux technologies numériques. Une démarche conséquentialiste consiste alors à caractériser les facteurs de risque liés à l'utilisation des outils numériques.

Les concepteurs du système de prédiction Sibylle ont montré que celui-ci pouvait conduire à la production de plus de textes et une diminution de fautes d'orthographe chez des enfants avec une IMC [12]. Les auteurs s'interrogent toutefois sur la modification des compétences langagières due à une certaine dépendance, en se demandant « si l'aide favorise une maîtrise plus rapide du système de la langue, ou si l'amélioration de la qualité des productions ne masque pas un abandon de cette capacité au profit du système... » [29].

Autrement dit, un risque attendant à l'usage de ces technologies comme outil d'assistance ou de compensation serait la perte à terme d'une compétence supplée par la technologie. Les utilisateurs pourraient en effet avoir tendance à se fier davantage aux propositions de la machine plutôt qu'à leurs propres analyses. Ainsi, bien que ces systèmes soient conçus pour réduire leur handicap en leur permettant d'accélérer leur communication, ils peuvent aussi l'augmenter en les aidant à tout moment dans leurs choix orthographiques comme le font les correcteurs automatiques. Ainsi, ils se substituent aux réelles connaissances des utilisateurs.

Si nous poursuivons cette réflexion, le choix du corpus d'apprentissage et donc des mots que le système va proposer peut également être considéré comme un facteur de risque. On limite en effet à ce seul lexique appris par le système les possibilités d'interaction de l'utilisateur, ceci le plus souvent avec un but justifiable : saisir plus vite et ne pas le troubler avec des prédictions qu'il ne comprendrait pas. Les chercheurs sont confrontés à un dilemme. Si la prédiction dépasse les compétences langagières de l'utilisateur, elle peut le perturber, ce qui pourrait empêcher l'apprentissage chez des enfants. Mais si elle est trop simple, elle réduit ses possibilités d'expression en deçà de ses capacités et augmente son handicap. C'est pourquoi, le rôle des logopèdes et des ergothérapeutes est d'ajuster au mieux le lexique du système aux capacités du patient.

D'autres facteurs de risque peuvent également être envisagés. Des prédictions inappropriées pourraient avoir « une influence

négative sur l'état psychologique du patient (énervement, fatigue cognitive) » [29] [31]. En testant *Google Books Ngram* avec un réel utilisateur, nous avons noté plusieurs propositions lexicales « mal contextualisées ». Pour un usage en situation écologique, nous pensons que nos traitements ne sont pas suffisants vu le nombre de mots qui ne seront probablement jamais utilisés.

Il existerait donc plusieurs risques relatifs à la prédiction. Nous avons étudié un risque cognitif (régression) se traduisant par une perte d'autonomie ainsi qu'un risque psychologique lié au ressenti par rapport à l'usage de la prédiction. Ce type de réflexion nous semble important à relever, car les concepteurs de systèmes de prédiction ont tendance à penser en termes de gains immédiats, observables et mesurables objectivement (comme le taux d'économie de saisie ou la vitesse de saisie) en ne parlant pas des risques sur le long terme ou des éventuels « effets plus globaux sur la rééducation et l'évolution de la pathologie » [29].

IV. CONCLUSION

Cet article a montré qu'entraîné avec la version française du gros corpus *Google Books Ngram*, Presage permettait d'économiser plus d'une saisie sur deux. Nos résultats ont confirmé les précédentes études sur la prédiction, à savoir qu'un modèle de langage trigramme est plus efficace qu'un modèle n-gramme d'ordre inférieur et que plus le nombre de prédictions est grand, meilleurs seront le KSR, le taux d'économie de saisie et le hit ratio. Il est aussi possible d'obtenir des améliorations avec un modèle de langage utilisateur, mais cela prend du temps car le système de prédiction de mots doit s'adapter et donc être fréquemment utilisé. Le test de Presage dans ACAT en situation réelle par une personne handicapée était centré sur l'étude de l'interaction et de la satisfaction d'un potentiel utilisateur. Néanmoins, la grande variabilité au sein d'un même handicap (ici IMC) ne permet pas d'obtenir des conclusions facilement généralisables à l'ensemble des personnes qui seraient dans une situation de handicap plus ou moins similaire.

Notre test utilisateur a montré que certaines prédictions avaient peu de chance d'être utilisées et qu'elles n'étaient pas systématiquement choisies dès qu'elles apparaissaient dans la liste. Nous avons aussi vu que l'utilisation des prédictions dépend de la charge cognitive et visuelle du patient. En plus de l'effort physique, l'utilisateur doit se concentrer sur l'écriture de son texte, éviter de faire des erreurs, lire les prédictions et faire appel à ses capacités de mémorisation lorsqu'il pense pouvoir utiliser une abréviation. Ainsi, malgré l'implémentation d'un mécanisme permettant d'économiser davantage de saisies (et donc de pallier la lenteur de la communication), la personne testée a préféré ne pas les utiliser. D'un point de vue ergonomique, l'interface peut également avoir un impact sur les résultats de certaines métriques utilisées dans le cadre de la prédiction. En testant ACAT, nous avons par exemple constaté que le simple ajout d'un sous-clavier contenant les lettres accentuées est susceptible d'influencer le KSR.

Bien que nous n'ayons pas pu décrire tous nos résultats [32], nous pouvons conclure que l'intégration de Presage dans ACAT offre des possibilités intéressantes. Notre étude s'est limitée à un test utilisateur avec un seule personne en situation de handicap.

Elle a toutefois permis de relever une charge cognitive élevée, certains problèmes ergonomiques, mais aussi de compléter l'évaluation du système de prédiction. L'adaptation utilisateur reste un point central quand on évalue ce type de technologies. Il serait intéressant d'évaluer d'autres personnes en situation de handicap et de contribuer à l'amélioration ainsi qu'à l'accessibilité de ces systèmes open source.

REMERCIEMENTS

Presage est disponible en ligne sur SourceForge (<http://presage.sourceforge.net/>) sous la GNU General Public License version 2.0 et ACAT (<https://01.org/acat>) sur GitHub (<https://github.com/01org/acat>) sous l'Apache License version 2.0. Le corpus sous forme de n-grammes est disponible (<http://storage.googleapis.com/books/ngrams/books/datasetsv2.html>) sous la Creative Commons Attribution 3.0 Unported License. Enfin, certains fichiers relatifs à cette étude sont disponibles (https://github.com/Galami/WordPrediction_AAC).

RÉFÉRENCES

- [1] Cataix-Nègre, E. *Communiquer autrement. Accompagner les personnes avec des troubles de la parole ou du langage : Les communications alternatives*. De Boeck Supérieur, 2017.
- [2] Vescovi, M. *Soothsayer: Un sistema multi-sorgente per la predizione del testo*. Thèse, Politecnico di Milano, 2004.
- [3] Denman, P., Nachman, L. et Prasad, S. « Designing for "a" user: Stephen Hawking's UI », dans *Proceedings of the 14th Participatory Design Conference: Short Papers, Interactive Exhibitions, Workshops*, ACM, 2016, p. 94-95.
- [4] Antoine, J.-Y. « Prédiction de mots et saisie de requêtes sur interfaces limitées : Dispositifs mobiles et aide au handicap », dans *Recherche d'information contextuelle, assistée et personnalisée*, Recherche d'information et web, Hermès-Lavoisier, 2011, p. 273-298.
- [5] Wood, M. E. J. *Syntactic Pre-Processing in Single-Word Prediction for Disabled People*. Thèse, University of Bristol, 1996.
- [6] Copestake, A. « Augmented and alternative NLP techniques for augmentative and alternative communication », dans *Natural Language Processing for Communication Aids*, 1997, p. 37-42.
- [7] Schadle, I. *Sibylle : Système linguistique d'aide à la communication pour les personnes handicapées*. Thèse, Université de Bretagne Sud, 2003.
- [8] Antoine, J.-Y. et Maurel, D. « Aide à la communication pour personnes handicapées et prédiction de texte : Problématique, état des lieux et retour sur trente ans de recherche en communication augmentée », dans *TAL Traitement Automatique des Langues*, 48(2), 2007, p. 9-46.
- [9] Garay-Vitoria, N. et Abascal, J. « Text prediction systems: A survey », dans *Universal Access in the Information Society*, 4(3), 2006, p. 188-203.
- [10] Bérard, C. et Niemeijer, D. « Evaluating Effort Reduction through Different Word Prediction Systems », dans *International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 3, IEE, 2004, p. 2658-2663.
- [11] Niemeijer, D. « In memoriam of Christian Bérard : Striving for effort reduction through on-screen keyboard word prediction », dans *Assistive technology : From virtuality to reality*, Lille, France, 2005.
- [12] Wandmacher, T. et Antoine, J.-Y. « Modèle adaptatif pour la prédiction de mots : Adaptation à l'utilisateur et au contexte dans le cadre de la communication assistée pour personnes handicapées », dans *TAL Traitement Automatique des Langues*, 48(2), 2007, p. 71-95.
- [13] Wandmacher, T. *Adaptive word prediction and its application in an assistive communication system*. Thèse, Université François Rabelais de Tours, 2008.
- [14] Pouplin, S. *Evaluation de l'efficacité des logiciels de prédiction de mots sur la vitesse de saisie de texte sur l'outil informatique pour les personnes blessées médullaires cervicales*. Thèse, Université Paris-Saclay, 2016.
- [15] Boissière, P. et Dours, D. « Comment VITIPI un système d'assistance à l'écriture pour les personnes handicapées peut offrir des propriétés intéressantes pour le TALN ? », dans *Proceedings of TALN*, 1, 2001.
- [16] Boissière, P., Vigoureux, N., Mojahid, M., Sauzin, D. et Vella, F. « TALN et IHM : Une approche transdisciplinaire pour la saisie de textes de personnes en situation de handicaps », dans *22eme Conference sur le Traitement Automatique des Langues Naturelles (TALN 2015)*, 2015.
- [17] Boissière, P., Vigoureux, N., Mojahid, M., Sauzin, D. et Vella, F. « Adaptation of AAC to the context communication : A real improvement for the user illustration through the VITIPI word completion », dans *International Conference on Computers for Handicapped Persons*, Springer, 2012, p. 451-458.
- [18] Stoop, W. et Van Den Bosch, A. « Improving word prediction for augmentative communication by using idiolects and sociolects », dans *Dutch Journal of Applied Linguistics*, 3(2), 2014, p. 136-153.
- [19] Blache, P. et Rauzy, S., « Le moteur de prédiction de mots de la plateforme de communication alternative », dans *TAL Traitement Automatique des Langues*, 48(2), 2007, p. 47-70.
- [20] Trost, H., Matiassek, J. et Baroni, M. « The Language Component of the FASTY Text Prediction System », dans *Applied Artificial Intelligence*, 19(8), 2005, p. 743-781.
- [21] Renaud, A., Shein, F. et Tsang, V. « Grammaticality judgement in a word completion task », dans *Proceedings of the NAACL HLT 2010 Workshop on Computational Linguistics and Writing : Writing Processes and Authoring Aids*, ACL, 2010, p. 15-23.
- [22] Michel, J.-B., Shen, Y. K., Aiden, A. P., Veres, A., Gray, M. K., Pickett, J. P., Hoiberg, D., Clancy, D., Norvig, P., Orwant, J., Pinker, S., Nowak, M. A. et Aiden, E. L. « Quantitative analysis of culture using millions of digitized books », dans *Science*, 331(6014), 2011, p. 176-182.
- [23] MacKenzie, I. S. et Soukoreff, R. W. « Phrase sets for evaluating text entry techniques », dans *CHI'03 extended abstracts on Human factors in computing systems*, 2003, p. 754-755.
- [24] Brooke, J. « SUS: A quick and dirty usability scale », dans *Usability evaluation in industry*, 189(194), 1996.
- [25] Lesh, G. W., Moulton, B. J. et Higginbotham, D. J. « Effects of ngram order and training text size on word prediction », dans *Proceedings of the RESNA '99 Annual Conference*, Citeseer, 1999, p. 52-54.
- [26] Garay-Vitoria, N. et Abascal, J. « Intelligent Word-Prediction to Enhance Text Input Rate (A Syntactic Analysis-Based Word-Prediction Aid for People with Severe Motor and Speech Disability) », dans *Proceedings of the 2nd international conference on Intelligent user interfaces*, ACM, 1997, p. 241-244.
- [27] Hunnicutt, S. et Carlberger, J. « Improving Word Prediction Using Markov Models and Heuristic Methods », dans *AAC Augmentative and Alternative Communication*, 17(4), 2001, p. 255-264.
- [28] Ghedira, S. « Optimisation de la communication pour personnes handicapées », dans *22eme Conference sur le Traitement Automatique des Langues Naturelles (TALN 2015)*, 2015.
- [29] Antoine, J.-Y., Lefevre-Halftermeyer, A. et Allegre, W. « Pour une réflexion éthique sur les conséquences de l'usage des NTIC : Le cas des aides techniques (à composante langagière ou non) aux personnes handicapées », dans *Journée ATALA Ethique et TAL*, 2014.
- [30] Lefevre-Halftermeyer, A., Goevaere, V., Antoine, J.-Y., Allegre, W., Pouplin, S., Departe, J.-P., Slimani, S. et Spagnulo, A., « Typologie des risques pour une analyse éthique de l'impact des technologies du TAL », dans *TAL et Ethique*, 57(2), 2016, p. 47-71.
- [31] Antoine, J.-Y., Labat, M.-E., Lefevre-Halftermeyer, A. et Toinard, C., « Vers une méthode de maîtrise des risques dans l'informatisation de l'aide au handicap », dans *Environrisk'2014, Le forum de la gestion des risques technologiques, naturels et sanitaires*, Cépaduès, 2014.
- [32] Norré, M. *Configuration et évaluation d'un système de prédiction de mots au sein d'un logiciel de Communication Améliorée et Alternative (CAA) pour personnes handicapées : Étude de Presage et ACAT*. Mémoire, Université libre de Bruxelles, 2018.

La prise de décision floue peut-elle permettre d'améliorer les correcteurs orthographiques dys ?

Johana Bodard
CHArt EA4004
Université Paris 8
Saint-Denis, France
johana.bodard@etud.univ-paris8.fr

Isis Truck
CHArt EA4004
Université Paris 8
Saint-Denis, France
0000-0003-2052-2546

Céline Jost
CHArt EA4004
Université Paris 8
Saint-Denis, France
0000-0002-5870-9640

Gérard Uzan
CHArt EA4004
Université Paris 8
Saint-Denis, France
gerard.uzan@univ-paris8.fr

Résumé—Les personnes souffrant de dysorthographe et dyslexie ont bien souvent du mal à écrire sans faute et à être comprises. La question de la correction automatisée de textes rédigés par des personnes atteintes de ce type de handicap est importante, et toujours d'actualité, tant les correcteurs actuels peinent à répondre efficacement aux besoins.

Dans cet article, nous exposons les outils correcteurs actuels puis nous avançons une idée : celle que le problème étant dû à des erreurs humaines, des erreurs d'imprécision notamment, peut-être que des théories comme celle des sous-ensembles flous (exprimant par essence les imprécisions) associés aux mécanismes de prise de décision pourraient aider à améliorer les correcteurs existants. Un exemple d'algorithme correctif est suggéré, à partir d'un court texte écrit par une personne dys.

Mots clés—dyslexie, dysorthographe, correction, prise de décision floue

I. INTRODUCTION

La question de l'orthographe des mots est très ancienne, même si l'on dit qu'elle était extrêmement variable au Moyen-âge car l'écriture n'était qu'une sorte d'aide-mémoire, dans une civilisation surtout orale [1]. Dès la Renaissance, on a commencé à essayer de normer la langue parlée. Mais certains comme Louis Meigret souhaitaient que l'on écrive simplement en étant fidèle à la prononciation des mots [2], [3]. D'autres étaient partisans d'une orthographe étymologique.

Toujours est-il que la problématique de la correction orthographique est fondamentale dans une société de l'écrit. Et elle l'est plus encore pour des personnes souffrant de troubles cognitifs spécifiques, en particulier pour les personnes atteintes de dyslexie et dysorthographe. On sait bien que l'orthographe est un marqueur social très fort et que diagnostiquer et corriger les fautes est un enjeu majeur. Bien sûr, on s'intéresse à la correction automatique depuis de nombreuses années et on a atteint un niveau de correction qui peut sembler assez satisfaisant. Mais, à y regarder de près, les correcteurs fournis (y compris par les industriels) ne fonctionnent pas dans toutes les circonstances. En effet, dans beaucoup de cas, soit la correction proposée est erronée, soit il n'y a pas de correction du tout car le problème est jugé trop difficile. Sur les corpus issus de personnes dys, à peine un quart des fautes est corrigé [4]. Ainsi, la correction automatique *performante* de

textes produits par des dys est un sujet de recherche toujours d'actualité.

Par ailleurs, on a une intuition : sachant que corriger une erreur, c'est prendre une décision, il pourrait être pertinent d'étudier les travaux dans l'aide à la décision pour peut-être améliorer la performance de la correction. En effet, lorsque l'on corrige une erreur, on fait habituellement une proposition issue d'une liste de possibles habituellement triés par pertinence. Or, l'obtention de cette liste qu'on souhaite pertinente passe par une succession de "mini-décisions". Par exemple, pour le groupe de mots <havan c'est> issu d'un corpus dys, par décision *a*, on obtient <avant c'est> et par décision *b* puis *c*, on obtient <avancer>, <avancé>, <avancée> selon une liste triée. C'est-à-dire que dans le premier cas, on a corrigé uniquement <havan> et dans le deuxième, on a corrigé <havan> et <c'est>. Regarder la littérature dans les mécanismes de prise de décision en milieu incertain et imprécis pourrait rendre plus pertinente la liste des corrections proposées.

Dans cet article, nous définissons dans un premier temps, rapidement, les troubles cognitifs responsables des retards des personnes dites *dys*. Puis nous relatons les différents correcteurs orthographiques actuels que l'on peut trouver dans la littérature. Dans un deuxième temps, la prise de décision, en particulier floue, est expliquée et discutée, ce qui nous amène à proposer une ébauche d'algorithme, intégrant des décisions floues, pour améliorer les correcteurs. Enfin, nous concluons cette étude en suggérant des perspectives de travail.

II. LES DYS ET LES OUTILS DE CORRECTIONS ACTUELS

A. Les troubles cognitifs spécifiques

D'après la fédération française des Dys (FFDys), on distingue habituellement six familles de troubles : les troubles du développement du langage oral, du développement moteur, du développement des processus attentionnels et/ou des fonctions exécutives, du développement des processus mnésiques, les troubles des activités numériques et les troubles de l'acquisition du langage écrit, appelés dyslexie et dysorthographe.

Toujours selon la fédération, on parle, en France de 6 à 8% de personnes atteintes de troubles dys. Bien qu'aucune source réellement fiable ne puisse être citée, certains affirment que 4 à 5% des élèves d'une classe d'âge sont dyslexiques tandis que

Ce travail a été réalisé grâce au contrat doctoral n°68685 de l'Université Paris 8.

d'autres annoncent 8 à 10% d'enfants présentant un handicap lié à la dyslexie parmi les élèves scolarisés.

La dyslexie (difficulté de lecture) est toujours associée à la difficulté de transcription des mots (dysorthographe). Les erreurs en production écrite peuvent être catégorisées selon quatre types d'erreurs [5] :

- erreurs phonologiques : confusions entre sons proches (notamment concernant les paires de consonnes sourdes/sonores : faudra → fautra), assimilations (changer → chanher), substitutions de mots (dans → de), erreurs visuelles (confusion entre lettres miroirs : douce → bousse ; erreurs de jambage : amie → anie), inversions de caractères (personne → presonne), déplacements de caractère (digestif → disgetif), erreurs de graphie contextuelle (jardinier → gardinier), erreurs portant sur les graphies complexes (notamment les semi-voyelles : vieille → viéieu)
- erreurs sémantiques : confusions entre homophones (c'est → ses), erreurs de découpage (bienveillante → bien veillante)
- erreurs morphologiques : erreurs sur les morphogrammes grammaticaux (marques d'accord : une femme cultivé, une personne sportif ; désinences verbales : ils vive, on a manger), erreurs sur les morphogrammes lexicaux (gros → gro, retard → retare)
- erreurs orthographiques : elles sont liées à une difficulté à mémoriser l'orthographe d'usage des mots qui sont écrits comme ils se prononcent (niveau → nivo, histoire → istoir)

Corriger les fautes d'orthographe et de grammaire de façon automatique permettrait aux enfants de mieux s'intégrer et de mieux réussir dans une école véritablement inclusive.

B. Les correcteurs orthographiques spécifiques pour les personnes dys

Les premiers algorithmes de correction orthographique qui ont été élaborés utilisent des types d'erreurs simples pour la correction de mots isolés, c'est-à-dire sans prise en compte du contexte. Damerou propose ainsi de distinguer quatre types d'erreurs (insertion d'un caractère, omission d'un caractère, substitution d'un caractère par un autre, inversion de deux caractères adjacents) qui représenteraient 80 % des erreurs rencontrées [8]. Les travaux réalisés sur des corpus de textes peu normés ne retrouvent pas ses résultats. Mitton constate ainsi que seulement 69 % des erreurs issues d'un corpus de productions d'élèves faibles en orthographe entrent dans les quatre catégories d'erreurs définies par Damerou [9]. Les autres erreurs sont en majorité des erreurs non lexicales, c'est-à-dire des erreurs qui aboutissent à un mot qui existe dans le dictionnaire et qui ne peuvent donc pas être détectées ou corrigées sans prise en compte du contexte environnant (par exemple : **la plus part** pour **la plupart**). Ce type d'erreurs se retrouvent en proportion non négligeable dans les écrits des dys : Pedler relève 17 % d'erreurs non lexicales dans un corpus en langue anglaise [10], Antoine *et al.* 29 % dans un corpus en langue française [4].

Une autre limite de l'approche proposée par Damerou est qu'elle fait l'hypothèse que la majorité des mots erronés ne contiennent qu'une seule erreur. Or, l'analyse de corpus de textes rédigés par des personnes dys montre que ceux-ci font souvent plus d'une erreur par mot. Pedler relève 39 % d'erreurs multiples sur son corpus [10]. Ce taux monte à 54 % dans le corpus d'Antoine *et al.* [4].

Des méthodes plus complexes doivent donc être utilisées pour corriger les productions écrites des dys. Pour la détection et la correction des erreurs non lexicales chez les dys anglophones, Pedler propose d'identifier des ensembles de mots souvent confondus (comme {dessert, desert} ou {from, form}) et d'utiliser une analyse syntaxique et sémantique du contexte pour identifier quel mot de l'ensemble est le plus probable [10]. Rello, Ballesteros, et Bigham utilisent cette approche pour la correction des erreurs non lexicales chez les dys hispanophones [12].

Cependant, dans des textes peu normés, le contexte autour des mots erronés est lui aussi souvent erroné. Pour palier en partie ce problème, il est possible de s'appuyer sur la phonétique qui est correcte dans la plupart des cas. Sitbon, Bellot et Blache proposent un traitement phonétique au niveau de la phrase entière pour réécrire des phrases saisies par des enfants dys francophones dans un moteur de recherche [14]. Ce travail et celui d'Antoine *et al.* sur le développement d'un correcteur orthographique intégré à un prédicteur de mots [4] sont à notre connaissance les seuls travaux qui se sont intéressés aux traitements des erreurs d'orthographe d'enfants dys français.

III. PRENDRE UNE DÉCISION EN MILIEU IMPRÉCIS ET INCERTAIN

A. L'aide à la décision comme une aide dans un correcteur orthographique ?

L'aide à la décision est une branche de la théorie de la décision. Parmi les techniques d'aide à la décision se trouvent celles qui prennent en compte les imprécisions et les incertitudes, considérant les choix comme des objets plus ou moins probables, ou auxquels on affecte des degrés de vérité [6].

En particulier, il existe des techniques s'appuyant sur la théorie des sous-ensembles flous (notés habituellement SEFs) qui permettent de modéliser ce genre d'imprécision. En effet, la logique floue qui s'appuie sur la théorie des SEFs permet d'utiliser des versions "étendues" des variables de travail, autrement dit de considérer non seulement les variables en présence (ici, les *unités lexicales* — dans notre acception, une *unité lexicale* est simplement une suite de caractères séparée par des espaces ou de la ponctuation, indépendamment de tout dictionnaire) mais également la version imprécise de ces variables (intégrant éventuellement plusieurs *unités lexicales*).

Par exemple, au lieu de ne manipuler que l'unité lexicale "lésé", on manipulera également "lésée", "lésé", "lésés", "lésées", "l'aisé", mais également "laisser", "laissé", "l'essai", etc. c'est-à-dire des termes dont la sonorité est identique à

l'unité lexicale, mais également des termes dont la sonorité est approuvante.

Ainsi, on pourra conserver les imprécisions dans toute la chaîne de prise de décision. L'hypothèse qui est faite ici est que le résultat sera plus pertinent si l'on n'élimine pas des possibles dès le départ.

B. La logique floue pour des transitions plus souples dans les décisions

La théorie des sous-ensembles flous est une extension de la théorie des ensembles dans laquelle l'intersection d'une partie et de son complémentaire n'est pas nécessairement égale à l'ensemble vide, et l'union d'une partie et de son complémentaire n'est pas nécessairement égale à l'ensemble englobant les parties. Cela se traduit donc par une appartenance à un sous-ensemble flou qui n'exclut pas une appartenance à un autre sous-ensemble flou. Par exemple, dans la figure 1, certaines valeurs x de X appartiennent seulement à A_1 ou seulement à A_3 , mais d'autres (au niveau de l'intervalle B_2 , par exemple) peuvent appartenir à la fois à A_1 et A_2 , avec une valeur d'appartenance comprise entre 0 et 1, et dont la somme fait, sur ce schéma, toujours exactement 1.

Cette modélisation, inventée par Lotfi Zadeh, se prête bien à la description des phénomènes ne pouvant être que grossièrement décrits [7].

La logique floue, quant à elle, étend le syllogisme bien connu "Tous les hommes sont mortels (c'est-à-dire : si h est un homme alors h est mortel), or Socrate est un homme, donc Socrate est mortel" en : "si v est A alors w est B , or v est A' donc w est B'' ", avec B' à définir. A , B , A' sont des SEFs dont les fonctions d'appartenance sont définies lors de la modélisation, et B' est un SEF à calculer.

Prenons un exemple dont les règles floues sont les suivantes :

- si v est A_1 alors w est B_1
- si v est A_2 alors w est B_2
- si v est A_3 alors w est B_3

v est à valeurs dans X (voir figure 1) et on peut donc calculer sa valeur d'appartenance à A_1 , A_2 et A_3 . Par exemple, si v vaut 0, alors $\mu_{A_1}(v) = 1$, $\mu_{A_2}(v) = 0$ et $\mu_{A_3}(v) = 0$, avec $\mu_A(x)$ la fonction d'appartenance de x au sous-ensemble flou A .

Dans cet exemple, pour simplifier, les trois SEFs B_1 , B_2 et B_3 sont également définis sur X .

On observe (on mesure) v et on cherche à connaître la valeur de w . On va prendre trois types de décision différents. Dans le premier cas, on fait hypothèse que la valeur de v mesurée est extrêmement fiable et qu'elle est, de surcroît, *exactement égale* à A_1 , A_2 ou A_3 . Ainsi, la valeur de w en sortie sera toujours exactement égale à B_1 , B_2 ou B_3 . Par ailleurs, B_1 , B_2 et B_3 ne sont pas des sous-ensembles flous, mais de simples intervalles (cas limites des SEFs).

Dans le deuxième cas, on fait hypothèse que la valeur de v mesurée est extrêmement précise (voir figure 2 où v est défini sur l'axe de façon très précise). De surcroît, B_1 , B_2 et B_3 sont toujours des intervalles, mais cette fois, réduits à

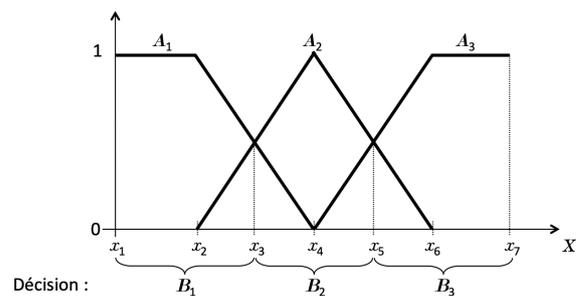


FIGURE 1. Modélisation d'un problème avec trois SEFs A_1, A_2, A_3 et trois intervalles pour la décision.

un point (respectivement x_1 , x_4 et x_7 , sur le schéma). Dans l'exemple, le calcul de la valeur de sortie w est un barycentre. Et donc, par exemple,

$$w = \frac{x_1\mu_{A_1}(v) + x_4\mu_{A_2}(v) + x_7\mu_{A_3}(v)}{\mu_{A_1}(v) + \mu_{A_2}(v) + \mu_{A_3}(v)}$$

soit, dans l'exemple,

$$w = \frac{x_1\mu_{A_1}(v) + x_4\mu_{A_2}(v)}{\mu_{A_1}(v) + \mu_{A_2}(v)}$$

puisque $\mu_{A_3}(v) = 0$.

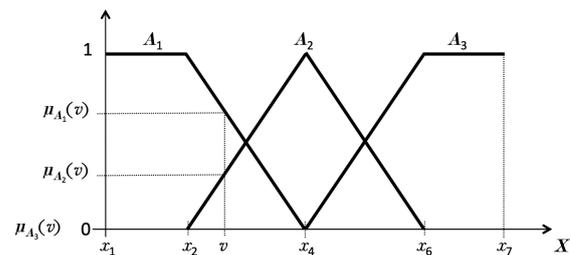


FIGURE 2. Modélisation d'un problème avec trois SEFs et trois points (x_1, x_4, x_7) pour la décision.

Dans le troisième cas, on fait toujours hypothèse que la valeur de v mesurée est extrêmement précise mais, cette fois, B_1 , B_2 et B_3 sont de véritables SEFs (voir figure 3, en pointillés). Pour calculer la valeur de sortie w , on peut utiliser des surfaces (voir figure 4, où la surface relative à B_1 (notée S_{B_1}) est hachurée avec des vaguelettes, la surface relative à B_2 (notée S_{B_2}) est hachurée avec des losanges noirs et la troisième surface (S_{B_3}) est nulle). Donc on définit w ainsi :

$$w = \frac{x_1S_{B_1} + x_4S_{B_2} + x_7S_{B_3}}{S_{B_1} + S_{B_2} + S_{B_3}}$$

soit, dans l'exemple,

$$w = \frac{x_1S_{B_1} + x_4S_{B_2}}{S_{B_1} + S_{B_2}}$$

Nota bene : Dans ces trois cas, on a cherché à calculer la valeur précise w , donc on a *défuzzifié* w . On pourrait

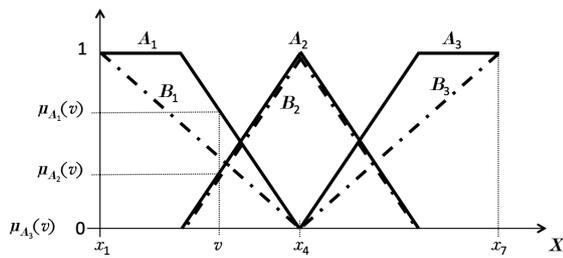


FIGURE 3. Modélisation d'un problème avec trois SEFs en entrée et trois SEFs pour la décision.

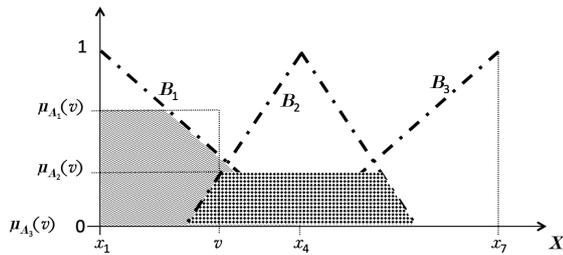


FIGURE 4. Calcul des surfaces pour la décision.

également ne pas calculer la valeur défuzzifiée et souhaiter conserver un résultat flou.

Ainsi, on peut analyser l'intérêt d'utiliser des SEFs dans les règles et, en particulier, on peut étudier l'évolution de w en fonction de la valeur v en entrée.

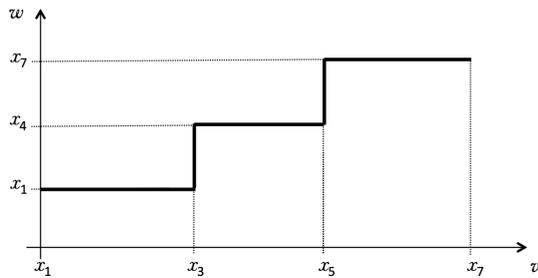


FIGURE 5. Analyse de l'évolution : premier cas.

Dans le premier cas (voir figure 5), la valeur en entrée v est considérée comme se superposant exactement à l'un des SEFs possibles et la décision possible (B_1 , B_2 ou B_3) est un intervalle. Donc la décision n'utilise pas la modélisation floue et le résultat évolue par paliers, selon une courbe discontinue, avec un choix de la classe d'appartenance la plus probable. En effet, lorsque v augmente, w augmente également, mais de façon saccadée, en escalier, avec des cassures nettes lorsque v atteint x_3 puis x_5 .

Dans le deuxième cas (voir figure 6), la valeur en entrée v est considérée comme très précise et on calcule donc son

appartenance aux SEFs A_1 , A_2 et A_3 . La décision possible (B_1 , B_2 ou B_3) est cette fois réduite à un point.

Le calcul tient compte des valeurs d'appartenance et le résultat évolue selon une courbe continue, linéaire par morceaux. La variable de w en fonction de v est plus douce.

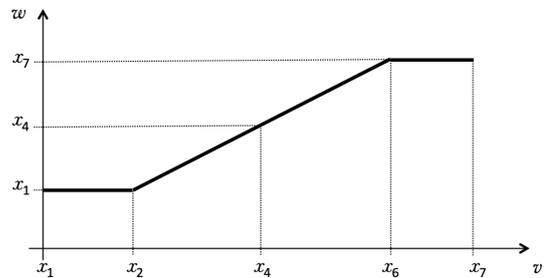


FIGURE 6. Analyse de l'évolution : deuxième cas.

Dans le troisième cas (voir figure 7), la valeur en entrée v est toujours considérée comme très précise. On calcule donc encore son appartenance aux SEFs A_1 , A_2 et A_3 , mais la décision possible (B_1 , B_2 ou B_3) est cette fois définie sous la forme de trois SEFs.

Le calcul tient compte des valeurs d'appartenance reportées sur les SEFs B_1 , B_2 et B_3 , donnant ainsi des surfaces. Le résultat évolue selon une courbe lissée, correspondant bien à la modélisation d'un problème flou.

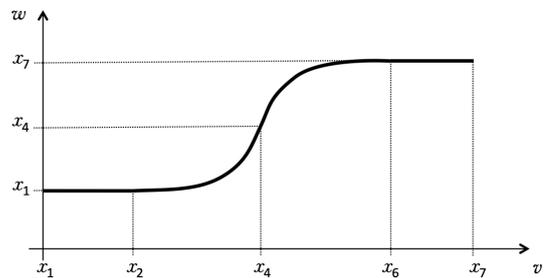


FIGURE 7. Analyse de l'évolution : troisième cas.

Cet exemple a montré que, grâce au flou, on peut modéliser davantage de souplesse dans la prise de décision.

En effet, le fait de faire évoluer "doucement" w peut être comparé au fait de décider de sélectionner un mot correcteur (pour établir une correction du mot erroné) ou bien un autre, de façon plus douce. Ainsi, on aurait une valeur d'appartenance à un mot correcteur mais également une valeur d'appartenance à un deuxième mot correcteur, voire un troisième, quatrième, etc.

Ces valeurs d'appartenance (non nulles) à plusieurs mots indiquent un ensemble de possibilités solutions, au lieu de n'en conserver qu'une seule.

En conséquence, les SEFs B_1 , B_2 , etc. pourraient représenter les mots corrections possibles, pour une même sonorité (par exemple : <souris>, <sourit>, ...) et l'axe X pourrait déterminer la proximité sonore entre les mots corrections.

Dans un autre registre, on pourrait également envisager que les SEFs représentent des catégories d'erreurs et que l'on obtiendrait un degré d'appartenance à chaque SEF pour chaque mot erroné. Ces catégories d'erreurs pourraient donc être utilisées dans la correction et on pourrait envisager des règles du type :

- R1 : "Si erreur est e_{11} et e_{21} ou e_{31} alors appliquer correction c_{11} ",
- R2 : "Si erreur est e_{21} et e_{22} alors appliquer correction c_{21} ",
- etc.

Et on obtiendrait, à la fin, des appartenances à des propositions de correction de mots qui permettraient de "classer" la meilleure proposition : par exemple : <souris> à 0.82 ; <sourit> à 0.1, etc. Dans ce cas, on ne défuzzifierait pas le w qui resterait une valeur floue correspondant à plusieurs mots correcteurs possibles.

Maintenant que nous avons étudié l'intérêt d'apporter du flou dans la prise de décision, nous allons suggérer des ajouts dans le schéma global de correction, tel que nous l'envisageons.

IV. PROPOSITION DE TRAVAIL POUR L'AMÉLIORATION DES CORRECTIONS DES FAUTES DYS AVEC PRISE DE DÉCISION FLOUE

Le filtre de correction que nous souhaitons mettre en place pour améliorer la correction des fautes dys est composé de plusieurs phases, telles que décrites en figure 8. L'exemple reprend un véritable extrait de texte rédigé par une personne dysorthographique et analyse l'algorithme permettant d'aboutir à une liste de suggestions de mots correcteurs.

Il nous semble que les mécanismes issus de la théorie des sous-ensembles flous pourraient être injectés au niveau des étapes de définition de la liste de suggestions et de la liste finale triée (en bas à gauche et à droite dans la figure). En effet, l'obtention de la liste de suggestions avec les modules de phonétisation, de gestion de l'omission de l'apostrophe et de mesure de similarité peut probablement se faire en utilisant du flou.

Et la liste de suggestions devrait être un ensemble de couples (valeurs d'appartenance, SEF). Le tri de cette liste pourrait s'envisager par simple comparaison des valeurs d'appartenance.

V. CONCLUSIONS

On a vu dans cet article que les correcteurs actuels de l'orthographe chez les personnes dys ont encore une bonne marge de progression avant de pouvoir être considérés comme totalement efficaces. On a également vu que la problématique de proposition de corrections d'un mot ou d'un groupe de mots (suggestion de mots correcteurs) peut s'apparenter à un problème de prise de décision en milieu incertain et imprécis. Nous avons suggéré, en montrant un exemple, que la prise de décision floue semble pertinente dans ce cas de figure, puisqu'elle permet de conserver des imprécisions dans toute la chaîne du raisonnement.

Les travaux futurs que nous envisageons sur ces questions consisteront à mettre en application ces idées dans l'algorithme que nous avons présenté en dernière partie. Pour finir, on n'exclut pas d'envisager d'autres outils flous pour améliorer la précision de l'outil de correction, comme par exemple les *hesitant fuzzy subsets* [15] qui permettent de modéliser des situations d'hésitation, c'est-à-dire des situations où il est difficile de déterminer l'appartenance d'un élément à un ensemble à cause d'un doute entre différentes valeurs.

RÉFÉRENCES

- [1] D. Sallenave, "L'orthographe : Histoire d'une longue querelle," Note dans l'Académie française, www.academie-francaise.fr/lorthographe-histoire-dune-longue-querelle-0, 2016.
- [2] L. Meïgret, "Traite touchant le commun usage de l'écriture française," 1542.
- [3] L. Meïgret, "Le tretté de la grammère française," 1550.
- [4] J.-Y. Antoine, M. Crochet, C. Arbizu, E. Lopez et S. Pouplin, "Ma copie adore le vélo : analyse des besoins réels en correction orthographique sur un corpus de dictées d'enfants," TALN 2019, Toulouse, France, 2019.
- [5] C. Wicker, T. Barbier, C. Bataille, M.-H. Ferrand, M.-A. Sandrin-Bui, "Dyslexie et dysorthographe," *Projet Tous à l'école*, <http://www.tousalecole.fr/content/dyslexie-et-dysorthographie>, 2020.
- [6] H. Raiffa, "Decision Analysis : Introductory Lectures on Choices Under Uncertainty," College custom series, McGraw-Hill, 1997.
- [7] L. A. Zadeh, "Fuzzy sets," *Information and Control*, vol. 8(3), pages 338–353, 1965.
- [8] F. J. Damerau, "A technique for computer detection and correction of spelling errors," *Communications of the ACM*, vol. 7, n° 3, p. 171-176, janv. 1964, doi : 10.1145/363958.363994.
- [9] R. Mitton, "Spelling checkers, spelling correctors and the misspellings of poor spellers," *Information Processing & Management*, vol. 23, n° 5, p. 495505, janv. 1987, doi : 10.1016/0306-4573(87)90116-6.
- [10] J. Pedler, "Computer Correction of Real-word Spelling Errors in Dyslexic Text," University of London, 2007.
- [11] A. Golding, "A Bayesian Hybrid Method for Context-sensitive Spelling Correction," in *Third Workshop on Very Large Corpora*, 1995.
- [12] L. Rello, M. Ballesteros, et J. P. Bigham, "A Spellchecker for Dyslexia," *Proceedings of the 17th International ACM SIGACCESS Conference on Computers & Accessibility*, 2015, p. 3947, doi : 10.1145/2700648.2809850.
- [13] K. Toutanova, R. C. Moore, "Pronunciation Modeling for Improved Spelling Correction," *Proceedings of the 40th annual meeting of ACL*, Philadelphia, p. 144-151, Juillet, 2002.
- [14] L. Sitbon, P. Bellot, et P. Blache, "Éléments pour adapter les systèmes de recherche d'information aux dyslexiques," *Traitement Automatique des Langues*, vol. 48, n° 2, p. 123147, 2008.
- [15] V. Torra, "Hesitant Fuzzy Sets," *International Journal of Intelligence Systems*, John Wiley & Sons, Inc., vol. 25(6), p. 529–539, 2010.

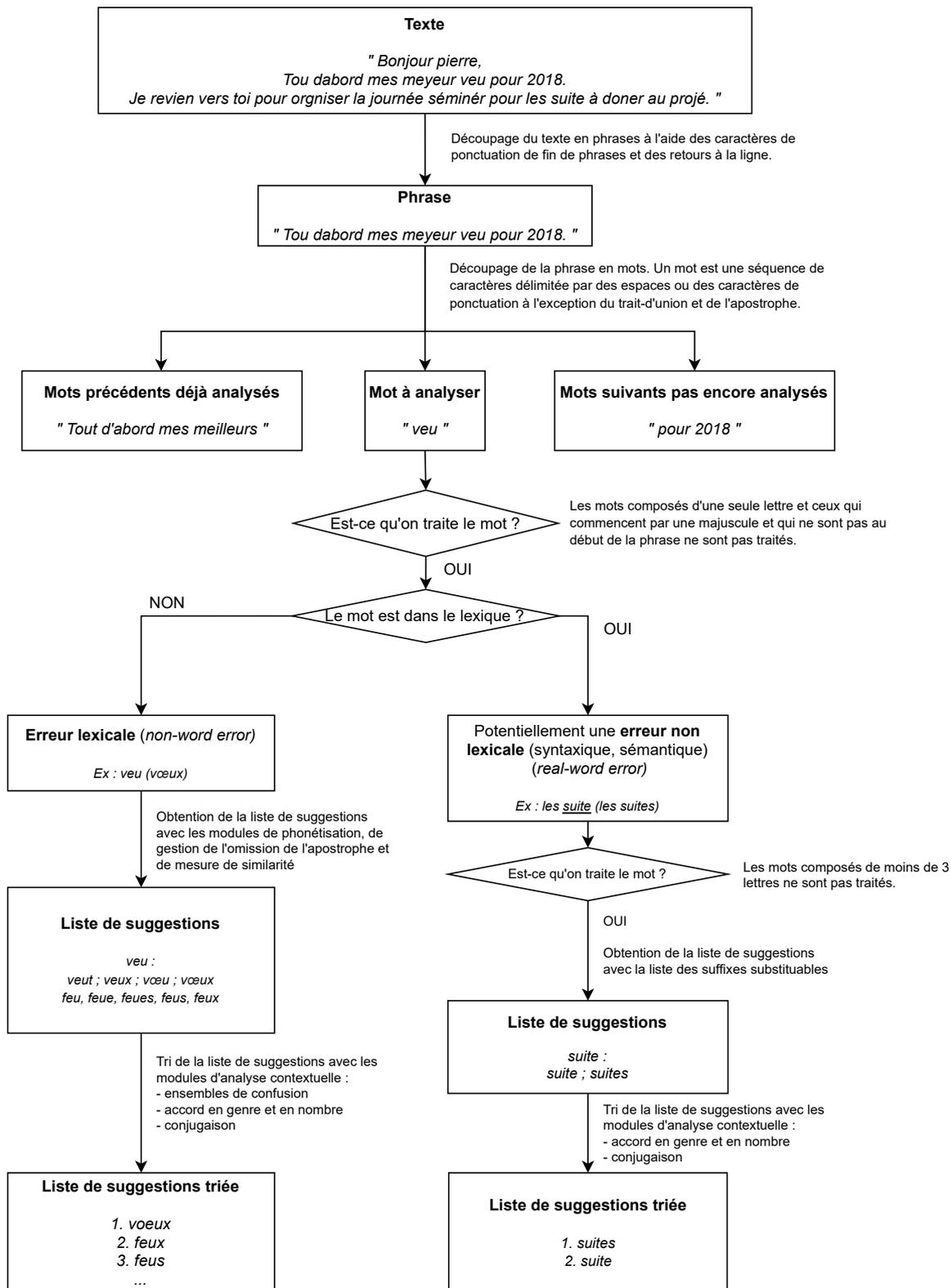


FIGURE 8. Filtre de correction envisagé : exemple à partir d'un texte rédigé par une personne dys.

Session Posters

Président de session : Susana Herrera

L'utilisation de l'outil numérique et de la voix chantée dans le cadre du polyhandicap

Karine Bartalucci

ADAPEI Var Méditerranée
BABEL, PRISM Equipe SOMUTHE CNRS
Universités de Toulon et AMU, France
bartalucci.karine@free.fr

Patrick Abellard

Laboratoire IMSIC
Université de Toulon, France
patrick.abellard@univ-tln.fr

Résumé— *La poursuite du travail réalisé à ce jour dans le domaine des pathologies du langage, associé au polyhandicap, nous conduit à interroger de nouveaux outils pour développer une « parole » (en termes de communication) dans cette population. Nous ferons, dans un premier temps, état de ce que sont la parole et le polyhandicap. Puis, nous proposerons de développer notre réflexion à travers la présentation de deux matériels spécifiques faisant suite à nos premières recherches [1]. Il s'agira ainsi de présenter l'utilisation de la commande oculaire chez les enfants et adolescents atteints de polyhandicap. Nous nous intéresserons ensuite au développement du langage articulé dans cette population et à l'apport de la musique et du chant dans l'apprentissage de la langue et le développement de la communication.*

Mots clés— **Pathologie du langage, commande oculaire, polyhandicap, communication, voix chantée.**

I. INTRODUCTION

Le linguiste, spécialiste de la langue et de ses pathologies, est rarement sollicité par les institutions pour intervenir en pratique clinique. Pourtant, il en décrit les troubles en définissant les niveaux d'atteintes linguistiques et analyse les possibilités de communication et de développement de la parole. Son approche est différente de celle de l'orthophoniste puisque celui-ci part du postulat qu'il ne rééduquera pas l'enfant au sens où l'entendrait une orthophoniste (disparition du trouble) mais bien qu'il participera à l'éducation de la communication peu ou pas sollicitée dans le cadre du polyhandicap.

Le linguiste fait appel aux sciences nouvelles (NTIC) ou à la médiation du chant et de la musique pour développer la parole. La parole ainsi développée permettra l'accès aux apprentissages.

II. QU'ENTEND-ON PAR PAROLE ?

La communication repose sur le fait d'entrer en relation et d'être en interaction avec l'autre.

La parole est un produit individuel extériorisé à travers des organes vocaux (ou plus largement un geste moteur ou visuel). Elle permet de communiquer. L'échange de communication comporte des fonctions interactives et sociales.

La parole est dépendante de la langue [2] mais la fera néanmoins évoluer car chaque individu modifiera ses habitudes

linguistiques en fonction 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...).

Dans le langage verbal, le geste vocal devient élément fondamental de communication s'il est rattaché au sens.

Le linguiste peut faire appel aux sciences nouvelles afin de développer « la parole » chez des enfants polyhandicapés et peut mettre en place des activités faisant appel à la voix qui permettent le développement de l'interaction.

Le postulat est que si l'enfant interagit dans le plaisir (de montrer, de vocaliser) alors il pourra entrer dans les apprentissages.

III. LE POLYHANDICAP

Dans la définition du polyhandicap [3], nous pouvons retenir la dépendance importante à l'égard d'une aide humaine et technique permanente, proche et individualisée, et le handicap grave à expression multiple. La restriction extrême des possibilités d'expression et de relation est à réévaluer car les sciences nouvelles apportent des solutions jusque-là non envisagées. De plus, les ateliers stimulant la voix des jeunes polyhandicapés pourraient remettre en question la définition de leur utilisation du langage.

La loi de 2005 [4] 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 [5].

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 (Figure 1).

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 [6]) mais différemment et il s'agit alors de recenser les moyens dont elles disposent pour « entrer en relation ».

Pour obtenir une autonomie de communication, la prise en charge doit permettre le développement de compétences en ne s'attachant pas au manque [7].

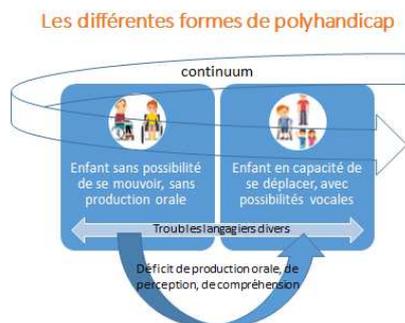


Fig.1 : Continuum des problématiques linguistiques dans le polyhandicap

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 étaye celui-ci.

Parmi les moyens non-verbaux, nous nous intéressons particulièrement au regard. En effet, celui-ci reste l'ultime moyen de transmettre une émotion, un sentiment ou un besoin lorsque le reste du corps ne fonctionne pas. Ainsi, au fur et à mesure de l'évolution de nos travaux, il nous est apparu pertinent d'utiliser un pointeur laser comme outil de désignation afin d'affiner la communication et de la rendre plus efficace.

IV. ELABORATION DE MATERIEL SCIENTIFIQUE

Le partenariat mis en place entre l'Université de Toulon (IMSIC-IUT) et l'ADAPEI du Var se poursuit depuis 2014 [1]. Cette collaboration débouche sur de nouveaux projets d'interfaces de communication réalisées par des étudiants du département GEII de l'IUT de Toulon.

Il s'agit de poursuivre des travaux sur la désignation par laser et de modifier des logiciels de communication fonctionnant par commande oculaire afin de les rendre parfaitement adaptés au public atteint de polyhandicap

V. LA DESIGNATION PAR LASER : RAPPEL DE LA METHODE

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 [7].

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. Comme nous l'avions déjà mis en évidence, 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 avait été imaginé et avait fait l'objet d'un dépôt de brevet. De même, un projet d'élaboration d'un logiciel capable d'enregistrer le mouvement d'un laser a été créé (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.

Par la suite, il s'agit d'utiliser la technique du « eye-tracking » qui permet de filmer le parcours 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 d'yeux. 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. Cette technique n'est cependant pas utilisable à long terme car elle ne permet pas de garder en mémoire le profil optique de chaque personne et en outre le paramétrage est incessant car cette méthode n'occulte pas les mouvements parasites.

VI. LA COMMANDE OCULAIRE : OUTIL DE COMMUNICATION

La commande oculaire est une aide technique qui permet de gagner en autonomie (communiquer, accéder à l'outil informatique, apprendre, contrôler l'environnement). Il s'agit d'un dispositif permettant de contrôler un ordinateur par le regard (pointage à l'œil, les yeux remplacent la souris). Dix enfants et adolescents polyhandicapés accueillis dans l'établissement Adapei ne communiquent que par le regard (ils n'ont pas ou très peu de possibilités motrices et de possibilités verbales).

La position exacte des yeux est déterminée par l'analyse de reflets sur la cornée et le suivi des pupilles en temps réel. La position des yeux est ensuite reportée sur l'écran et les mouvements de tête n'ont pas d'incidence.

Ce type de matériel permet la personnalisation ou la création complète de jeux, tableaux de communication... et est doté d'un retour vocal par voix de synthèse ou bien enregistrement de voix réelles. Chaque utilisateur a un profil personnel enregistré sur l'application, ce qui évite de re-paramétrer le matériel à chaque utilisation puisque le logiciel « reconnaît » l'utilisateur.

Cet outil représente un outil d'évaluation, d'apprentissage et de développement des compétences de communication. Il permet l'entraînement à la désignation sur différents supports, l'apprentissage de la relation de cause à effet, le repérage de compétences déjà acquises et permet des possibilités d'apprentissage (association, mémorisation, symboles [photos, pictogrammes, lettres], notions de quantité, de grandeur, de couleurs...).

Ce type de matériel est utilisé depuis un an au sein de l'établissement Adapei et laisse envisager des perspectives de travail commun avec l'université de Toulon notamment dans le développement de la domotique et la mise au point de logiciels spécifiquement adaptés aux jeunes polyhandicapés.

VII. LE CHANT COMME MEDIATEUR DE COMMUNICATION

Le linguiste fait parfois appel à la musique et à la voix chantée pour développer la parole chez les enfants et adolescents polyhandicapés.

Le chant prend place naturellement dans l'échange établi entre mère et enfant (quelle que soit la culture). Le chant est un élément de transmission de bien-être puisqu'on l'observe le plus souvent lors des soins corporels.

La musique et le chant vont favoriser le processus acquisitionnel d'une langue [8]. Ils constituent un des possibles pour développer la communication, faire émerger la parole et mettre à jour une langue.

Ils permettent en outre l'apprentissage de la langue française aux apprenants étrangers. Nous pourrions considérer l'enfant polyhandicapé comme « étranger » à sa propre langue maternelle et nous servir de ce postulat pour utiliser le chant et la musique dans leur apprentissage de l'usage de la parole. La musique et la parole sont des outils ludiques, attrayants et originaux qui permettent d'investir ou de réinvestir le vocabulaire.

Toutefois, la motivation reste le facteur essentiel à un apprentissage réussi [9]. Dans le cadre de cette étude, cette motivation sera évaluée selon la participation effective des jeunes polyhandicapés (articulation de sons, vocalises, mots) mais aussi selon leur appétence à l'apprentissage (écoute active et attentive).

Ainsi, nous pourrions mettre à jour le développement de la parole articulée et/ou l'apparition d'une langue dans le polyhandicap.

Divers ouvrages font état de la voix chantée comme support d'apprentissage de la langue et de développement de la parole. Ainsi, selon Rey et al, la voix articulée n'est pas innée : c'est un apprentissage [10], [11]. Le langage articulé et le langage chanté « font appel à la coordination des organes pour produire l'émission vocale [...] pour nous transformer en instrument de parole ou en instrument de musique ». Dans le polyhandicap, l'instrument de musique (voix chantée) pourrait devenir instrument de parole (voix parlée).

Les enfants et adolescents pris en charge individuellement par le linguiste montrent des aptitudes au langage oral (vocalises, articulation de mots pour certains) mais une absence de maîtrise du geste vocal est présente l'utilisation de ce geste dans un but d'échange de communication est rare.

Le projet « atelier vocalises » portait au départ le nom « d'atelier d'éveil au langage » et ceci montre que dès sa création en 2013, l'atelier posait le lien entre voix et langue. Le postulat de départ était que les productions d'un jeune entraîneraient des productions chez ses pairs et l'écoute de musique et de voix chantée permettrait le développement d'une voix parlée. Les productions deviendraient ainsi échange de communication dans le plaisir de vocaliser. Le développement du langage chanté permet d'envisager l'utilisation de cet outil en tant qu'interface (médiateur de la communication).

L'atelier consiste à inciter les jeunes à produire des vocalises pertinentes, être capable de les arrêter pour « écouter » l'autre (créer un feed-back), instaurer des tours de parole dans l'interaction. Il vise à développer les capacités de production de sons, de syllabes, de mots, à parfois les faire émerger et à éviter leur perte par la stimulation. Les vocalises produites lors de l'atelier seraient perçues comme des logatomes par les jeunes polyhandicapés puis prendraient sens au fil du temps pour devenir élément pertinent de langage.

VIII. PERSPECTIVES DE TRAVAIL ET CONCLUSION

L'impact cognitif de la musique et de la voix chantée (en écoute et en production) sur l'apprentissage de la voix parlée doit être étudié dans une perspective clinique. De même, l'impact de la voix chantée et de l'outil numérique sur les capacités mentales et communicationnelles pourrait être évalué. Ainsi, les effets cognitifs de l'utilisation du matériel informatique mais aussi de la musique et du chant dans la population polyhandicapée devraient être formalisés afin d'imaginer la prise en charge linguistique et pédagogique de demain. Le moyen de communication adapté à l'enfant lui permettra d'entrer en relation avec ses pairs, de prendre du plaisir à communiquer et à apprendre, d'accéder aux apprentissages scolaires et de développer son autonomie.

Le travail de voix peut aider à la mise en place d'un moyen de communication efficace et spécifique. Il peut servir de socle au développement de la communication et des apprentissages fondamentaux puisqu'il développe l'envie et le plaisir de communiquer. Il faut poursuivre la création de nouveaux outils et les partenariats tels que Comm'Handi pour que l'enfant s'approprie sa propre parole et l'utilise à des fins communicationnelles. Enfin, la façon de communiquer de chaque jeune doit être relayée de manière pluridisciplinaire pour en assurer la pérennité.

REFERENCES

- [1] Abellard P., Abellard A. & Bartalucci K., Comm'Handi : pour communiquer autrement, STH, Hermès, vol 77 n°2, Spécial Handicap, 2016.
- [2] Saussure F., Cours de linguistique générale, Broché, Ed Payot, 1995 : 37
- [3] 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.
- [4] Loi n°2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances, la participation et la citoyenneté des personnes handicapées.
- [5] Zucman E., Auprès de la personne handicapée. Une éthique de la liberté partagée, Eds Erès, septembre 2011.
- [6] Picard D. & Marc E., L'école de Palo-Alto, PUF, 2013.
- [7] Cataix-Nègre E., Communiquer autrement. Accompagner les personnes avec des troubles de la parole ou du langage : les communications alternatives, Eds Solal, 2011.
- [8] Cornaz S., Henrich N. & Vallée N., L'apport d'exercices en voix chantée pour la correction phonétique en langue étrangère : le cas du français langue étrangère appliqué à des apprenants italiens d'âge adulte, In Phonétique, phonologie et enseignement des langues de spécialité, vol XXIX, n°2, pp 103-119, 2010.
- [9] Dupont D., Les comptines en classe de primo-arrivants : un outil adapté à l'apprentissage du vocabulaire ? Education, 2012.
- [10] Rey V., Deveze J.L., Pereira M.E. & Romain C., Voix et gestes professionnels, La fonction patrimoniale du langage, Eds Retz, 2017.
- [11] Rey V., Deveze J.L., Pereira M.E. & Riera N., Rituels en langue orale, Fonction patrimoniale du langage, Eds Retz, 2018.

Introduction d'une aide technique numérique pour compenser la perte de vue suite à une dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA)

Jean-Philippe MENGUAL
Direction de la qualité de service et de produit
HYPR
France
jpmengual@hypra.fr

Corentin VOISEUX
Directeur général et chercheur en sciences humaines
HYPR
France
cvoiseux@hypra.fr

Résumé—La DMLA touche plus de vingt-cinq pour cent des personnes de plus de soixante-quinze ans. Elle intervient à un âge et dans des circonstances où les patients vivent un véritable deuil. Alors que le numérique peut compenser cette situation, il ne saurait être introduit trop tard ou de n'importe quelle manière, mais son institution doit tenir compte de la position du patient sur la courbe du deuil. Pour autant, le médecin et les professionnels de santé se doivent d'agir rapidement : l'âge rend urgente la mise en place de techniques de compensation de nature à amener la personne à l'acceptation de son handicap dans une logique de conduite du changement. Face au déficit de prise en charge des patients déficients visuels âgés, des solutions sont à expérimenter pour, d'une part, aider les professionnels ergothérapeutes et orthoptistes à inclure la découverte de l'objet numérique à leur évaluation de la vision fonctionnelle au plan "opérationnel"; et d'autre part donner aux médecins généralistes ou ophtalmologues les moyens d'orienter le patient vers un parcours le plus immédiat possible où il sera accompagné par des professionnels en ergothérapie, psychomotricité et orthoptie. L'enjeu fondamental, s'agissant de personnes âgées, est qu'elles ne franchissent pas des stades de sénescence cognitive irréversibles. Ce parcours doit faire l'objet d'une expérimentation départementale, dès lors que le protocole d'introduction d'une aide technique par les ergothérapeutes semble donner de premiers résultats encourageants.

Mots clés—DMLA, conduite du changement, courbe du deuil, réadaptation de la vision fonctionnelle, réadaptation de la vision opérationnelle, parcours d'émancipation, aides techniques numériques, ergothérapie.

I. INTRODUCTION

La DMLA touche près d'un million de personnes en France. Les études épidémiologiques montrent que près de 25% des personnes de plus de 75 ans sont touchées^a. Les patients voient la partie centrale de leur rétine dégradée, ce qui altère leurs capacités visuelles fines apportées par la vision centrale (lecture, reconnaissance des visages, détection des détails, conduite automobile). Leur acuité visuelle baisse rapidement, leur vision se gondole, une tache apparaît. La maladie se manifeste sous de

nombreuses formes, évoluant selon le moment et les personnes.

Selon la forme, des traitements permettent de retarder le phénomène ou de l'inverser temporairement. Les patients connaissent dès lors une tension entre l'espoir d'une guérison, entretenu par les annonces médiatiques sur des découvertes récentes, et ce qu'ils vivent qui plaide plutôt pour une réadaptation allant au-delà de leur vision fonctionnelle [1].

Entre 2015 et 2019, HYPR a constitué une équipe de personnes spécialisées dans l'accompagnement des personnes déficientes visuelles dans le domaine du numérique. Celle-ci se compose de spécialistes en sciences humaines et sociales, s'intéressant plus particulièrement à la sociologie, la psychologie et la pédagogie. Elle a, à travers ce prisme et son expérience personnelle et observationnelle du handicap visuel, accompagné la création du PC à accès universel : ordinateur à clavier adapté accessible aux mal et non voyants, doté d'un retour vocal, mis à la disposition des personnes gratuitement contre le paiement d'un forfait qui, au surplus, leur donne accès à un accompagnement et une formation sur une durée illimitée. Cette création d'Hypra vise à autoriser l'accès à tout ce qu'offre le numérique, dans un cadre ergonomique rassurant et un environnement humain renforcé, pour que même des personnes âgées très réfractaires aux nouvelles technologies puissent se l'approprier. Dans le cadre de sa mission, Hypra intervient à plusieurs stades : au moment de la prévention dans un cadre collectif, pour donner aux patients atteints d'un handicap visuel les informations nécessaires pour leur permettre de rebondir, au stade de la compensation dans un cadre individuel, pour soutenir ceux qui, face à cette nouvelle réalité, ne parviendraient pas seuls à s'approprier les outils numériques classiques, dont ceux de compensation, pour retrouver leurs usages passés.

Hypra découvrait, en 2019, à partir d'une étude menée sur deux patients typiques, l'intérêt que pouvait présenter l'introduction de l'ordinateur, pour compenser le handicap visuel d'une personne, le plus en amont possible [2]. Pour approfondir ces premiers résultats, nous avons expérimenté la démarche d'instituer l'ordinateur auprès de vingt personnes atteintes de la DMLA afin d'observer les effets de cette aide technique sur leur émancipation vis-à-vis de leur handicap

^a <https://www.inserm.fr/information-en-sante/dossiers-information/degenerescence-maculaire-liee-age-dmla>

nouveau. Cette expérience, au vu de la cohorte envisagée et du nombre de personnes effectivement équipées, a confirmé notre hypothèse initiale. Mais elle a également conduit à étudier un autre phénomène : dans quelles conditions les personnes atteintes de DMLA, étant donné leur âge et leur appréhension de leur situation, peuvent-elles bénéficier pleinement de ce qu'apporte une aide technique numérique en matière d'émancipation de leur handicap ?

Pour mener cette étude, nous avons collecté les retours de vingt patients atteints de DMLA, participant spontanément à des ateliers collectifs d'information sur le numérique et la basse vision, ou sollicitant nos conseils en matière d'équipement. Nous les avons suivi sur six mois. Leurs témoignages nous ont incités à examiner leur parcours au regard du modèle de la courbe du deuil [3], sur laquelle nous avons tenté d'appliquer les modèles de la conduite du changement.

Les résultats révélés dans le cadre de cette étude semblent montrer que le médecin conserve, au plan symbolique, un rôle décisif dans le franchissement des premiers stades de la courbe du deuil (II). Le rebond paraît toutefois passer par l'intervention d'autres professionnels de santé ou spécialistes, dans le cadre d'un parcours moins médical que psychologique (III).

II. LE RÔLE DU MÉDECIN DANS LE PROCESSUS D'ACCEPTATION DU HANDICAP PAR LE PATIENT

Notre étude fait tout d'abord ressortir que sans acceptation de la nouvelle situation visuelle de la personne, son engagement sur la voie de la réadaptation est très limité (A). Or, il semble que le discours médical ait un rôle dans ce processus (B).

A. Un deuil impactant sur la propension à l'équipement compensatoire et l'espérance de vie

La cohorte entrant dans cette étude se constitue de personnes rencontrées dans plusieurs circonstances : associations de patients, ateliers de sensibilisation aux solutions existantes pour compenser la perte de vue, demandes individuelles à travers l'entourage ou directes. Les personnes concernées, tant dans le cadre collectif que d'une demande individuelle, avaient entre 70 et 99 ans. Cette tranche explique sans doute la prédominance féminine, dont l'espérance de vie est supérieure à celle des hommes^b.

Les témoignages ont été recueillis dans le cadre collectif ou lors d'entretiens libres avec les patients. Chacun venait après l'annonce du handicap par leur médecin ophtalmologue, donc en conscience, voire au terme d'un échec thérapeutique récent. Les témoignages que nous avons pu recueillir concordent avec ceux du documentaire de l'association « Faire ça voir »^c.

Vu le nombre de profils différents, nous avons cherché à les « typologiser » à partir de la courbe d'Elisabeth Kübler-Ross [3]. Cette psychiatre analyse la courbe suivie par une personne pour appréhender le deuil, lequel doit s'entendre au sens large. Ce modèle est d'ailleurs très utilisé dans les modèles théoriques d'analyse de la conduite du changement au sein d'une organisation [4].

Dans notre cas, tous les patients relaient qu'ils vivaient leur maladie comme un deuil. Ils en décrivaient d'ailleurs les caractéristiques : dépression, tristesse, etc. Ainsi, la première phase, à l'annonce du handicap, est celle du choc et de la sidération. Puis, se met en place un mécanisme de déni, caractérisé par un état où la personne cherche à poursuivre ses activités comme elle l'a toujours fait et, faute d'y parvenir, y renonce ou les accomplit dans des conditions non ergonomiques.

Cet état passe lui-même par plusieurs phases, et nous observons que la dernière phase peut se décrire en empruntant un concept au vocabulaire de la finance : « l'aveuglement au désastre ». Ce concept se traduit, dans notre cas, dans un discours où la personne refuse de voir l'avenir et se contente de l'instant présent, dans un discours qu'on pourrait résumer par la formule « Jusqu'ici, tout va bien ». Elle refuse de mesurer la portée future de la DMLA tant qu'elle ne voit pas la situation se dégrader effectivement ou dans un avenir certain.

Les patients rencontrés à l'occasion des ateliers collectifs ou par le biais d'aidants familiaux se trouvaient souvent porteurs de ce biais cognitif. Tout en ayant la conscience de leur handicap, la plupart étaient dans un « aveuglement », c'est-à-dire l'impossibilité de se projeter dans un paradigme différent de celui où ils avaient l'habitude d'agir, et pourtant en quête d'être rassurés. Par exemple, certains patients venaient en voiture, malgré le danger que cela représente pour eux.

Dans cet état, qui concernait la moitié de notre public, l'intervention d'un tiers est requise pour impulser un début de changement, sous peine de rendre la période de tristesse beaucoup plus violente et aux conséquences plus critiques. Les personnes ont déjà passé le stade de la sidération, sans quoi elles ne seraient pas venues aux ateliers d'information, mais restent dans une impossibilité d'agir en conséquence, d'entrer dans une dynamique, relevant encore d'une forme de sidération.

Ces mêmes patients admettaient qu'au quotidien, ils pouvaient manifester de la colère contre autrui et, au-delà, face à la maladie. La peur et la tristesse sont les étapes d'après, notamment lorsque le patient comprend qu'il ne pourra plus faire de la même manière ses activités. La plupart les considèrent alors comme impossibles. Le patient connaît alors « l'illusion de la fatalité », c'est-à-dire le sentiment que plus rien n'est possible face à une situation qui nous dépasse. Selon l'âge auquel il intervient, ce stade peut avoir de graves conséquences, en tant qu'il conduit à du renoncement, entraînant un premier stade de sénescence cognitive qu'on appelle la démotivation [5]. Ses caractéristiques nous permettent d'entrevoir, sans prise en charge gériatrique et liée à la réadaptation, un risque réel de dysfonction cognitive chronique, lequel serait irréversible et conduirait à la perte d'autonomie. Certains patients ont même raconté que leur proche, lui aussi atteint, s'était suicidé. À tout le moins, quand la personne est en situation de handicap sensoriel, les études montrent une stagnation de son espérance de vie sans incapacités^d.

b <http://www.observationsociete.fr/population/evolution-espérance-de-vie.html>

c <https://www.youtube.com/watch?v=RVWJtpn5goE>

d https://www.ined.fr/fichier/s_rubrique/19560/170.fr.pdf

Le premier enseignement de ces témoignages est donc que tant que la courbe du deuil en est à ses prémices, la perspective de compensation reste lointaine. Or, les études montrent que si la phase de tristesse se prolonge, des conséquences potentiellement graves sont à craindre sur le vieillissement du patient.

B. L'impact du discours médical sur l'acceptation du handicap semble important

La majorité de nos interlocuteurs tenaient un discours univoque : un renoncement total ou une peur de perdre des capacités d'action. Selon les patients interrogés, ils se sont trouvés isolés face à un diagnostic organique sans issue. Tout en étant suivis en milieu hospitalier, à aucun moment ne leur sont mentionnées les possibilités existantes pour compenser la baisse de vision : travail ergothérapeutique, psychomotricien, et le cas échéant, orthoptiste, outils de compensation, etc.

Ne sont pas non plus présentés aux patients les aménagements d'activités rendus possibles par les associations locales ou au-delà, ainsi que les activités possibles en général. Il faut rester prudent face à de tels retours, en considérant que certains ont pu ne pas entendre ce que leur disait le professionnel de santé, mais ce constat reste corroboré par de très nombreux retours de patients et de médecins eux-mêmes au-delà de la cohorte, ainsi que les témoignages de patients du documentaire de l'association « faire Ça voir »^e.

C'est donc un véritable vide auquel semble faire face le patient et qui entraîne un traumatisme catalyseur de la sidération, puis du déni et de la tristesse. Dans cette situation, les patients ont besoin d'un tiers de confiance, auprès duquel ils réaliseront volontiers un transfert [6], donnant au tiers le rôle de viatique vers leur nouvelle réalité. Un patient témoignait dans le documentaire de l'association « Faire Ça voir »^f que c'est sa femme qui l'a incité à aller rencontrer un opticien pour étudier les solutions d'amélioration de ses conditions de vie suite à sa baisse de vue.

C'est le rôle que nos formateurs ont joué auprès de deux patients de 78 et 82 ans. Ces deux patients ont fait l'objet d'un suivi constant : premier appel de leur part en janvier 2019, puis perte brutale de vue en septembre, nouveau contact, à notre initiative, moins de deux mois plus tard, équipement. La personne a donc suivi une trajectoire psychologique qu'un suivi proactif a probablement permis d'orienter vers le rebond plutôt que le prolongement dans la tristesse.

Cinq autres personnes, entre 82 et 90 ans, ont spontanément souhaité s'équiper, se positionnant au stade de l'acceptation de leur handicap. Il convient ici de noter que deux des cinq se sont équipés dans l'espoir d'accéder de nouveau à leur courrier papier, sans connaissance de l'informatique ni usage préalable, qu'elles ont donc découvert après 85 ans.

L'aide technique fournie à ces patients est une machine à accès universel. Cet appareil a été pensé pour respecter les habitudes ergonomiques des personnes sur un PC pour n'exclure aucun utilisateur même voyant, précisément afin

qu'une prise en main soit acceptable dès le stade de la prévention. Deux patients ont, au surplus, souhaité bénéficier de la mise à disposition d'un téléphone adapté disposant d'un clavier, d'une ergonomie simple et d'une technologie de commande vocale.

Après trois mois de prise en main de l'équipement, nos observations montrent que ces personnes ont assez rapidement cherché à accéder à leurs documents papiers, à du contenu culturel, informationnel, ludique et ils ont cherché à dématérialiser le suivi de certains aspects de leur vie administrative. Les personnes équipées, qui s'étaient déjà positionnées sur l'acceptation sur la courbe du deuil, ont témoigné d'un regain d'espoir dans leur vieillissement sans incapacité. L'appareil leur a permis de conserver leurs habitudes de vie, du point de vue des usages, tout en modifiant la manière d'accomplir lesdits usages.

L'apport de l'aide technique est donc visible : elle amortit la phase de peur, évite le stade de la tristesse ou, si elle intervient dans cette phase, accélère le retour de l'espoir et l'acceptation. Il serait vain d'affirmer que l'aide technique est le seul biais de cette évolution, corroborée par d'autres déterminants relevant de la personnalité du patient, de son entourage et de ses propres ressources psychiques voire spirituelles. Ce qui semble plus démontré est que cet équipement n'est réellement porteur de tous ses effets qu'à la phase d'acceptation. Encore faut-il qu'elle soit possible dans le cadre d'une dynamique plus globale du patient.

III. L'APPLICATION DU MODÈLE DE LA CONDUITE DU CHANGEMENT À LA RÉADAPTATION

Notre étude a observé que le pouvoir émancipateur des nouvelles technologies ne jouait son rôle que lorsque le patient avait accepté d'évoluer vers d'autres habitudes de vie pour s'épanouir. Or, la cohorte semble illustrer que le discours médical n'aide pas à entrer dans la dynamique du changement qui aiderait pourtant à faire progresser le patient sur la courbe du deuil. Après avoir recherché en quoi le système de soin actuel pouvait contribuer à la conduite du changement (A), nous avons expérimenté un protocole d'adoption d'une aide technique accessible à tous ceux qui ne pouvaient prétendre à bénéficier de ce système de soins (B).

A. La prise en charge de la réadaptation comme mise en œuvre des modèles de conduite du changement par le secteur médico-social

Suite à l'annonce du handicap, la pratique jusqu'ici vise essentiellement à réadapter l'organe (l'œil) à ses nouvelles modalités de fonctionnement. C'est ce que les ophtalmologues et les orthoptistes appellent la réadaptation fonctionnelle [1].

Cette réadaptation va en réalité bien au-delà de l'organe. Il semble indispensable de ne pas laisser le patient seul face à sa situation. Les enjeux auxquels il doit faire face relèvent alors de la psychologie, de la médecine générale, mais aussi de l'ergothérapie, de la psychomotricité et de l'orthoptie (selon le stade de la DMLA).

C'est cette idée qui a conduit Gérard Dupeyron, ophtalmologue, à fonder l'Aramav à Nîmes en 1989, visant à

e <https://www.youtube.com/watch?v=RVWJtpn5goE>

f Ibid.

créer une structure de soins de suite et de réadaptation (SSR) où une équipe pluridisciplinaire prend en charge un patient pendant une durée d'un à six mois et l'accompagne dans son processus de réadaptation. Ce type de structure reste rare sur le territoire : il n'en existe que trois en France (Paris, Toulouse et Nîmes). D'autres établissements, relevant du secteur médico-social, assurent une démarche semblable mais sur un mode ambulatoire et à travers des séances ponctuelles, sur place ou à domicile. La société française d'ophtalmologie en compte 35 [7], accueillant peu de personnes âgées. D'une part car elles sont peu informées, d'autre part car les conditions de prise en charge d'une orientation en établissement sont strictes vis-à-vis des maisons départementales des personnes handicapées (MDPH). En tout état de cause, ces structures accueillent en moyenne 100 personnes par an, voire seulement 40 pour les établissements SSR en hospitalisation complète. Enfin, le rapport observe un temps d'attente supérieur à un an pour être admis dans ces structures, ce qui compromet le franchissement rapide des stades critiques de la courbe du deuil à un âge où le temps s'accélère.

Si le système de soins réadaptatif permet donc probablement de déclencher la conduite du changement, il ne couvre pas substantiellement les patients atteints de DMLA, rendant difficile l'observation de ses effets dans la mise en œuvre de ce modèle. Nous avons donc élaboré un protocole expérimental pour prendre en charge le patient, de l'annonce du handicap à son émancipation, indépendamment de sa situation juridique ou territoriale.

B. Vers un protocole d'introduction d'une aide technique accessible à tous

Alors que les patients atteints de DMLA gagnent à s'équiper rapidement pour avoir une chance de faire le deuil de leur vue et, ainsi, retarder leur vieillissement, ils n'en sont pas capables si, après l'annonce du handicap, rien n'est fait pour les aider à atteindre le stade de l'acceptation de leur nouvelle situation en matière de prévention (ateliers, etc).

Comme l'indique le docteur Monique GERSON-THOMAS dans le documentaire de l'association « Faire Ça voir », « Beaucoup oublient qu'il y a une personne derrière la vue ». De fait, la DMLA aura nécessairement des conséquences sur la vie de la personne, tôt ou tard. L'impact de ce handicap implique donc un suivi au plan psychologique, mais également la capacité du médecin ophtalmologue et de l'orthoptiste à conseiller le patient en prévention dans une démarche incitative.

Tous les paradigmes du changement impliquent un tiers comme facilitateur [8]. Celui de la DMLA en implique probablement plusieurs : le médecin qui incite le patient à changer ses habitudes de vie pour s'adapter à sa prochaine réalité, l'orthoptiste qui soutient ce discours et informe le patient, tout en l'incitant à faire, voire à essayer, l'ergothérapeute qui élabore les aménagements nécessaires à la personne dans le cadre de sa vie quotidienne. Nos observations semblent montrer que sans incitation réelle, le patient reste figé du fait des biais cognitifs décrits ci-dessus.

En partenariat avec un service d'aide à la vie sociale (SAVS), établissement médico-social accompagnant les

personnes à domicile pour réadapter leurs habitudes de vie, nous avons donc expérimenté une conduite du changement où l'ergothérapeute ne s'est pas contenté de présenter aux patients les outils de compensation de la perte de vue, mais l'a incité à essayer et l'a rassuré sur sa capacité à réussir via le soutien des formateurs.

Ce protocole expérimental vise à prolonger le discours du médecin et de l'orthoptiste : ces derniers l'orientent vers l'ergothérapeute tout en réadaptant son organe à sa situation. Ils lui présentent les perspectives d'évolution de sa vue en cherchant à mettre la personne dans une logique de prévention, celle-ci pouvant s'équiper d'un matériel conçu pour évoluer avec sa vue. Suite à ces consultations, le patient est orienté vers l'ergothérapeute qui pratique un bilan « opérationnel » de sa vision, s'intéressant davantage aux conséquences sur sa vie qu'à ses capacités fonctionnelles. Pour établir le besoin ergothérapeutique du patient et le rôle que pourra y jouer l'outil numérique, il utilise l'aide technique, à savoir un ordinateur et un téléphone capable d'une commande vocale, tactile et clavier. Il en déduit la vision de la personne au plan opérationnel, sa capacité à prendre en main un objet numérique adapté, et le patient découvre au passage ses propres capacités et les apports de la technologie, toujours mis en corrélation de ses habitudes de vie.

À partir de ces éléments, le professionnel de santé peut orienter les patients vers les professionnels adaptés à sa situation (ergothérapeutes AVJistes, instructeurs en locomotion) et préconiser l'aide technique numérique qui émancipera au mieux la personne vis-à-vis de son handicap (en respectant ses habitudes de vie), indépendamment même de ses progrès en matière de vie quotidienne chez elle. Parce que la personne est amenée à suivre plusieurs séances auprès de son ergothérapeute, il crée le lien de confiance nécessaire à la progression psychique sur la courbe du deuil et à l'acceptation de la démarche réadaptative de ses habitudes. Le professionnel ergothérapeute joue ainsi pleinement son rôle de liant entre les professionnels de l'œil qui le réadaptent au fil de l'eau, aident la personne à anticiper les conséquences des futures évolutions et à s'y préparer, l'informent sur l'état de la thérapie existante, et les professionnels qui s'attacheront davantage à accompagner ces changements au plan psychologique et ergothérapeutique. Le médecin conserve un rôle clé en ce qu'il suit l'évolution de la vue de la personne et la sensibilise sur la nécessité de préparer le changement [9].

Le protocole expérimenté auprès de trois patients a permis à deux patients de s'équiper. Le premier, accompagné par une ergothérapeute, a pu d'accepter son handicap, et donc rentrer dans une trajectoire de compensation. Le suivi de son appropriation de l'équipement est en cours mais nous savons déjà que lorsque l'ergothérapeute a rendu possible l'acceptation par la personne de ce mode de compensation, les chances de réussite sont fortes. Le second ne s'est appuyé que sur nos formateurs, faute de places en centre de réadaptation, et a franchi le cap du renoncement puisqu'il cherche désormais des méthodes concrètes pour faire ce qu'il faisait avant, loin du fatalisme dans lequel nous l'avions trouvé à son premier appel. Le troisième est encore en difficulté au stade de l'acceptation de sa situation.

CONCLUSION

Fort du constat des apports de l'aide technique numérique, nous avons cherché à le confirmer sur une cohorte de vingt patients atteints de la DMLA. Mais seuls sept se sont équipés, confirmant d'ailleurs les hypothèses de 2019. Parmi eux, cinq ont franchi le stade de l'acceptation du handicap suite aux ateliers d'information menés à titre expérimental pour présenter les outils de compensation de la perte de vue. Les deux autres ont atteint ce stade suite à un protocole expérimental d'introduction d'une aide technique numérique, administré par un ergothérapeute après orientation du médecin généraliste ou ophtalmologue. Ce protocole montre l'importance de ne pas laisser le patient seul suite à l'annonce du handicap, de l'orienter vers un professionnel susceptible de le prendre en charge immédiatement, fût-ce en milieu libéral, et d'introduire le numérique comme outil de test de vision fonctionnelle à visée ergothérapeutique. Ce test permet ainsi de se faire une idée sur les usages potentiels de la personne et de la faire s'en rendre compte elle-même au plus tôt, la poussant dans une démarche de prévention pour la préparer aux changements. Ce constat couplé à la confiance mise dans un professionnel de santé permet à la personne d'opérer le virage nécessaire à la réussite du changement, lui permettant de passer plus facilement à la phase d'acceptation et d'espoir sur la courbe du deuil.

Cet enjeu de l'acceptation du handicap visuel nous a paru suffisamment important pour justifier le lancement de l'expérimentation d'ateliers d'éducatifs thérapeutiques. Par voie téléphonique, réunissant jusque 12 personnes déficientes visuelles, ces ateliers, reposant sur une approche psychologique et sociologique du handicap, reposeront sur de la pairémulation pour favoriser l'acceptation du handicap et l'entrée dans une trajectoire de résilience. Le protocole d'action sera défini sous l'égide du Conseil Médical et Scientifique de HYPRA et sera évalué au regard de l'évolution du rapport au handicap de chacun des participants et de l'acceptabilité de l'aide technique compensatrice qui en résulte.

Ces ateliers seront expérimentés comme la première étape de parcours de santé coordonnés à l'échelle départementale pour les personnes de plus de 60 ans non admises dans un établissement médico-social ou un établissement SSR.

Cette expérimentation permettra en outre de lancer une étude plus approfondie pour comparer deux groupes « contrôles » et « tests » de 20 personnes déficientes visuelles chacun (toutes pathologies confondues) de manière à évaluer l'impact du travail du facilitateur dans l'entrée dans la trajectoire de résilience, indispensable à toute prévention de la perte d'autonomie. Le facilitateur ne sera pas nécessairement ici un ergothérapeute mais un professionnel des sciences humaines et sociales acculturé à la pratique ergothérapeutique et aux sciences de gestion.

REFERENCES

- [1] C. De La Porte Des Vaux et J-P. Menu, "Une méthode de rééducation de la vision fonctionnelle", Journal français d'orthoptique, n°26, 1994.
- [2] C. Voiseux et J-P. Mengual, "L'ordinateur peut-il endosser un rôle réadaptatif pour des personnes âgées devenant déficientes visuelles", Handicap, vieillissement, indépendance, insertion, technologies, Université Paris 8, Saint-Denis, 2019.
- [3] E. Kübler-Ross, Les derniers instants de la vie, 1969, trad. C. Jubert, Labor et Fides, ISBN 2-8309-0096-0, 1975.
- [4] D. Autissier, K. Johnson et E. Métais-Wiersch. La boîte à outils de la Conduite du changement et de la transformation - 2e éd. Dunod, 2019.
- [5] C. Hazif-Thomas et P. Thomas, "La démotivation de la personne âgée", Soins Gerontol, n°109, pp. 9-12, 2014.
- [6] S. Freud, Introduction à la psychanalyse, ISBN 2-228-88213-5, 1989.
- [7] P-Y. Robert, B. Bodaghi, C. Corbé, G. Dupeyron, F. Gerin-Roig, J-A. Sahel et al., Déficiences visuelles, ISBN 978-2-294-74563-8, 2017.
- [8] D. Autissier, K. Johnson et J-M. Moutot. "De la conduite du changement instrumentalisée au changement agile." Question(s) de management, vol 2, pp. 37-44, 2015.
- [9] JO. Prochaska, CC. DiClemente, GC. Norcross, "In search of How People Change: Applications to addictive behaviors", American Psychologist, pp. 1102-1114, 1992.

Modélisation d'interactions avec un Cobot dans un contexte d'assistance à la personne

Samia Benferhat^{a,1}, Florent Frizon De Lamotte^{a,1}, Christophe Lohr^{b,1}, Jean-Luc Philippe^{a,1}

^aUniv. Bretagne Sud, Lorient, ^bIMT Atlantique Bretagne-Pays de la Loire, Brest, ¹Lab-STICC, UMR CNRS 6285, France
samia.benferhat@univ-ubs.fr, florent.lamotte@univ-ubs.fr, christophe.lohr@imt-atlantique.fr, jean-luc.philippe@univ-ubs.fr

Abstract—Ces dernières années les techniques d'assistance à la personne ont connu de grands développements. La question de l'inclusion est centrale. Il s'agit de permettre aux personnes en situation de handicap de participer aux tâches du quotidien, en garantissant leur sécurité. Les personnes en situation de handicap physique conservent leurs facultés intellectuelles et peuvent être autonomes dans leur vie quotidienne, du moment qu'elles disposent de moyens techniques compensant leur handicap. Cet article propose comme solution la robotique d'assistance en intégrant des cobots à domicile dans une cuisine domotisée pour la préparation des repas. Une modélisation d'interactions cobot-humain est proposée. Une communication entre différentes entités est établie, et l'architecture technique résultante permettra au système d'être adaptable à l'utilisateur. Le système proposé est évolutif et adaptatif dans le temps en fonction des préférences de l'utilisateur. Une utilisation des systèmes multi-agents répondant à nos besoins est proposée.

Index Terms—Robotique d'assistance, Cobot, Interaction, Système multi-agents, ROS, Jade.

I. INTRODUCTION

Vivre chez soi en autonomie sans dépendre de personne est le souhait de la plupart des individus atteints de handicap physique. Cette situation induit des difficultés à s'assumer au quotidien. Cela implique qu'il faut se préoccuper des dispositifs permettant ou améliorant le maintien à domicile. Comme solution, on retrouve, les aides techniques d'assistance qui permettent de compenser certaines situations tout en préservant le cadre de vie et l'indépendance de l'utilisateur. Cet article traite la robotique d'assistance. L'idée est d'intégrer des robots collaboratifs que l'on appelle cobots, et dont l'article se propose de définir la fonctionnalité. Ces derniers vont apporter une aide pour faire croître l'autonomie de la personne.

Le système doit répondre à des besoins spécifiques de chaque utilisateur. Il doit être adaptable au profil usager, ainsi qu'à l'évolution de l'environnement. L'aide doit aussi être évolutive dans le temps en fonction de l'environnement et de l'état physique de la personne (fatigue).

La réponse à ces problématiques s'articule autour de trois axes: l'architecture matérielle, l'architecture logicielle, et la gestion de l'interaction humain-machine.

Nos travaux visent à appliquer ces techniques d'assistance (robotique d'assistance, cobotique) dans l'environnement de la cuisine. L'objectif est d'apporter une aide à la préparation de repas. Les personnes concernées sont celles atteintes d'un handicap physique des membres supérieurs. L'article est structuré comme suit: une première section dresse un état de

l'art sur la robotique d'assistance, la cobotique, et les modèles d'interactions humains-machines. La seconde section décrit l'architecture matérielle et logicielle du système (systèmes multi-agents). Enfin, la troisième section présente les tests effectués et les résultats obtenus.

II. ÉTAT DE L'ART

Dans cette section, un état de l'art sur la robotique d'assistance dans différents domaines est introduit. La cobotique dans le secteur industriel, domestique et dans un environnement d'assistance à la personne (sujet de l'article) seront définis. La dernière partie concerne le profil usager et les caractéristiques d'interactions à adopter.

A. Robotique d'assistance

La robotique d'assistance intègre les robots qui interagissent avec l'humain sans contact physique, comme ceux utilisés dans les centres hospitaliers pour aider les patients dans leur convalescence. Ce secteur s'élargit quand il est question d'interaction physique ou de collaboration. On peut citer ainsi différents types de robots de réadaptations [1], comme NAO utilisé notamment pour aider à la physiothérapie gériatrique de réhabilitation [2], où il modélise des mouvements pour les patients hospitalisés. Des robots intégrés sur des fauteuils comme JACO [3] qui arrive à exécuter plusieurs tâches demandant une précision, comme récupérer une bouteille et remplir un verre contrôlé par un joystick. On trouve aussi les robots compagnons comme Paro [4] qui est un cobot socio-thérapeutique qui se présente sous forme de phoque. Il est destiné aux malades d'Alzheimer dans le but de les apaiser.

Dans nos travaux, un développement d'une aide technique à domicile est envisagé. L'environnement visé est la cuisine. Plusieurs travaux ont été faits à ce sujet, par exemple, des robots (cobots) qui interagissent avec l'humain pour apporter une aide dans une cuisine, comme le robot d'assistance quotidien [6] qui est utilisé pour développer des fonctions de reconnaissances et de manipulations pour les tâches de cuisine. Assibot [7] qui est un bras manipulateur exécutant une grande variété de programmes pour accomplir des tâches telles que: l'alimentation, le lavage, le transport d'objets de petite taille. L'utilisateur peut utiliser un joystick ou une IHM sur PC pour lancer des programmes préprogrammés de tâches ou commandes de téléopération.

B. Cobotique

Le terme cobot a vu le jour en 1999 et a été introduit par Peshkin et Colgate [8]. Il tient son nom de la contraction du terme anglais "collaborative robot" (robot collaboratif). C'est l'aspect de collaboration qui fait la distinction avec un robot. Les cobots sont des robots qui interagissent et collaborent avec l'être humain d'une manière directe ou télé-opérée, dans le but d'atteindre un objectif commun. Le domaine de la cobotique englobe trois axes fondamentaux: la robotique, l'ingénierie cognitive et l'étude ergonomique. L'ingénierie robotique n'est qu'un seul de ces trois importants axes. Cependant, la cobotique n'englobe pas pour autant les problèmes de la robotique. Cela relève principalement de l'interaction humain-machine, de l'intelligence artificielle et de l'ergonomie du poste de travail ou l'acceptabilité par l'opérateur [10]. La facilité de programmation et le caractère évolutif des cobots les rendent de plus en plus faciles à utiliser. Plusieurs travaux ont été entamés depuis leur première utilisation. On peut désormais trouver les cobots dans différents milieux, en prenant l'exemple de l'industrie. Ces machines travaillent côte à côte avec l'humain en toute sécurité et se voient affecter les tâches les plus ingrates et répétitives. Dans cette section, les différents milieux d'évolution des cobots seront abordés.

1) *Les cobots dans le secteur industriel*: le prix abordable et la sécurité fournie par les cobots ainsi que leur facilité à être déployés et utilisés avec des interfaces utilisateurs, les rendent intéressants dans le domaine industriel. Le secteur automobile, en particulier, manifeste un très grand intérêt pour l'utilisation de cobots pour augmenter leur production et améliorer leur fabrication [9]. Le cobot KUKA est utilisé par Skoda pour collaborer avec des opérateurs humains dans la fabrication des boîtes de vitesse [11]. Dans l'industrie pharmaceutique des cobots UR (Universal Robot) sont utilisés pour des contraintes de précision et d'hygiène. Un exemple de tâche exécutée consiste en l'emballage des dispositifs médicaux, et assistance lors des interventions chirurgicales [12].

2) *Les cobots dans les secteurs autres que industriels* : plusieurs domaines, en dehors du secteur industriel, se sont intéressés à la cobotique. À titre illustratif, l'utilisation, au Japon, de cobots pour servir la clientèle d'un café. Ces cobots, sont téléguidés par des personnes présentant un handicap et bénéficiant d'une rémunération [13]. À domicile nous pouvons citer l'exemple de Pulse le cobot bras manipulateur de Rozum Robotics [14], capable de préparer un café. L'exemple du cobot Moley [15], représente le résultat de 12 mois de développement avec le cobot de Universal Robot. Il s'agit d'une paire de cobots UR5 qui arrive à mimer les vrais gestes d'un chef cuisinier. Toujours dans l'environnement de la cuisine, NVIDIA a développé "le manipulateur de cuisine" [35] qui peut détecter des objets comme la vaisselle sale, ouvrir et fermer les tiroirs, identifier les ingrédients et même préparer des repas. Une technique de perception appelée PoseCNN est utilisée [37]. Dans les deux cas de Moley et Pulse, les deux cobots ne se partagent pas les tâches et l'environnement de travail avec les utilisateurs. Ces cobots fonctionnent derrière des

vitres sans interaction directe avec l'utilisateur. Ils sont destinés au large public. La problématique abordée dans cet article, est justement celle de permettre à un usager d'interagir et collaborer avec un cobot. Dans le domaine de l'assistance à la personne, on trouve également le cobot Obi [16]. Sa fonction est de servir le repas aux personnes atteintes de handicap des membres supérieurs. Ce dernier, peut s'adapter aux besoins de l'humain sans programmation préalable. Il suffit d'appuyer sur un bouton pour guider le cobot à destination. Ce cobot interagit avec l'utilisateur, mais, il se limite au service du repas. Certaines fonctionnalités, comme la préparation, la découpe d'aliments ou l'utilisation d'une fourchette, ne sont pas disponibles.

C. Modèle d'interaction

Cette sous-section introduit le profil utilisateur considéré. Ensuite, une bibliothèque de gestes de base en cuisine est élaborée. Enfin, le choix du modèle d'interaction utilisé pour la modélisation du système est défini.

1) *Profil utilisateur*: nos travaux visent des personnes avec un handicap moteur, atteints de déficience motrice des membres supérieurs [17]. Ceci comprend, des lésions de la moelle, ou une dégénérescence d'un nerf [18]. Elle peut se manifester par des incapacités partielles avec des difficultés de préhension et de manipulation d'objets au quotidien. Dans les deux cas, de déficience et d'incapacité, les membres supérieurs sont atteints (bras, main). Ce qui peut se traduire par une difficulté à fermer le poing, bouger le bras, en cas d'atteinte nerveuse. On peut également constater chez les patients une fatigue quand il s'agit de gestes composés, compliqués ou répétitifs. La Fig. 1 illustre le rôle d'une cuisine domotisée avec des cobots, dans l'atténuation des désavantages causés par une situation de handicap.

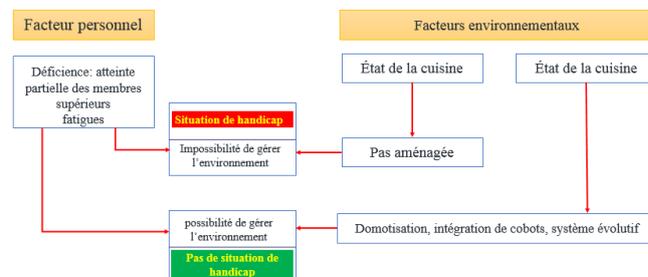


Fig. 1. Modélisation d'une situation de handicap liée à une déficience des membres supérieurs [5].

2) *Bibliothèques de gestes*: les gestes élémentaires dans une cuisine sont regroupés dans une bibliothèque. Ces gestes ont été définis en prenant en considération le profil de l'utilisateur. Chaque geste va être traduit par la suite à un ensemble de mouvements effectués par le cobot. Ensuite, la composition de plusieurs de ces mouvements va permettre de construire une tâche (recette). Dans un premier temps nous nous intéressons à la préparation du repas. Nous avons choisi de retenir les gestes suivants pour définir la bibliothèque (ce sont les gestes qui nous semblent les plus courants et complexes en même temps lors de la préparation d'un repas). **Couper**: découpe

de légumes, gâteaux, pain. **Atteindre des objets:** des objets encombrants ou lourds et inaccessibles. **Râper:** des aliments. **Maintenir:** un bol pour que la personne puisse remuer. **Tirer:** un tiroir, une porte de placard ou réfrigérateur. **Prendre:** porter des ustensiles vides ou chargés. **Appuyer:** pour ouvrir un pot. **Remuer:** mélanger différents ingrédients.

3) *Méthode d'interaction:* avant de concevoir le système et entreprendre une identification d'une architecture matérielle et informatique, il faut fixer le modèle d'interaction. Il existe plusieurs travaux qui déterminent les caractéristiques adoptées lors d'une modélisation d'interaction humain-machine [20].

Constantine A. et al. [19] ont défini l'approche centrée-usager. Ils mettent en opposition les centrés-usager et centrés-utilisateur. Par exemple, la conception centrée usager se base sur la satisfaction des utilisateurs. Ses données sont dirigées par leurs retours. Niveau conception, elle se base sur le prototypage itératif avec différents processus souvent informels. D'autre part, la conception centrée usager est dirigée par des modèles avec une implication sélective des utilisateurs. Elle est entièrement basée sur la modélisation avec un processus spécifié. La Fig. 2 montre les points essentiels de comparaison. Calvary et al. [21] trouvent que les deux approches sont compatibles et complémentaires. Dans leur approche, on retrouve des notions qui incluent la conception centrée utilisateur, comme le profilage des utilisateurs, ainsi que des caractéristiques de conception centrée usager, telle qu'une approche dirigée par les modèles pour la génération de l'interface. La deuxième approche est la plus indiquée aux besoins de notre système. On tiendra, donc, compte du profil utilisateur et on s'appuiera sur une approche basée sur la modélisation et l'évaluation des modèles.

Conception centrée utilisateur	Conception centrée usage
Expérience et satisfaction utilisateur	outils améliorés pour l'accomplissement des tâches
Dirigée par les données utilisateur	Dirigée par les modèles
Participation importante des utilisateurs : études d'utilisateurs, conception participative, retours d'utilisateurs, tests d'utilisateurs	Implication sélective des utilisateurs : Modélisation exploratoire, validation des modèles, évaluation structurée de l'ergonomie
Modèles de conception réalistes ou représentatifs	Modèles de conception abstraite
Descriptions des utilisateurs, caractéristiques des utilisateurs	Modèles de relations des utilisateurs avec le système
Conception par prototypage itératif	Conception par modélisation
Processus variés, souvent informels ou non spécifiés	Processus systématique et entièrement spécifié

Fig. 2. modèle de conception centré utilisateur et usage [19].

III. ARCHITECTURE MATÉRIELLE ET INFORMATIQUE

La définition du modèle d'interaction amène à faciliter le choix de l'architecture matérielle et logicielle du système. Cette section traite de la définition des caractéristiques de ces deux architectures. L'environnement de modélisation et de contrôle est aussi abordé.

A. Architecture matérielle

Une collaboration entre un cobot et un opérateur humain peut se faire sur une variété de tâches dans une cuisine. Ces tâches vont être définies par des scénarios de collaboration et

d'interaction. Dans l'exemple qui va suivre, le cobot partage le même espace de travail que l'humain. L'objectif est d'exécuter, ensemble, une séquence de tâches. Le but est d'augmenter l'autonomie de la personne en situation de handicap, tout en la faisant collaborer à l'exécution du geste. L'humain peut intervenir à n'importe quel moment. Avant d'entamer le choix du matériel, nous avons élaboré un scénario de base pour détecter les structures essentielles. Dans notre scénario, il y a deux parties: Partie 1: recherche d'objets (utilisation d'un cobot mobile). Partie 2: exécution de la tâche (cobot fixe sur un plan de travail).

Dans cet article, on s'intéresse à la partie 2 (celle du cobot fixe). Pour nos expérimentations, le choix s'est porté sur l'UR3 [22]. Ce cobot dispose de 15 fonctions de sécurité, il est aussi classifié IP64, ceci correspond à une résistance à l'eau et l'intrusion de poussière. L'UR3 peut fonctionner dans une plage de température de 0-50 °C.

D'ailleurs, il est utilisé dans les tâches associées à cet environnement (cuisine) par plusieurs compagnies comme Moley Robotics [15]. Cependant, ces entreprises ne l'utilisent pas dans le cadre d'un environnement d'assistance à la personne.

B. Architecture informatique

Pour faire face à des problèmes d'interactions entre le cobot et l'humain et entre les cobots et différents équipements (voir la section perspectives), l'approche informatique de contrôle est choisie. Elle se décrit avec une utilisation de systèmes multi-agents (SMA). La flexibilité de déploiement des SMA répond à notre problématique d'interaction, d'où l'intérêt de la modélisation avec la mise en place d'un système où chaque entité est représentée par un agent.

L'utilisation des systèmes multi-agents, en plus de l'informatique pure, s'est élargie à d'autres domaines, tels que, l'écologie, la sociologie [24], le management, et, en particulier, l'engineering [25] portant sur les systèmes multi-robots où plusieurs travaux ont vu le jour [23]. Les SMA sont également présents dans la domotique et l'assistance à la personne [27].

Parmi les types d'interaction entre les agents, on retrouve la coopération qui additionne la coordination et la collaboration. La conception d'une architecture de contrôle multi-agents avec une interaction simultanée, nécessite un choix à tous les niveaux. La Fig. 3 montre les différents niveaux pris en considération [36]. Cet aspect prend en compte la centralisation ou la distribution des actions entre les agents. Le système peut être centralisé et contrôlé par un agent, ou distribué (chaque agent est indépendant et autonome).

Les propriétés de l'architecture interviennent aussi dans la définition de ces différents niveaux: architecture d'agent réactif, agent cognitif, ou bien agent hybride [30].

C. Environnements de modélisation et de contrôle

La plateforme utilisée pour modéliser le système multi-agents est la plateforme Jade [28] (Java Agent Development Framework), qui est un framework pour développer les plateformes multi-agents selon les spécifications FIPA (Foundation for Intelligent Physical Agents). L'implémentation s'effectue

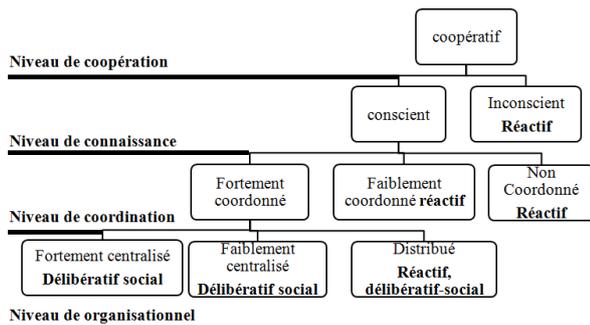


Fig. 3. Taxonomie des systèmes multi-agents [36].

en langage Java. La communication entre les agents se fait en suivant la spécification FIPA ACL Message (ACL: Agent Communication Language).

Le contrôle et la planification de mouvement du bras manipulateur cobot UR3, sont réalisés avec ROS et Moveit. Robot Operating System (ROS) [29] a été développé en 2007 par le laboratoire d'intelligence artificielle de Stanford. C'est un méta-système d'exploitation (entre un système d'exploitation et un middleware) destiné aux robots. Moveit est une plateforme de manipulation robotique open source pour développer des applications et contrôler des bras robotiques [32].

L'interaction entre Jade et ROS se fera par le biais d'un Agent de communication.

IV. MÉTHODOLOGIE

Dans cette section l'architecture interne des agents est définie en détails. Leur modèle de distribution est fixé.

A. Architecture d'agents retenue

Le système retenu se compose de plusieurs entités de différents types: équipements (four, micro-onde, objets connectés), capteurs, cobot, utilisateur. Ces infrastructures sont des composantes fortement hétérogènes. Pour avoir une efficacité et sécurité maximales, il est préférable de ne pas utiliser un système centralisé (un agent maître), pour éviter, en cas de problème avec l'agent commandant, que le système ne soit affecté. Le choix du système distribué nous donne une meilleure flexibilité et adaptabilité par rapport à l'utilisateur. La taxonomie des SMA [36], et l'analyse des besoins du système, définissent l'architecture interne d'un agent qui doit être délibérative ou hybride (délibérative et réactive). L'interaction entre ces différents agents est en société [26]. Dans cette architecture les agents possèdent différents objectifs, n'ont pas le même niveau de rationalité, ni les mêmes capacités, mais sont tous soumis à des lois communes (normes). Ce choix s'appuie également sur les perspectives d'ajout de cobots au système. Cette organisation en société est très utilisée en robotique et donne des solutions optimales pour l'interaction cobot-cobot et humain-cobot.

B. Modèle de distribution des agents

La première proposition de distribution des agents s'effectue de la manière suivante:

1) *Agent de coordination*: il assure la coordination entre les différents agents (transmettre les messages, répondre aux questions, traiter des données, prendre des décisions)

2) *Agents cobots*: les agents cobots assurent la communication entre les cobots et les autres entités du système. Ils permettent, aussi, de récupérer des données sur l'état des cobots et les transmettent aux autres agents. Ils facilitent, également, l'interaction et la communication avec l'agent utilisateur.

3) *Agents équipements*: un agent sera attribué pour chaque équipement (plaque chauffante, fours). Ces agents observent l'activité des équipements qu'ils représentent grâce aux capteurs présents. Ils servent, aussi, à transmettre l'état, analyser l'activité et communiquer avec les autres agents.

4) *Agent utilisateur*: l'intérêt d'inclure et de modéliser le profil utilisateur dans le système est de permettre une interaction entre l'humain et la machine. Cet agent va définir le profil utilisateur dès sa connexion au système. Il gère les requêtes et les préférences de la personne et donne, aussi, la main lors de la gestion du déroulement d'un scénario de préparation de repas bien définis. Ces différents agents ont pour but d'interagir et communiquer entre eux, pour garantir un bon fonctionnement du système.

V. TESTS ET RÉSULTATS

Cette section présente, les tests réalisés avec la plateforme Jade et l'environnement ROS.

A. Scénario de communication entre les agents avec Jade

Ce paragraphe présente un exemple de simulation et de communication entre les différents agents pour exécuter une tâche simple. La Fig. 4 illustre un scénario d'interaction entre les agents avec la plateforme Jade. En premier, une personne se connecte au système. L'agent utilisateur détecte cette connexion et prend en compte la requête de l'utilisateur et la transmet à l'agent coordinateur (ou agent système). Ensuite, ce dernier prend en considération la requête de l'utilisateur et vérifie la disponibilité des cobots et équipements. Ces derniers communiquent leur état à l'agent coordinateur, et acceptent ou refusent l'exécution d'une tâche. Enfin, si tout se passe normalement, et que les équipements et les cobots sont libres, l'agent coordinateur informe l'utilisateur de la possibilité d'exécution d'une opération. Cette modélisation permet une autonomie à chaque entité du système. L'interaction et la communication entre ces différents agents permettent d'exécuter plusieurs scénarios de manières différentes (en fonction de la situation de chaque agent).

B. Scénario d'exécution d'une tâche avec ROS

Les gestes précédemment définis dans "la bibliothèque des gestes" ont été simulés et exécutés, individuellement, pour vérifier la faisabilité du mouvement. La seconde étape regroupe plusieurs gestes pour constituer une recette simple, comme la préparation d'un bol de céréales. Chaque geste défini est considéré comme une sous-tâche et la recette, composée de plusieurs sous-tâches, est considérée comme la tâche principale. Ce qui se traduit par un ensemble de trajectoires à

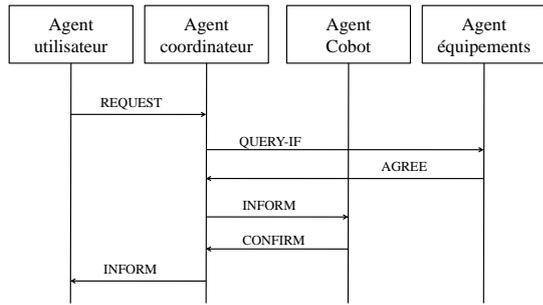


Fig. 4. Modèle de communication entre les différents agents du système.

exécuter. Les gestes, mis en œuvre, sont au nombre de cinq: prendre un paquet de céréales et le verser dans un bol, ramener le paquet à sa place. Prendre, ensuite le paquet de lait et le verser, le ramener à sa place. Enfin, remuer le tout pendant 5 secondes.

Dans cette expérimentation, les objets ne sont pas paramétrés (la position des objets est connue et ne change pas, ceci sera introduit ultérieurement). Le but du travail est de modéliser une interaction.

Avant de procéder à la programmation de la trajectoire avec ROS, un typage des gestes avec l'interface utilisateur fournie par le constructeur est élaboré. ROS donne un meilleur contrôle et une possibilité d'utiliser des fonctionnalités plus complexes du cobot, comme l'ajout de capteurs et la fusion de données.

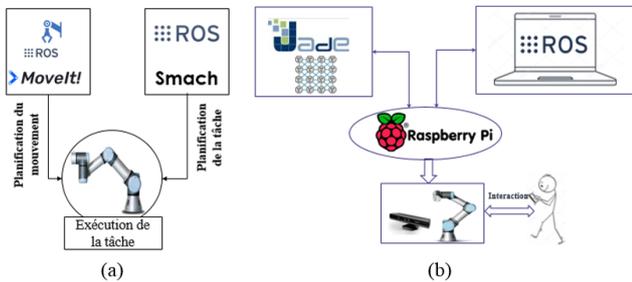


Fig. 5. (a): Rôle de Moveit et Smach dans l'exécution d'un mouvement par un cobot, (b): Relation entre ROS et Jade dans la commande du système.

C. Planification et exécution du mouvement du bras

Pour saisir un objet à l'aide d'un bras manipulateur (cobot), toutes les articulations du bras doivent se déplacer pour que le préhenseur puisse atteindre l'objet. Il s'agit de la planification de mouvement. La séquence de mouvement que toutes ces articulations doivent réaliser, pour passer du point de départ au point d'arrivée, est le résultat de la planification. Le calcul du plan de mouvement est facilité grâce à Moveit [32]. Rviz permet de visualiser ce mouvement [31]. Ce dernier est un outil de visualisation 3D pour les applications ROS. Il fournit une vue du modèle du cobot UR3. Une fois la planification de mouvement effectuée, Moveit s'occupe de la transmettre aux articulations et assure son exécution. Cette dernière est prise

en charge soit par un environnement de simulation comme Gazebo [34] (Fig. 6), soit directement par le cobot.

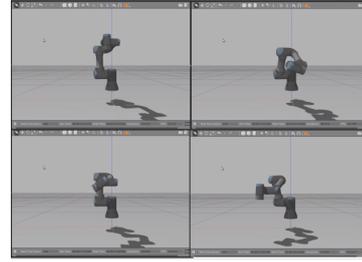


Fig. 6. Exécution de la trajectoire dans l'environnement de simulation Gazebo.

D. Planification des tâches et modélisation de l'interaction

Considérant que le comportement souhaité avec le cobot, est complexe et composé, on choisit d'utiliser la bibliothèque Python SMACH [33], qui aide à construire des machines à états pour structurer le comportement du cobot UR3. La Fig. 5(a) illustre le fonctionnement de Smach et Moveit ensemble dans un système. Lors de la modélisation de l'interaction, toutes les transitions d'états possibles sont décrites explicitement. Plusieurs cas d'interactions ont été testés.

- 1) 1^{er} cas, sans intervention de l'utilisateur (Fig. 7(a)): Le cobot fonctionne en mode automatique et exécute, entièrement, les séquences de tâches.
- 2) 2^{ème} cas, interaction sans reprise en main (Fig. 7(b)): Interaction avec l'utilisateur (arrêt sans information de l'état d'exécution d'une tâche).

La personne, à n'importe quel moment de l'exécution du mouvement, peut intervenir et prendre en main la réalisation de la tâche jusqu'à la fin (seule sans l'aide du cobot). Dès l'interruption de l'utilisateur dans le champs de travail du cobot (utilisation de capteurs infrarouge), le cobot se met en rétraction (point d'arrêt prédéfini). Cette modélisation permet d'assurer la sécurité de la personne.

- 3) 3^{ème} cas, interaction avec l'utilisateur et reprise en main par le cobot (Fig. 7(c)): Le cas précédent (deuxième cas) prend en compte l'aspect sécuritaire. L'information sur l'exécution de la tâche, après la prise en main utilisateur, demeure négligée. Imaginons que la personne arrête le cobot à la tâche 3 et prend en main la tâche 4 et s'arrête, la tâche 5 ne sera pas exécutée. Dans ce 3^{ème} cas, le cobot recevra l'information de l'état d'exécution de la tâche par l'utilisateur et reprend là où il s'est arrêté, et continue le séquençement des étapes de la recette. C'est cette planification et répartition de tâches qui est retenue. Ce cas offre plus de sécurité et d'efficacité avec un rendement meilleur.

E. Mise en relation ROS-Jade

Dans le cadre de ces expérimentations, les deux parties essentielles du système ont été modélisées. La première concerne l'affectation et modélisation des comportements des agents. La seconde traite de l'interaction directe entre le cobot et l'utilisateur, reste à établir la communication entre ces deux

blocs. C'est là, où interviendra l'agent cobot, son rôle est de permettre la communication entre le cobot et le (SMA). La Fig. 5 (b) décrit la mise en pratique et relation de ROS et Jade et leurs structures dans le système (implémentation du SMA dans un système embarqué Raspberry ou Odroid).

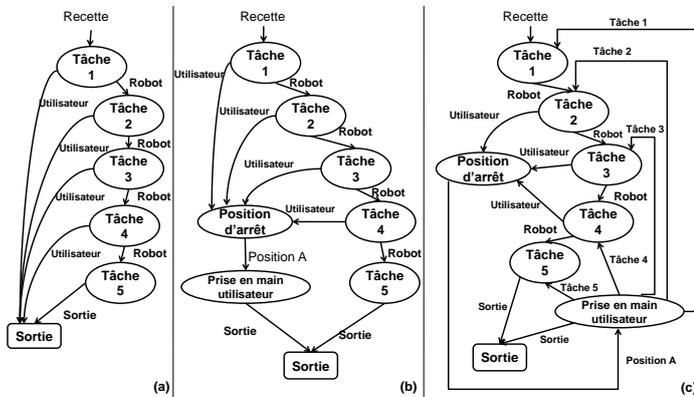


Fig. 7. Modèles de planification de tâches avec Smach.

VI. CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Nous avons proposé une modélisation d'interaction entre l'humain et le cobot. Un scénario d'aide est mis en place en s'appuyant sur les caractéristiques et fonctionnalités des systèmes multi-agents. Les deux briques de base du système sont modélisées (SMA et ROS). En perspectives, la modélisation de scénarios plus complexes et réalistes est envisagée. Une mise en relation des deux parties (Jade et ROS) sera établie pour une implémentation de la chaîne complète du système. Une application d'une fonction d'apprentissage au bras cobotique, pour l'exécution des tâches et la détection des positions des objets, est proposée comme solution dans le cadre de l'interaction directe avec le cobot. Le système final sera déployé dans un appartement intelligent (domotisé) pour des expérimentations, en situation réelle, avec des personnes volontaires atteintes de handicap.

REFERENCES

[1] D. Feil-Seifer and M. J. Mataric "Defining Socially Assistive Robotics," IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, IL, USA, 2005.

[2] D. López Recio, L. Márquez Segura, E. Márquez Segura, Annika Waern, "The NAO models for the elderly," 8th ACM/IEEE (HRI), 2013.

[3] V. Maheu, P. S. Archambault, J. Frappier, and F. Routhier, "Evaluation of the JACO robotic arm Clinico-economic study for powered wheelchair users with upper-extremity disabilities," dans IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Zurich, 2011.

[4] W. Moylea, C. Jonesa, J. Murfielda, L. Thalibc, E. Beattied, D. Shuma, f.B. Draper, "Using a therapeutic companion robot for dementia symptoms in long-term care: reflections from a cluster-RCT," Aging Ment Health. 2019.

[5] I. Laffont, C. Dumas, "Le handicap: définitions, historique et classifications," dans Assistance technique au handicap", A.Pruski 2003.

[6] K. YamazakiI, Y. watanabe, K. Nagahama, K. Okada and M. Inaba, "Recognition and Manipulation Integration for a Daily Assistive Robot-Working on Kitchen Environments," IEEE ICRB, 2010.

[7] A. Jardón, J. C. González, M. Stoelen, S. Martínez, C. Balaguer, "ASIBOT Assistive Robot in a Domestic Environment," Robocity 2030 7th Workshop, Móstoles, Universidad Rey Juan Carlos, Spain, 2010.

[8] M. Peshkin, J. Colgate, "Cobots," Ind. Robot: Int. J.26(5), 335-341 (1999).

[9] S. El Zaatari, M. Marei, W. Li , Z. Usman, "Cobot programming for collaborative industrial tasks: An overview," Robotics and Autonomous Systems," dans ScienceDirect, volume 116. 162-180, 2019.

[10] J-M, Salotti, E, Ferreri, O. Ly, D. Daney, "Classification des Systèmes Cobotiques," Ingénierie cognitive, hal-01943946, 2018.

[11] KUKA, "Many wrenches make light work: KUKA flexFEL-LOW will provide assistance during drive train pre-assembly," [En ligne]. <https://www.kuka.com/en-be/press/news/2017/02/innovative-skoda-factory-succeeds-with-kuka-lbr-iiwa>, "consulté le 08/02/2017".

[12] Universal Robot, "Améliorez la satisfaction de vos équipes grâce aux cobots," [En ligne]: <https://www.universal-robots.com/fr/industries/pharmaceutique-et-chimique/>, "consulté le 31/05/2018".

[13] BBC, "Japanese cafe uses robots controlled by paralysed people", [En ligne]: <https://www.bbc.com/news/technology-46466531> "consulté le 06/12/2018".

[14] Pulse, Rozum Robotics, [En ligne]: <https://rozum.com/>, "consulté le 19/07/2019".

[15] Moley robotic, [En ligne]: <https://www.moley.com/>, "consulté le 2019".

[16] Obi, [En ligne]: <https://meetobi.com/>, "consulté le 25/10/2019".

[17] M. Delcey, "Notion de situation de handicap (moteur). Les classifications internationales des handicaps,APF. 2002,17.

[18] F. Chapireau, "La classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé," dans Dans Gérontologie et société 2001/4 (vol. 24 / n° 99), pages 37 à 56.

[19] L.Constantine, R. Biddle, J. Noble, "Usage-Centered Design and Software Engineering: Models for Integration," ICSE'03, Portland, Oregon, 2003.

[20] S. Dupuy-Chessa, "Modélisation en Interaction Homme-Machine et en Système d'information: A la croisée des chemins," Interface homme-machine [cs.HC]. Université de Grenoble, 2011.

[21] G. Calvary, J. Coutaz, D. Thevenin, Q. Limbourg, L. Bouillon, et J. Vanderdonck. "A unifying reference frame-work for multi-target user interfaces. Interacting with Computers," 15(3) :289-308, 2003. (Cité pages 20, 21, 22 et 23.)

[22] Universal Robots, "User manual," UR3/CB3, Version 3.1, 2015.

[23] F. de la Rosa, M. E. Jimenez "Simulation of Multi-Robot Architectures in Mobile Robotics," dans Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference (CERMA), 2009.

[24] F. Amblard, D. Phan,"Modélisation et simulation multi-agents - Applications pour les Sciences de l'Homme et à la Société," 2006.

[25] Scott A. Deloach, Mark F. Wood and Clint H. Sparkman,"multiagent systems engineering," IJSEKE, Vol. 11, No. 03, pp. 231-258 (2001).

[26] B. Horling and V. Lesser, " A survey of multiagent organizational paradigms," TKER, vol 19, pp 281-316, 2004.

[27] N. Kuijpers, "Système autonome de sécurité lors de la préparation d'un repas pour des personnes cognitivement déficientes dans un habitat intelligent pour la santé," "consulté le 13 mars 2017".

[28] F. Bellifemine, A. Poggi, G. Rimassa, "Developing Multi-agent Systems with JADE," dans: Castelfranchi C., Lespérance Y. (eds) Intelligent Agents VII Agent Theories Architectures and Languages. ATAL 2000.

[29] ROS, [En ligne]: <https://www.ros.org/about-ros/>, "consulté le 12/11/2013".

[30] L. Yang, J. Yue, X. Zhang, "Hybrid control architecture in Bio-mimetic Robot," 7th World Congress on Intelligent Control and Automation, 2008.

[31] Rviz, [En ligne]: <http://wiki.ros.org/rviz>, "consulté le 16/05/2018".

[32] Moveit, [En ligne]: <http://wiki.ros.org/moveit>, "consulté le 26/08/2016".

[33] Smach, [En ligne]: <http://wiki.ros.org/smach>, "consulté le 10/03/2018".

[34] Gazebo, [En ligne]: http://wiki.ros.org/gazebo_ros_pkgs, "consulté le 14/06/2018".

[35] NVIDIA, [En ligne] <https://news.developer.nvidia.com/nvidia-opens-robotics-research-lab-in-seattle/>, "consulté le: 11/01/2019"

[36] D. Nardi, "Coordination in Multi-Robot Systems," Dipartimento di Informatica e Sistemistica, Università di Roma, La Sapienza, 2002.

[37] Y. Xiang, T. Schmidt, V. Narayanan, D. Fox, "PoseCNN: A Convolutional Neural Network for 6D Object Pose Estimation in Cluttered Scenes ", Robotics: Science and Systems, 2018.

Système de conduite d'un fauteuil roulant électrique à l'aide d'oculométrie : une preuve de concept

Patrick Albers
ESEO-TECH
Angers, France
patrick.albers@eseo.fr

Mickaël Clavreul
ESEO-TECH
Angers, France
mickael.clavreul@eseo.fr

Frédéric Jouault
ESEO-TECH
Angers, France
frederic.jouault@eseo.fr

Résumé—La Sclérose Latérale Amyotrophique est une maladie qui affecte la motricité et la phonation. La prise en charge des patients reste problématique de par la rapidité de son évolution, leur autonomie devenant difficile voire impossible au fil du temps. L'objectif du travail présenté est de repousser ces limites en proposant un système fiable basé sur l'emploi d'un capteur optique pour palier l'impossibilité d'utiliser le joystick dans le pilotage d'un fauteuil roulant électrique. La réalisation d'un prototype a permis de montrer la faisabilité de la solution technique. Les expérimentations envisagées sont ensuite présentées. Elles permettront de valider l'approche en prenant en compte l'acceptabilité de la solution et la prise en charge de la sécurité de l'utilisateur et de son entourage.

Mots clés—Fauteuil roulant électrique, Sclérose latérale amyotrophique, Oculométrie

I. INTRODUCTION

La sclérose latérale amyotrophique (SLA) est une maladie neuro-dégénérative qui atteint les motoneurons, sans toucher l'intellect. Elle se caractérise par un affaiblissement puis une paralysie des muscles des membres, des muscles respiratoires ainsi que des muscles de la parole et de la déglutition. Son évolution reste assez rapide et l'espérance de vie des patients est limitée en moyenne à 40 mois, une fois la maladie diagnostiquée [5]. Les patients atteints par la SLA se voient privés au fur et à mesure de l'évolution de la maladie, de toute interaction avec leur entourage et de toute autonomie dans leur vie quotidienne. Le niveau de dépendance des patients vis-à-vis des aidants augmente progressivement [13]. Pourtant, le besoin de se déplacer de manière autonome reste prépondérant.

Au delà des aspects médicaux, il reste cependant possible d'accroître la qualité de vie en adaptant les dispositifs techniques [2]. Les fauteuils roulants électriques (FRE) jouent un rôle important dans l'autonomie des personnes en situation de handicap moteur [4]. Mais leur emploi par une personne atteinte de SLA devient impossible de par le fait qu'elle ne peut plus utiliser le joystick dans un stade avancé de la maladie. Il est donc nécessaire de trouver une technologie palliant son emploi pour garantir l'utilisation d'un fauteuil électrique.

D'autre part, d'autres contraintes liées aux patients doivent être prises en compte dans l'élaboration de la solution technique. La première concerne le fait qu'il ne faut pas que la solution envisagée ne soit trop contraignante pour les patients.

En effet, certains patients sont déjà bien appareillés au niveau médical, comme par exemple une aide respiratoire [2]; il ne faudrait pas ajouter trop d'équipements rendant l'emploi quotidien difficile voire impossible. La seconde contrainte est liée au coût de la solution technique. En effet, une solution trop onéreuse ne conviendrait pas car la grande majorité des patients ne pourrait pas alors en bénéficier; une solution basée sur le logiciel libre serait au niveau coût l'idéal.

Dans la suite de ce papier, nous présenterons dans un premier temps les travaux connexes pour le pilotage du fauteuil. Nous évoquerons ensuite la pertinence des différentes contraintes, puis le prototype élaboré. Les expérimentations envisagées pour valider l'approche seront ensuite abordées. Nous présenterons enfin les perspectives de notre travail avant de conclure.

II. TRAVAUX CONNEXES

Les différentes solutions techniques que nous avons identifiées pour piloter un fauteuil roulant électrique sans l'aide d'un joystick sont la reconnaissance vocale, les commandes occipitales, les oculomètres et les casques *EEG*.

La commande vocale est une technologie employée dans de nombreux domaines et différents types d'applications comme les serveurs vocaux, la traduction automatique ou encore l'aide au handicap [10]. De nombreux logiciels de reconnaissance existent et ont fait leur preuve. Cependant, elle ne peut être utilisée au vue de la maladie de la SLA.

Les mouvements de tête étant limités, il n'est pas non plus possible d'utiliser une commande occipitale [8]. Il en est de même de l'usage de capteurs utilisant le souffle. Par conséquent, les seules solutions techniques envisageables aujourd'hui sont l'utilisation de casques *EEG* ou de capteurs permettant de détecter le regard.

L'électroencéphalographie (*EEG*) est une interface neuronale externe qui mesure l'activité cérébrale à l'aide de capteurs placés sur le cuir chevelu [7]. Les casques commerciaux possèdent aujourd'hui de 2 à 8 capteurs électriques et n'offrent pas une qualité de signal suffisante. En milieu médical, il est nécessaire d'utiliser des électrodes humides afin d'amplifier le signal et donc avoir de meilleures performances. D'autre part, ces techniques de mesures ne semblent pas adapter lorsqu'il y a trop de commandes différentes à détecter [1]. Ces contraintes

de facilité d'utilisation écartent définitivement les casques *EEG* comme solution.

L'oculométrie (*eyetracking*) est une technique permettant de déterminer les mouvements des yeux, et plus particulièrement la direction du regard [9]. Cette technique est utilisée dans de nombreux domaines où l'ergonomie visuelle apporte une plus-value. Certaines interfaces ont été développées et commercialisées notamment pour la synthèse vocale [11]. On peut citer notamment le projet *Eyedrivic* qui a été développé par deux personnes atteintes de SLA [6]. Dans ce projet, un oculomètre commande une main artificielle permettant de bouger le joystick. L'utilisation de tel capteur est donc prometteuse.

III. MOTIVATIONS ET QUESTIONNEMENTS

Le choix de la technologie s'est porté sur l'oculométrie. Elle correspond en effet au critère de faible coût du matériel nécessaire et n'ajoute pas d'appareillage supplémentaire comme des électrodes par exemple. Cette solution technique est d'autant plus intéressante que certains patients possèdent déjà une tablette équipée d'un oculomètre leur permettant de prendre la main sur le curseur de la souris. Ces patients sont de ce fait habitués à la technologie.

Une fois le prototype développé, des expérimentations utilisateur devront être faites afin d'évaluer sa pertinence. En particulier, il faudra s'assurer que l'interface soit la plus ergonomique possible et corresponde aux besoins des utilisateurs. À notre connaissance, certains patients ont du mal à s'approprier l'oculométrie et ne peuvent par conséquent l'utiliser. Il serait pertinent de savoir si l'outil est adapté à la plupart des patients atteints par la SLA. L'étude devrait porter également sur l'utilisation du capteur à long terme et notamment par rapport à la fatigue oculaire, au confort et au ressenti des patients. Par ailleurs, un retour d'expériences sur la pertinence et la qualité de l'interface pour le guidage du fauteuil permettrait de valider l'approche.

On peut ensuite se poser la question de savoir si l'oculométrie est pertinente en milieu extérieur. En particulier, le soleil et la luminosité de manière générale ne sont-elles pas un frein pour la reconnaissance du regard ?

Enfin, la sécurité de l'utilisateur doit être considérée en premier lieu. Elle devra être garantie pour éviter tout accident que ce soit à l'intérieur des bâtiments ou à l'extérieur [3]. La plupart des accidents sont dues en effet à des chutes qui pourraient être évitées en ajoutant au minimum des systèmes détectant des situations de danger (obstacles, escalier, pente, etc) [4].

IV. PROTOTYPE

L'architecture matériel du prototype est présentée en figure 1. Elle comporte deux parties : la partie d'oculométrie pour capturer le regard et la partie contrôle pour envoyer les commandes au fauteuil.

Pour contrôler le fauteuil, il est nécessaire de simuler le comportement d'un joystick : c'est le rôle de la partie contrôle. On peut en effet connecter plusieurs joysticks sur un même

fauteuil ; on peut avoir ainsi un joystick pour la personne utilisant le fauteuil, et un second à l'arrière du fauteuil pour une personne aidante.



FIGURE 1. Architecture du prototype

A. La partie d'oculométrie

La tablette et le capteur *tobii* ont été utilisés pour se rapprocher le plus possible de l'environnement existant chez certains patients [12]. Une application écrite en *C#* initialise tout d'abord le capteur, ainsi que la connexion avec le bloc de contrôle. L'oculomètre (capteur *tobii*) doit bien sûr être calibré avant le lancement de l'application.

Quatre flèches sont disposées à l'écran : droite, gauche, en avant et en arrière. L'application envoie ensuite un message à la *raspberry* en *wifi* en fonction de la flèche regardée.

Le message *stop* est envoyé dès que le regard se pose sur une autre partie de l'écran.

Pour des mesures de sécurité, un message est envoyé à partir du moment où l'une des flèches est regardée consécutivement pendant au moins une seconde. Une barre de chargement est affichée pour aviser l'utilisateur. Ce temps d'attente évite d'envoyer des messages quand le regard passe juste d'un endroit à un autre sur l'écran en survolant les flèches, et ainsi faisant bouger de manière intempestive le fauteuil.

B. La partie contrôle

La partie contrôle se compose d'un nano ordinateur *Raspberry Pi* sous *linux*, d'un *PiCan2* qui permet de se connecter au bus du fauteuil, d'un câble *R-Net* et d'une batterie externe pour l'alimenter (voir figure 2). C'est le câble *R-NET* qui est branché directement sur le bus de communication du fauteuil.

Le fauteuil utilise le bus de communication propriétaire *R-NET* qui correspond à un bus *Can* particulier¹. Afin de pouvoir dialoguer avec le fauteuil, nous utilisons le protocole de messagerie *MQTT* (*Message Queuing Telemetry Transport*) basé sur *TCP/IP* pour envoyer les commandes au bloc moteur du fauteuil.

1. Le bus de communication *Can* est celui notamment utilisé dans l'automobile.



FIGURE 2. bloc de contrôle

Le programme qui tourne sur la *Raspberry* afin de contrôler le fauteuil, est composé de deux parties :

- la première permet d'envoyer un couple x et y de coordonnées en hexadécimal au fauteuil avec une fréquence de 100 hertz. Un message est envoyé tous les 10 millisecondes.
- la seconde partie attend les messages de la tablette via le wifi. Les coordonnées sont alors mises à jour en fonction des commandes envoyées (droite, gauche, en avant et en arrière). Tant qu'aucun nouveau message n'est reçu, les coordonnées ne sont pas modifiées.

V. RÉSULTATS ET EXPÉRIMENTATIONS ENVISAGÉES

Le prototype décrit ci-dessus fonctionne et permet de valider la faisabilité de l'approche envisagée.



FIGURE 3. Test du prototype

Nous envisageons pour la suite du projet d'améliorer et de compléter l'interface de la tablette. En particulier, la détection de la fermeture des yeux ou le fait de quitter trop rapidement

l'écran sont mal pris en compte par l'application. D'autre part, nous pensons changer les quatre flèches en une roue afin de permettre de se déplacer dans toutes les directions. Enfin, l'interface pourrait également permettre de gérer le changement de vitesse du fauteuil ainsi que l'inclinaison de l'assise lorsque le fauteuil le permet. Une première expérimentation devra être entreprise afin de tester et valider l'approche en ce sens.

Une deuxième expérimentation pourrait être menée pour sécuriser le déplacement du fauteuil notamment en mode *outdoor*. Le rapprochement avec les travaux de [4] pourra être fait, par exemple pour la détection d'obstacles. L'aide semi-automatique voire automatique à la conduite ne doit pas cependant prendre le pas sur l'autonomie de l'utilisateur du fauteuil.

VI. PERSPECTIVES

Le prototype développé n'est qu'une preuve de concept. Il existe aujourd'hui des éléments tels que la *Raspberry*, qui permettent de facilement construire des solutions, mais il manque un cadre qui permettrait de faciliter l'assemblage de solutions personnalisées.

La suite du projet consistera à mettre en place les expérimentations décrites précédemment afin d'offrir un produit fiable et sécurisé. Les expérimentations devront non seulement impliquer des utilisateurs en situation réelle d'handicap, mais également les différents constructeurs de fauteuils roulants électriques. En effet, le système final devra être prévu pour les fauteuils les plus utilisés car le protocole utilisé pour la commande de chaque fauteuil est propriétaire ; il n'existe pas à notre connaissance de standard. Un partenariat entre les principaux fabricants de fauteuil s'avère donc indispensable. Il faudra par ailleurs valider avec eux les informations envoyées par notre bloc de contrôle au fauteuil. Le système qui sera fourni, correspond à une plate-forme embarquée modulaire. Des connaissances documentées sur le matériel des différents constructeurs seront nécessaires afin de fournir des briques d'interfaçage avec les différents capteurs.

Les différentes associations avec lesquelles nous sommes en relation, souhaitent que la solution technique soit libre afin que le maximum de personnes puissent en bénéficier. Une phase d'industrialisation du produit final sera nécessaire afin de le personnaliser quoi qu'il arrive. Il faut donc trouver les moyens financiers en se tournant vers le milieu industriel.

VII. CONCLUSION

Les patients atteints de la SLA perdent au fur et à mesure de l'avancement de la maladie leur faculté d'autonomie. Le projet présenté a pour but d'apporter une certaine indépendance de déplacement lorsque l'usage des membres supérieurs n'est plus possible.

Comme les muscles oculaires ne sont pas touchés par la SLA, l'idée était de se concentrer sur une approche technique utilisant le regard. Si des produits permettant de remplacer la gestion du curseur par un oculomètre existent aujourd'hui, aucune application permettant de contrôler un fauteuil roulant électrique n'est commercialisée et donc utilisable.

Le prototype que nous avons réalisé permet de valider la faisabilité technique. Une expérimentation visant à compléter et valider l'*interface homme système* est la prochaine étape du projet. Une seconde expérimentation envisagée est de sécuriser le déplacement du fauteuil à l'extérieur des bâtiment, en s'appuyant sur des travaux intégrant la détection d'obstacles.

REMERCIEMENTS

Nous remercions l'association *Dans le cœur de J.M.* qui est à l'origine du projet, sa présidente Valérie Tchao Montredon et la secrétaire Julie Tchao, ainsi que les ergothérapeutes du CHU d'Angers, Betty Rivron et Manon Vialle-Soubranne. Nous tenons particulièrement à remercier les étudiants Victor Ferreire, Maël Mortier, Maxime Villotte, et Alexis Van Schuerbeek pour leur investissement dans le projet.

RÉFÉRENCES

- [1] Jessy Barré, Amandine Afonso-Jaco, Stéphanie Buisine, Améziane Aoussat. L'imagerie cérébrale et la conception de produit : vers de nouveaux outils d'évaluation. *Le travail humain*, 2015, vol. 78, no 3, p. 217-238.
- [2] Éric Brangier, Pierre Pino. La sclérose latérale amyotrophique : approche ergonomique d'une assistance technique aux malades en fin de vie. *Le travail humain*, 2000, 171-190.
- [3] Wan-Yin Chen, Yuh Jang, Jung-Der Wang, Wen-Ni Huang, Chan-Chia Chang, Hui-Fen Mao, Yen-Ho 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.
- [4] Louise Devigne, François Pasteau, Nicolas Le Borgne, Marie Babel, Tom Carlson, Philippe Gallien. Assistance à la conduite de fauteuil roulant électrique sur un trottoir : une preuve de concept. IFRATH 2018 - 10^{ème} Conférence sur les Aides Techniques pour les Personnes en Situation de Handicap, Handicap, Juin 2018, Paris, France.
- [5] Claude Desnuelle et al. Prise en charge des personnes atteintes de sclérose latérale amyotrophique. Conférence de consensus, centre universitaire méditerranéen, Nice, 2005.
- [6] Steve Evans, Joyce Patrick. Projet Eyedromatic. <https://eyedrivomatic.org>. 2015
- [7] Line Garnero, Sylvain Baillet, Bernard Renault. Magnétoencéphalographie/électroencéphalographie et imagerie cérébrale fonctionnelle. *Annales de l'Institut Pasteur/Actualités*. Elsevier Masson, 1998. p. 215-226.
- [8] B. Guillon, S. Bouche, B. Bernuz, D. Pradon. Fauteuils roulants : description, utilisation, critères de choix. *EMC Kinésith-MPR (26-170-B-10)*, 2009.
- [9] Kenneth Holmqvist, Marcus Nyström, Richard Andersson, Richard Dewhurst, Halszka Jarodzka, Joost van de Weijer. *Eye tracking : A comprehensive guide to methods and measures*. OUP Oxford, 2011.
- [10] Joseph Mariani. *Reconnaissance de la parole*. Hermès science, 2002.
- [11] Rossella Spataro, Maria Ciriaco, Cecilia Manno, Vincenzo La Bella. The eye-tracking computer device for communication in amyotrophic lateral sclerosis. *Acta Neurologica Scandinavica*, 2014, vol. 130, no 1, p. 40-45.
- [12] Tablette et capteur *tobii*. <https://www.tobii.com/>
- [13] Manon Veillard, Aurélie Peillon, Georges Lamy Au Rousseau, Marie-Laure Bocca, Stéphane Besnard. Facteurs limitant l'utilisation d'une aide technique et perspectives d'usage chez le patient SLA. IFRATH 2018 - 10^{ème} Conférence sur les Aides Techniques pour les Personnes en Situation de Handicap, Handicap, Juin 2018, Paris, France.

[S-Map H-Map] des Indicateurs Visuels de la Rééducation du Membre Supérieur par Exosquelette Comme Feedback Accessible au Patient

Yeser Meziani^{1,2}, Amine Hadj-Abdelkader¹, Yann Morère², Guy Bourhis², Meryem Karaouzène³, Mohammed Benmansour³

¹Laboratoire d'Automatique de Tlemcen (LAT), Université de Tlemcen, Algérie

²Laboratoire de Conception, d'Optimisation et Modélisation des Systèmes (LCOMS), Université de Lorraine, France

³Centre de Rééducation Physique, Centre Hospitalier Universitaire de Tlemcen, Algérie

Résumé—Quantifier l'efficacité du mouvement durant l'exercice assisté par exosquelette est indicateur du niveau de la rééducation achevée par le patient. Pour pouvoir caractériser cette notion d'efficacité on trouve un nombre d'études dans la littérature qui traite essentiellement de la régularité de la trajectoire réalisée. D'autres études présentent la mesure du quotient de la trajectoire comme étant un indicateur numérique de cette qualité. Dans cette étude nous présentons des indicateurs visuels générés par une méthodologie procédurale afin de fournir une visualisation de performance. Une étude préliminaire est présentée où on montre l'établissement de deux types de carte de performance avec les résultats et leurs significativités par rapport au niveau de la rééducation du patient.

Mots clés—Indicateurs visuels, Visualisation de données, Efficacité du mouvement, Évaluation de la rééducation, Exosquelette orthétique.

I. INTRODUCTION

La recherche en rééducation implique la collaboration entre des équipes scientifiques mixtes et interdisciplinaires. La normalisation des outils technologiques de la communication devrait être bénéfique à toutes les parties impliquées dans la recherche et le développement. Étant donné que cette recherche fait appel à plusieurs technologies telles que la robotique, nous constatons une augmentation nette dans l'utilisation des approches basées sur les données pour étudier l'évolution de la rééducation [1], [3]. Cependant, peu d'intérêt a été accordé aux outils de visualisations [10] ayant pourtant prouvé leur importance dans des domaines similaires tels que l'exploration de données ou la science des données, ou encore dans des applications destinées à la rééducation [4], [5], [7], [8].

Les outils de visualisation permettent de fournir des rapports de résultats de recherche compréhensibles et faciles à interpréter [2]. Ces résultats sont donc accessibles à toutes les parties prenantes, des ergothérapeutes jusqu'aux médecins rééducateurs, décideurs du protocole de suivi, mais aussi aux patients en cours de traitement [6], [9]. Un outil de communication universel permettra de dépasser la disparité technique entre les intervenants et fournira une base commune pour la communication des résultats.

Un autre avantage de cette approche est l'inclusivité de la conception des outils et leur accessibilité, puisque la communi-

cation visuelle est la mieux adaptée à transmettre l'information sans nécessiter de pré-requis techniques [11].

Dans cette étude, nous traitons l'application des techniques de visualisation dans l'approche basée sur les données pour l'analyse du processus de rééducation sur un exosquelette orthétique.

Nous estimons que la régularité et la qualité globale du mouvement et le taux de réussite peuvent être facilement représentés par un graphique remplaçant ainsi des longs tableaux numériques.

Nous proposons un algorithme de pré-traitement pour les données recueillies sur l'exosquelette et de génération de deux types de cartes : S-Map (Spread map, carte de propagation) et H-Map (Hexagonal bins histogram, Histogramme hexagonal) dont nous donnerons la définition dans la section III. Nous détaillons des exemples de données de patients et analysons la faisabilité de l'approche dans la transmission d'informations significatives sur l'exercice réalisé, qui pourront être facilement interprétés par les thérapeutes et, plus encore, par les patients.

II. MÉTHODES

A. Équipement

L'appareil utilisé dans cette étude est une orthèse exosquelette Armeo Spring (cf. figure 1) à 6 degrés de liberté (6 DoF) qui aide à supporter le poids du bras du patient pendant qu'il effectue les exercices de jeux sérieux présentés sur un écran de PC. L'appareil est équipé de capteurs sur chaque articulation qui permettent d'enregistrer les mouvements du patient. Ces enregistrements permettent d'évaluer la cinématique pendant l'exécution de la tâche.

B. La tâche d'évaluation

Pour l'évaluation fonctionnelle du bras, nous étudions la tâche de l'atteinte d'une cible sur le plan vertical (2D). La séance d'exercice représente une succession d'apparitions aléatoires de la cible sur l'écran (cf. figure 2). La tâche consiste à pointer sur la cible en déplaçant le curseur dans l'écran. L'exosquelette agit comme une souris et reproduit le mouvement de l'effecteur avec le déplacement du curseur. Cet



FIGURE 1: L'exosquelette orthétique Armeo Spring utilisé pour les exercices de rééducation des membres supérieurs.

exercice incite le patient à bouger son bras pour déplacer le curseur. Une trajectoire élémentaire (ET) représente la trajectoire selon laquelle l'effecteur se déplace pour atteindre la cible. Nous considérons la séance comme une succession de trajectoires élémentaires (ETs) qui composent notre élément d'étude.

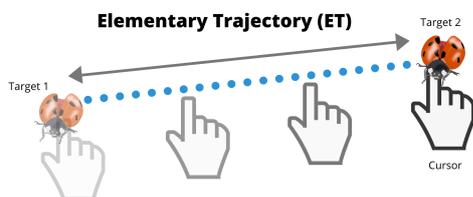


FIGURE 2: La tâche étudiée consiste à pointer des cibles (ici des coccinelles) apparaissant au hasard en déplaçant le curseur à l'aide du dispositif Armeo Spring.

C. Population

Nous réalisons une étude de faisabilité sur les données de trois sujets représentés dans le tableau I. On choisit un cas contrôlé basé sur un sujet valide et on compare les données de nos sujets avec ce dernier.

Les données ont été recueillies auprès du service de réadaptation physique du centre hospitalier universitaire de Tlemcen, en Algérie.

Les sujets suivent la tâche prédéfinie sur l'exosquelette Armeo Spring. Les enregistrements des séances contiennent les coordonnées des trajectoires accomplies par chaque sujet lors des séances d'exercices.

III. GÉNÉRATION DES VISUALISATIONS

Pour générer les visualisations de la rééducation proposées, nous devons suivre différentes étapes de pré-traitement, à fin

TABLE I: Sujets inclus dans l'étude

Patient	Age	Sexe	Pathologie
S1	45	Femme	post-AVC
S2	9	Femme	post-traumatique
S3	27	Homme	valide

de conditionner les données. La procédure intégrale de la génération des cartes est illustrée dans l'Algorithme 1.

La première étape consiste en la sélection des ETs correspondants aux exercices d'atteinte de cible réussis dans une session d'exercice sur l'exosquelette.

Les ETs résultantes sont ensuite ré-échantillonnées à la même fréquence de façon à obtenir une longueur définie comme la médiane des longueurs des ETs dans une session donnée. Les ETs sont ensuite normalisées Min-Max pour standardiser les grandeurs.

Les ETs ré-échantillonnées sont ensuite jumelées en utilisant l'algorithme DTW [12] qui met en correspondance les paires de coordonnées en se basant sur leur distance euclidienne. La bibliothèque *tslearn* a été utilisée pour réaliser cette partie de l'algorithme. Pour effectuer les calculs un rayon de contrainte *Sakoe-Chiba* a été fixé à $C = 2$ [13]. C étant le paramètre de rayon qui définit la contrainte. Il représente le nombre de diagonales secondaires (inférieures et supérieures) de la matrice de coût à inclure lors de la recherche du chemin le moins coûteux. Pour une valeur donnée C , on ne considère que les éléments de la matrice du coût $S_{l,k}$ avec les indices $(l,k) \in [j, j - C : j + C]$ où $j \in (0, \dots, m)$ et m est la médiane.

Les indices correspondants de ces paires sont ensuite utilisés pour empiler les valeurs (ayant des indices jumelés) dans le même vecteur pour chacune des coordonnées x et y de la trajectoire.

Les vecteurs empilés résultants sont ensuite tracés en utilisant deux techniques. La «S-Map» reproduit l'estimation par noyau Gaussien de la densité conjointe du couple aléatoire indépendant (x, y) , pour des valeurs sur le plan formée par les deux variables. La densité de probabilité estimée est codée par l'opacité de la couleur. Dans ce sens, la carte représente la distribution des mouvements effectués sur le plan (x, y) , i.e. la densité de probabilité de passer par une région du plan telle que donnée par la densité estimée à travers les échantillons du vecteur empilé.

«H-Map», d'autre part, définit un histogramme pixelisé en des cellules hexagonales où la couleur codifie le nombre d'ETs passant par ses coordonnées. La carte représente donc l'occurrence de visite d'une région du plan (x, y) . Ceci est complété par deux histogrammes des distributions marginales des coordonnées x et y qui servent à une meilleure compréhension des différences entre les trajectoires en début et en fin de rééducation.

IV. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Tous les scripts utilisés pour le calcul et le tracé des graphiques correspondants ont été élaborés en utilisant *Python* et

Algorithm 1 Génération de la carte des trajectoires du patient

Initialisation : m , la médiane des longueurs des ETs dans une session d'exercice.

for ET_i dans la session : **do**

Identifier la fréquence commune $\mathcal{F} = \lfloor \frac{m}{len(ET)} \rfloor$

Rééchantillonner (ET) : sur-échantillonner où sous-échantillonner l'ET pour avoir la fréquence commune.

Transformer (ET) : traduire l'ET vers l'origine et faire une rotation pour l'amener sur l'axe des ordonnées.

DTW(ET_0, ET_i) : trouver l'alignement avec l'algorithme Dynamic Time Warping (DTW) utilisant un rayon *Sakoe Chiba* de 2.

end for

Empiler($ET_0, A_0, \dots, ET_n, A_n$) : empiler les vecteurs de coordonnées ET_i suivant les indices d'alignement A_i calculés par le DTW.

S-Map(Z) : tracer la distribution de probabilité des vecteurs empilés $Z = [X, Y]$ représentée par la saturation de couleur.

H-Map(Z) : tracer les représentations en cellules hexagonales et colorer en fréquence d'occurrence.

les bibliothèques standards *Anaconda*. Les tracés des données transformées ont été réalisés en utilisant le package *seaborn*.

Les résultats sur la Fig.3 représentent le premier type de carte que nous avons produit. Ce tracé représente essentiellement la probabilité représentée par la teinte de la couleur. Il met en évidence une région particulière sur le plan (x, y) . Cela nous montre l'étendue de la propagation des trajectoires réalisées. En théorie, la surface globale couverte devrait se contracter à mesure que les trajectoires deviennent plus lisses et plus droites. C'est un résultat que nous pouvons observer sur les tracés du sujet contrôlé S3, où l'étendue dans la direction de l'axe des ordonnées est strictement limitée entre -0,2 et 0,2.

Les résultats du sujet S1 montre cet effet ou la progression de la rééducation a été suivie de probabilités plus élevées autour de l'axe des ordonnées ($y = 0$). Une région plus sombre de la zone de capture (à droite) reflète un nombre plus élevé de captures de cible durant la tâche d'évaluation en comparaison avec la carte de début de traitement. Les résultats sur les cartes du sujet S2 montrent une rééducation plutôt stagnante, où l'écart vertical ne change pas de manière significative. Malgré cela la zone de capture (à droite) devient plus sombre, ce qui entraîne un nombre de captures plus élevé par rapport au début des séances.

De même, la Fig.4 montre un tracé plus détaillé où les zones du plan sont représentées par des cellules hexagonales et la fréquence de visite de cette cellule pendant le mouvement est codée par la saturation de la couleur.

Les résultats pour le sujet valide S3, montre une propagation entre -0.2 à 0.2 pendant le premier essai ; cela peut être vu comme le résultat de la propagation dans la coordonnée y comme représenté sur l'histogramme latéral. Lors du deuxième essai, cependant, l'utilisateur a montré une tendance très nette à rester en ligne droite et a obtenu une distribution qui

ressemble à une distribution de Dirac sur l'histogramme de la coordonnée y . La coordonnée x montre une distribution uniforme avec des probabilités légèrement plus élevées à l'origine, ce qui peut être lié à la procédure de génération de ce graphique qui a commencé par la translation des ETs à l'origine.

Les résultats pour le sujet S1 montrent une tendance similaire, car l'écart dans les valeurs présent par la coordonnée y diminue au fur et à mesure que la rééducation progresse. Dans le cas du sujet S2, nous pouvons voir que malgré des résultats non lisses à la fin de la rééducation, la concentration de la probabilité autour de l'axe des ordonnées est plus importante et l'agglomération plus élevée dans la région de capture qu'au début de la rééducation.

Les nouvelles cartes ne nous fournissent pas seulement un retour d'information accessible sur la performance, mais elles le font également de manière inclusive. Ces résultats peuvent être facilement communiqués à un public non technique, les parties prenantes à savoir les thérapeutes et, plus important encore, les patients.

L'outil est à un stade de développement précoce et nécessiterait une plus grande standardisation pour pouvoir représenter plus clairement les changements de qualité du mouvement et ainsi mieux servir son objectif d'utilisation.

Notamment, le processus de prétraitement introduit des mesures artificielles dans les données lors du rééchantillonnage, ce qui affecte potentiellement la H Map car elle repose sur des fréquences d'occurrence. Un autre problème potentiel qui pourrait persister avec l'implémentation actuelle est la normalisation des ETs qui est faite séparément, qui peut cacher la dispersion des mesures réelles et ne restituer qu'une représentation normalisée de celles-ci.

Les outils de visualisation sont souvent négligés par les chercheurs dans le domaine de rééducation bien qu'ils soient fortement utilisés dans d'autres domaines comme les sciences des données et de l'exploration des données. Dans notre contexte, l'utilisation de la visualisation permet de communiquer des informations plus claires, compte tenu des différentes parties prenantes et de la nature interdisciplinaire de la recherche en rééducation physique.

V. CONCLUSION

Cet article présente une approche pour représenter l'exécution des trajectoires sur un exosquelette. La S-Map et la H-Map sont des outils graphiques standards utilisés sur des données d'exosquelette prétraitées pour produire une visualisation de l'exécution. Les cartes sont conçues comme un outil de communication permettant de fournir un retour d'information visuel aux patients et au thérapeute.

Les techniques de visualisation sont très intuitives et pourraient potentiellement transmettre plus d'informations et permettraient une interprétation instantanée des performances et ainsi contribuer à une boucle de "feedback" patient-thérapeute-robot plus inclusive.

Cet outil offre également la possibilité de fournir un retour d'information facile à comprendre aux patients sur leurs per-

formances et leur état de récupération, ce qui reste l'une de leurs principales exigences, en particulier pendant la rééducation post-AVC.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier le programme Campus France PHC-Tassili et la Direction Générale de la Recherche Scientifique et du Développement Technologique (DG RSdT), MESRS Algérie pour leur soutien à ce travail.

RÉFÉRENCES

- [1] Desplenter T, Chinchalkar S, Trejos AL. Enhancing the Therapist-Device Relationship : Software Requirements for Digital Collection and Analysis of Patient Data. *IEEE Int Conf Rehabil Robot.* 2019;2019 :1091–1096. doi :10.1109/ICORR.2019.8779528
- [2] Ploderer B, Fong J, Klaic M, et al. How Therapists Use Visualizations of Upper Limb Movement Information From Stroke Patients : A Qualitative Study With Simulated Information. *JMIR Rehabil Assist Technol.* 2016 ;3(2) :e9. Published 2016 Oct 5. doi :10.2196/rehab.6182
- [3] Li S, Kay S, Porter S. A 3D assessment and feedback tool for Ankylosing Spondylitis from the perspective of healthcare professionals. *Inform Health Soc Care.* 2017 ;42(3) :274–289. doi :10.1080/17538157.2016.1252375
- [4] Pogrzeba L, Neumann T, Wacker M, Jung B. Analysis and Quantification of Repetitive Motion in Long-Term Rehabilitation. *IEEE J Biomed Health Inform.* 2019 ;23(3) :1075–1085. doi :10.1109/JBHI.2018.2848103
- [5] Wang W, Ackland DC, McClelland JA, Webster KE, Halgamuge S. Assessment of Gait Characteristics in Total Knee Arthroplasty Patients Using a Hierarchical Partial Least Squares Method. *IEEE J Biomed Health Inform.* 2018 ;22(1) :205–214. doi :10.1109/JBHI.2017.2689070
- [6] Wagner M, Slijepcevic D, Horsak B, Rind A, Zeppelzauer M, Aigner W. KAVAGait : Knowledge-Assisted Visual Analytics for Clinical Gait Analysis. *IEEE Trans Vis Comput Graph.* 2019 ;25(3) :1528–1542. doi :10.1109/TVCG.2017.2785271
- [7] van Meulen FB, Klaassen B, Held J, et al. Objective Evaluation of the Quality of Movement in Daily Life after Stroke. *Front Bioeng Biotechnol.* 2016 ;3 :210. Published 2016 Jan 13. doi :10.3389/fbioe.2015.00210
- [8] Chan GY, Nonato LG, Chu A, Raghavan P, Aluru V, Silva CT. Motion Browser : Visualizing and Understanding Complex Upper Limb Movement Under Obstetrical Brachial Plexus Injuries [published online ahead of print, 2019 Aug 22]. *IEEE Trans Vis Comput Graph.* 2019 ;10.1109/TVCG.2019.2934280. doi :10.1109/TVCG.2019.2934280
- [9] Ford CE, Malley D, Bateman A, Clare IC, Wagner AP, Gracey F. Selection and visualisation of outcome measures for complex post-acute acquired brain injury rehabilitation interventions. *NeuroRehabilitation.* 2016 ;39(1) :65–79. doi :10.3233/NRE-161339
- [10] Lor M, Koleck TA, Bakken S. Information visualizations of symptom information for patients and providers : a systematic review. *J Am Med Inform Assoc.* 2019 ;26(2) :162–171. doi :10.1093/jamia/ocy152
- [11] Kim NW, Schweickart E, Liu Z, et al. Data-Driven Guides : Supporting Expressive Design for Information Graphics. *IEEE Trans Vis Comput Graph.* 2017 ;23(1) :491–500. doi :10.1109/TVCG.2016.2598620
- [12] Sakoe, H., Chiba, S. Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition. *IEEE transactions on acoustics, speech, and signal processing*,(1978) 26(1), 43-49.
- [13] Geler, Z., Kurbalija, V., Ivanovic, M., Radovanovic, M., Dai, W. (2019). Dynamic Time Warping : Itakura vs Sakoe-Chiba. 2019 IEEE International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications (INISTA), 1-6.

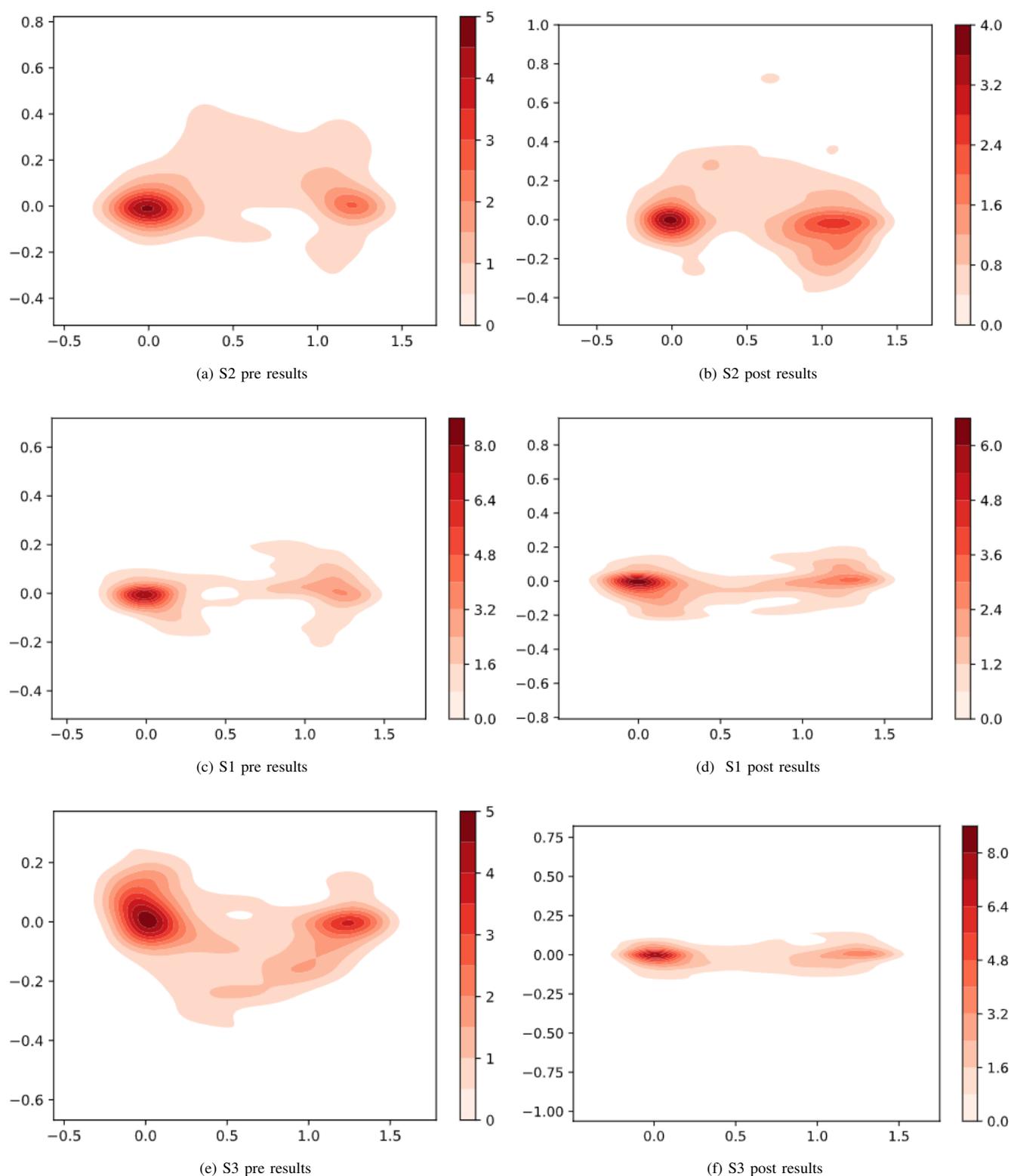


FIGURE 3: Exemple de la S-Map pour les deux patients et le contrôl. La carte montre que pour le sujet S2 avec une faible récupération, la gamme des valeurs couvertes avec une forte probabilité est plus élevée pour une zone plus large et ne change pas, bien qu'une accumulation de probabilité sur le côté gauche soit en corrélation avec le nombre d'atteintes de cible qu'elle parvient à augmenter. Pour les résultats du sujet S1, nous voyons qu'il obtient une propagation très restreinte sur l'axe des y et qu'il a beaucoup d'atteintes directes sans dépassement. Pour le contrôl S3, les résultats montrent que la propagation est limitée entre $-0,2$ et $0,2$ sur l'axe des y . Les trajectoires sont beaucoup plus droites lors du deuxième essai en raison des effets d'apprentissage et de familiarisation.

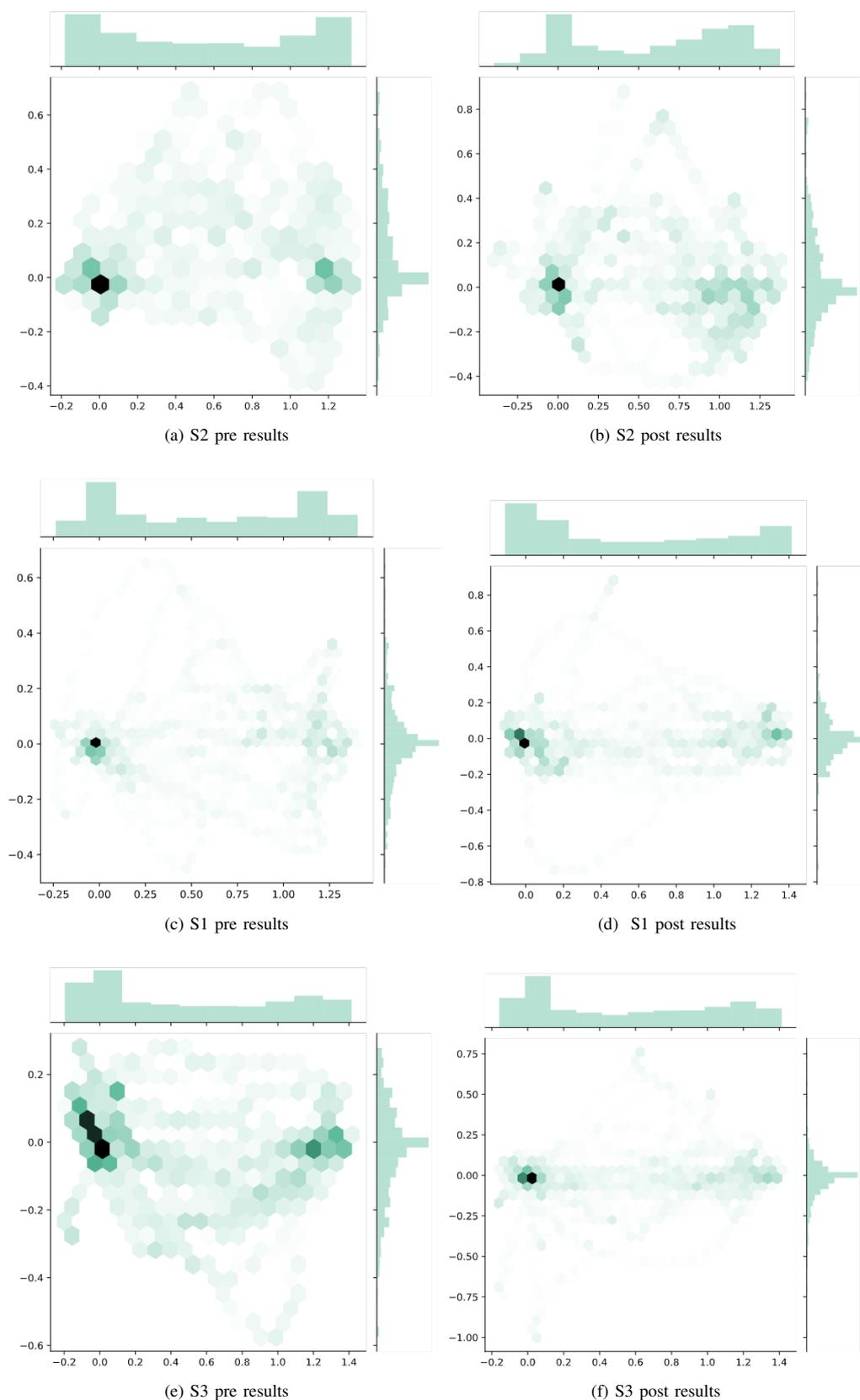


FIGURE 4: La H-Map montre plus en détail à la fois la fréquence de visiter les cellules dans le plan tout en fournissant une vue rapide sur la propagation des coordonnées x et y après la transformation. Plus le mouvement est précis et fluide, plus l'axe des ordonnées ressemble à une distribution de Dirac. La propagation de l'axe des abscisses doit être uniformément répartie au fur et à mesure de la récupération.

Conférences invitées

Avatars signeurs : quels défis pour la production de contenu en Langues des Signes ?

Sylvie Gibet

IRISA

Université Bretagne Sud

Vannes, France

sylvie.gibet@univ-ubs.fr

Résumé—Cet article explore les défis relevés par les systèmes permettant de générer des contenus en langues des signes au moyen d'avatars signeurs 3D. Après avoir passé en revue les avatars signeurs existants et leurs spécificités, à la fois au niveau de la représentation linguistique et du système d'animation qu'ils proposent, nous décrivons quelques mécanismes de formation des signes et des énoncés, à la lumière de procédés de spatialisation et d'iconicité caractérisant ces langues visuo-gestuelles. Nous présentons ensuite les défis pour la génération de signes à partir de texte.

Mots clés—avatar signeur, langues des signes, génératon, texte vers signes, spatialisation, iconicité

I. INTRODUCTION

Les langues des signes (LS) sont des langues à part entière qui caractérisent l'identité et la culture sourde. Elles appartiennent à la famille des langues dites *visuo-gestuelles* pour lesquelles l'information est émise par les gestes et perçue par le système visuel. Ainsi, les personnes sourdes développent avec la pratique de cette langue une dextérité dans leur gestuelle et dans leur perception visuelle, une acuité de représentation de l'espace et une expressivité qui s'exprime dans leurs mouvements manuels, corporels et leurs expressions faciales. C'est pourquoi on qualifie ces langues de "multi-canal", l'information étant véhiculée sur les différents canaux représentés par les mains, le corps, le visage et la direction du regard. Ainsi, tous les segments corporels participent à diffuser le message. Les mains constituent bien sûr le principal vecteur d'émission de l'information, mais il faut leur adjoindre certains gestes et mouvements corporels ainsi que les expressions faciales qui sont primordiales pour qualifier affectivement une entité, une action ou une phrase, voire pour exprimer la négation ou l'interrogation.

Comme toute langue, les LS possèdent une capacité d'expression et d'abstraction qui s'appuie sur une structure linguistique propre avec son vocabulaire, sa grammaire et sa sémantique. De plus, elles intègrent dans les processus de formation et de flexion des signes des mécanismes d'iconicité et de spatialisation que l'on ne retrouve dans aucune langue orale. Enfin, les messages signés exploitent les caractéristiques propres aux mouvements, à la fois au niveau de leur génération et de leur perception. Ainsi, un énoncé signé à un rythme similaire à celui de langues parlées est traduit en un flux continu de mouvements qui sont perçus comme étant naturels et compréhensibles.

La plupart des outils numériques à destination des personnes sourdes signantes, que ce soit le téléphone mobile avec vidéo intégrée, les dispositifs de visioconférence, ou Internet et les réseaux sociaux, sont particulièrement adaptés pour les personnes pratiquant les LS puisque les applications utilisées sont essentiellement basées sur une communication visuelle. Cependant, si la vidéo est le média le plus partagé par les sourds, elle ne permet pas de garantir l'anonymat et impose des contraintes fortes au niveau du stockage et du transport d'information. La production automatique de messages en LS et la visualisation au moyen d'avatars signeurs, définis comme des personnages virtuels en 3D capables de s'exprimer en langues des signes, semblent constituer une réponse alternative appropriée, en permettant à la fois la réduction des informations stockées, l'anonymisation ainsi que la programmabilité des personnages virtuels pour éditer et produire de nouveaux énoncés. Parmi les applications exploitant des avatars signeurs on peut citer plus particulièrement celles qui visent à améliorer : (i) l'éducation en LS ; (ii) l'apprentissage des LS ; (iii) l'accessibilité à la connaissance pour les personnes pratiquant les LS (web, traducteur texte-vers-signes) ; (iv) la conception de vidéo-book, en particulier pour les enfants.

Dans cet article, nous donnons un aperçu des principales technologies existantes pour la génération de contenu en LS, et présentons certains défis qui restent à relever pour traduire un texte en signes tout en respectant les mécanismes linguistiques propres aux LS et en utilisant des avatars signeurs animés. Quelques exemples en Langue des Signes Française (LSF) illustrent le propos.

II. AVATARS SIGNEURS EXISTANTS

Nous commençons par passer en revue certaines des technologies utilisées pour animer les avatars signeurs. La figure II présente par ordre chronologique quelques avatars signeurs existants.

Les premiers travaux sur la phonologie du signe ont donné lieu à différents types de représentations. Parmi celles-ci, les travaux de Stokoe [6] ont abouti à la description de l'ASL (American Sign Language) sous la forme d'une combinaison d'unités élémentaires constituant les signes : l'emplacement du signe, la forme de la main et son mouvement. L'une des hypothèses de base repose sur le fait que deux signes distincts peuvent être différenciés lorsque l'un seulement

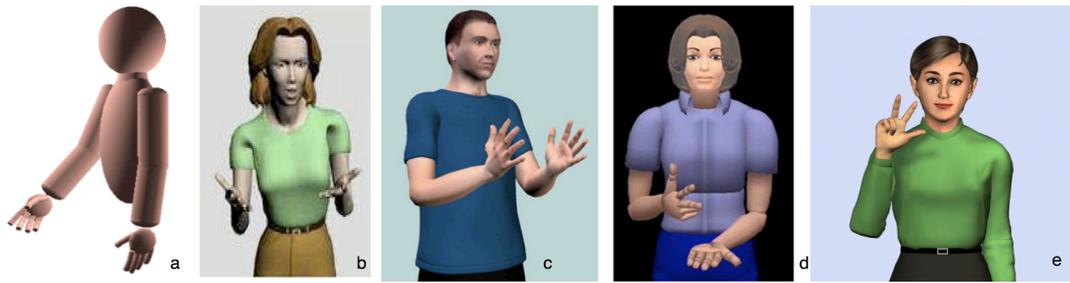


FIGURE 1. Quelques avatars signeurs classés par ordre chronologique : (a) le système GESSYCA [1] (b) Elsi [2] (c) Guido du projet européen eSign [3] (d) le signeur virtuel de l'université de New-York City [4] (e) Paula [5]

des paramètres constitutifs est modifié (paires minimales). Un dictionnaire de l'ASL a été constitué à partir de cette représentation. Poursuivant les travaux de Stokoe, d'autres paramètres qui participent à la formation et la distinction des signes ont été identifiés. Ils incluent l'orientation de la main et les paramètres non manuels (en particulier l'expression faciale) [7]. Ces éléments phonologiques sont agencés et synchronisés spatialement et temporellement pour former des signes et des énoncés en LS.

Plus tard, le système *HamNoSys* (*Hamburg Notation System* [8]) a proposé un système de notation qui reprend les paramètres précédents et transcrit les signes de manière linéaire en utilisant les symboles informatiques Unicode. Avec une approche linguistique de l'ASL, Liddell & Johnson ont défini un système phonétique [9] qui s'appuie sur le modèle Posture-Détention-Transition-Shift (*PDTS*) distinguant sur chaque canal – configuration de la main HC, orientation FA, placement PL, caractéristiques non manuelles NM – des éléments statiques et des éléments dynamiques transitionnels.

Plus récemment, en linguistique computationnelle, les gestes des LS ont été décrits au moyen de formalismes allant de scripts à des langages gestuels dédiés. Le langage *SiGML* [10] basé sur *HamNoSys* a été développé pour générer les animations d'avatars 3D. Ce langage a ensuite été étendu en incorporant le modèle *PDTS* de Johnson & Liddell. Le langage impératif *QualGest* [1] s'appuie sur une logique phonologique et une description spatiale qualitative pour définir une grammaire de formation des signes. Le langage de modélisation *Azee* est quant à lui basé sur une formalisation géométrique [11].

Ces langages de scripts permettent de décrire des signes ou des énoncés de manière très analytique et précise. Cependant, la spécification de nouveaux signes peut être très fastidieuse. On peut noter que la plupart des langages de spécification intègrent au sein de leur formalisme des éléments temporels explicites, c'est le cas notamment de *SIGML*, de *EMBRscript* [12] ou de *Azee* dans lesquels les postures clés de l'avatar sont spécifiées à des instants pré-déterminés. Par contre, le langage *QualGest* se base sur une formalisation du temps implicite, la synchronisation entre les mouvements des différents articulateurs étant gérée au niveau des moteurs d'animation.

Le passage de la spécification des signes à la génération de mouvement a donné lieu à des travaux qui visent à traduire une description textuelle en une séquence de commandes gestuelles directement interprétables par des moteurs d'animation. La plupart des travaux existants concernent des méthodes de synthèse "pure", qui consistent à calculer par interpolation la suite des postures de l'avatar à partir de la spécification de postures clés. C'est le cas du système d'animation d'avatar en ASL *Paula* (see Fig. II) de DePaul University basé sur un moteur d'animation multi-pistes. Il exploite la représentation phonétique *PDTS* de Johnson & Liddell comme un patron pour spécifier manuellement les postures clés [5] et créer ainsi des signes. D'autres systèmes d'animation d'avatar s'appuient sur des techniques de cinématique inverse pour générer des mouvements. C'est le cas du système (*JASigning*) qui intègre le moteur d'animation *AnimGen* permettant la création de signes spécifiés à partir du langage (*SiGML*) [14], ou du système *GesSyCA* associé au langage *QualGest*.

Si ces systèmes d'animation, couplant un langage de script à un moteur d'animation utilisant de la synthèse pure, permettent d'atteindre des objectifs de précision et de contrôle fin des mouvements, à la fois corporels, manuels et faciaux, ils donnent généralement lieu à des mouvements robotisés. De plus, ils permettent de créer un nombre de signes limité. En effet, construire un vocabulaire de signes et d'énoncés en LS par de telles méthodes peut s'avérer être une tâche chronophage en temps de spécification. Enfin, la gestion du temps reste complexe à mettre en oeuvre, à la fois au niveau des signes (gestion de la synchronisation entre composants des signes) et des transitions entre signes (gestion de la coarticulation).

Une alternative à ces systèmes de synthèse consiste à développer des méthodes d'animation basées données. Dans ce cas, les mouvements d'une personne signante sont capturés par des techniques de capture de mouvement qui permettent d'enregistrer simultanément les mouvements des mains, du corps et des expressions faciales (voir Figure 2). Ainsi, les systèmes *SignCom* [15] et *Sign3D* [13] ont permis d'animer des avatars en LSF avec des mouvements naturels et réalistes à partir de mouvements réels de signeurs. Dans le cadre de ces systèmes, deux bases de données ont été constituées : (i) une base de données de mouvements bruts dans laquelle les

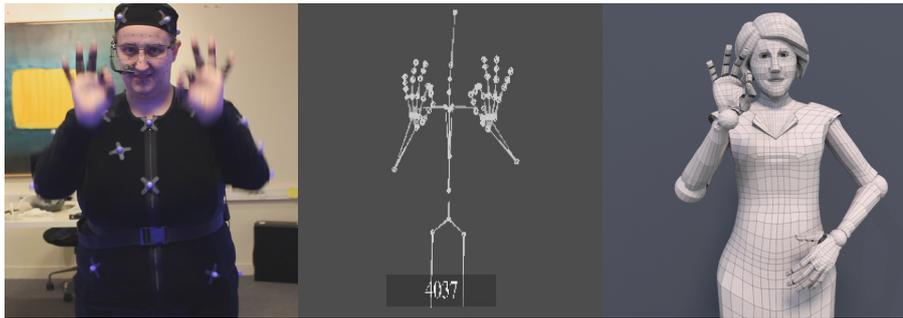


FIGURE 2. Chaîne de capture de mouvement dans le projet Sign3D [13]

mouvements capturés sont stockés sous la forme de postures squelettiques caractérisées par des transformations appliquées aux articulations, et (ii) une base de données sémantique qui met en correspondance les annotations multi-niveaux des signes et les mouvements. Le système d'animation est conçu à partir d'un principe de synthèse concaténative multi-pistes, chaque piste étant associée à un ensemble de contrôleurs dédiés (animation faciale, direction du regard, animation corporelle ou manuelle). Ce système a permis d'éditer et de construire de nouveaux énoncés en LSF : (i) par remplacement de signes ou de groupes de signes ; (ii) par instantiation de schémas syntaxiques stéréotypés ; (iii) ou par remplacement d'éléments phonologiques (configurations manuelles, mouvements des mains, du torse, de la tête, expressions faciales) [16].

Les méthodes basées données permettent de produire des animations d'avatars en LS qui sont très fluides et crédibles. Elles permettent de rejouer des séquences relativement longues (discours en LS), mais également d'éditer les phrases pré-enregistrées afin de produire de nouveaux énoncés. Cependant la manipulation et l'adaptation des mouvements au contexte requiert la prise en compte de processus linguistiques élaborés afin de garder la cohérence des contenus produits, à la fois au niveau des animations et de la compréhensibilité des LS.

III. CARACTÉRISTIQUES DES LANGUES DES SIGNES

Les langues des signes remettent en question les frontières habituelles des théories linguistiques associées aux langues orales. Ceci est principalement dû au fait qu'elles utilisent l'information gestuelle et visuelle, contrairement aux langues orales qui utilisent le canal audio-oral. Cette spécificité est à l'origine de l'omniprésence des mécanismes iconiques et spatiaux dans les langues des signes. L'iconicité telle que définie par Cuxac [17] met en jeu des processus par lesquels le locuteur va rendre iconique l'expérience vécue, imaginée ou exécutée. Elle est caractérisée par le lien de ressemblance plus ou moins étroit entre les entités du monde réel, le référent et le signe qui s'y rapporte. Cuxac propose ainsi une théorie "de grande iconicité", dans laquelle deux sortes de signes

coexistent lors d'activités discursives : (i) les signes qui "disent en montrant", et les signes "standards" (dans leur forme de citation), sans visée illustrative. Les mécanismes engendrés par l'iconicité structurent et modulent les langues des signes. Une autre spécificité des LS concerne la difficulté de séparer les différents niveaux linguistiques – phonétiques, phonologiques, morphologiques, grammaticaux et sémantiques – qui sont propres aux langues orales [18]. Ainsi, dans les LS, toute modification effectuée au niveau des composants constitutifs des signes (composants phonétiques ou phonologiques, par analogie aux langues orales) peut potentiellement altérer le sens d'un signe ou celui de la phrase elle-même.

Nous évoquons ci-après de manière non exhaustive quelques défis relatifs à la production des signes et des énoncés signés.

IV. PRODUCTION DES SIGNES ET DES ÉNONCÉS EN LANGUES DES SIGNES

Les langues des signes exigent précision et rapidité dans leur exécution, mais en même temps, une imperfection dans la réalisation des signes ou une mauvaise synchronisation peuvent modifier le contenu sémantique de la phrase. Inversement, une modification, même subtile, de l'énoncé se traduit souvent par une modification sensible des mouvements produits, à la fois d'un point de vue de la sélection et de l'organisation des signes, que des procédés flexionnels appliqués aux signes. Ces procédés diffèrent, suivant qu'il s'agit de signes à visée non illustrative (signes standards) ou des signes à visée illustrative. C'est pourquoi nous séparons ces deux catégories de signes, avant de nous intéresser à la construction d'énoncés par composition des différents mécanismes.

A. Formation des signes à visée non illustrative

La formation des signes à visée non iconique (ou signes standards) nécessite la combinaison spatio-temporelle des composants phonologiques décrits ci-dessus. Ces signes sont généralement toujours exécutés de la même manière à un emplacement spécifique de l'espace entourant le signeur, encore appelé espace de signation, et la modulation de ces signes provient uniquement de la variabilité au niveau des

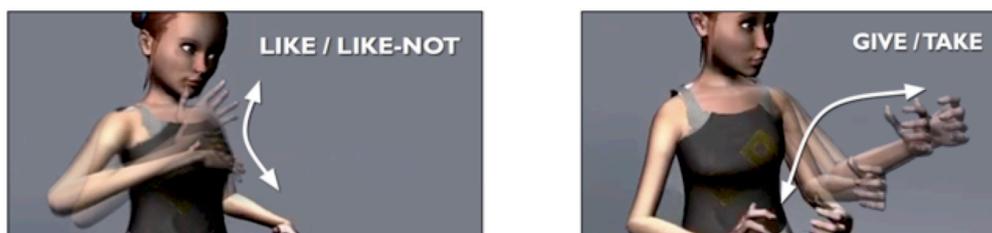


FIGURE 3. Les signes AIMER / NE-PAS-AIMER en LSF à gauche, et DONNER / PRENDRE à droite : les trajectoires des mains sont inversées

mouvements exécutés. Si ces signes ne sont pas soumis aux processus de flexion, leur réalisation requiert toutefois une grande précision, la modification d'un composant phonologique engendrant un sens différent, comme par exemple le signe NATUREL qui devient le signe PAS-BESOIN en modifiant la configuration manuelle, l'emplacement et les mouvements étant inchangés. D'un point de vue temporel, il est nécessaire également de respecter des règles de synchronisation entre les éléments composant le signe.

B. Formation des signes et énoncés à visée illustrative

Les mécanismes de spatialisation et d'iconicité sont très présents dans les langues des signes. Nous explorons ci-après quelques procédés identifiés en LSF. La flexion opérée sur ces signes ou séquences de signes, qui se caractérise par la modification d'une ou plusieurs composantes phonologiques, conduit à modifier la qualité ou le sens du signe ou de l'énoncé.

Spatialisation

Plusieurs mécanismes relatifs à la spatialisation sont listés ci-dessous :

- Positionnement. Pour exprimer les positions absolues ou relatives entre entités signifiées, les langues des signes ont recours aux positions dans la scène de signation. Le signeur utilise ainsi l'espace en positionnant les entités, animées ou non, présentes dans sa narration. Il est à noter que ce positionnement peut être absolu ou relatif.
- Pointage. La désignation d'un emplacement se fait souvent par pointage de l'index (ou autre configuration manuelle).
- D'autres techniques permettent de préciser une localisation : l'orientation du regard, de la tête ou du buste pendant l'exécution du signe, ou le décalage du signe dans l'espace.
- Les verbes directionnels sont ceux qui s'accordent avec l'agent et le patient. Ils incorporent dans leur réalisation les pronoms personnels et sont tels que les positions et orientations initiale et finale dépendent de l'agent et du patient par rapport auxquels le signe est fléchi. Par exemple le verbe DONNER peut se décliner suivant différentes lignes directionnelles et sens du mouvement en fonction de l'agent et du patient visé ("Je te donne"

ou "Tu me donnes"). Pour le verbe DEMANDER, il n'y a pas de mouvement de la main, mais les configurations et orientations de la main changent selon les pronoms personnels.

Description de formes

La description des formes est au centre de l'iconicité présente dans les LS. Ci-dessous quelques procédés propres à la LSF :

- Flexion des verbes directionnels. Outre la flexion suivant les agents et patients, certains verbes directionnels transitifs peuvent être fléchis en fonction du complément d'objet direct. Dans ce cas, la forme de la main est modifiée. Par exemple, "Je te donne une lettre" ou "Je te donne un livre" sont réalisés en LSF de la même façon, hormis la configuration manuelle qui change pour représenter soit la lettre, soit le livre.
- Le transfert de taille ou de forme permet de représenter la taille ou la forme d'entités ou de personnes. Il concerne, soit des descriptions spatiales statiques (par exemple PETIT-BATEAU ou GROS-BATEAU), soit des descriptions dynamiques impliquant un suivi de trajectoire (PETIT-BOL, GRAND-BOL).
- Les proformes statiques représentent des entités animées (personnes, véhicules) et sont caractérisées par un nombre restreint de configurations. Elles évitent de nommer plusieurs fois une entité et rendent plus efficace le référencement de ces entités dans l'espace. Par exemple, la proforme PERSONNE peut être rapidement positionnée dans la scène de narration. De plus, la personne peut être représentée dans différentes positions (debout, assise ou allongée), ce qui conduit à des configurations manuelles différentes. De même on peut représenter facilement plusieurs personnes dans un espace (autour d'une table par exemple) ou dans une salle de conférence.

Aspects propres à la dynamique des mouvements

- Trajectoires. Des mécanismes spatiaux et temporels précis concernent les trajectoires des mains au sein des signes, qui ne sont pas seulement des transitions, mais prennent la forme d'une ligne, d'un arc, ou d'une forme plus complexe telle qu'une ellipse, une spirale, etc. Par exemple, le signe AIMER est représenté par un

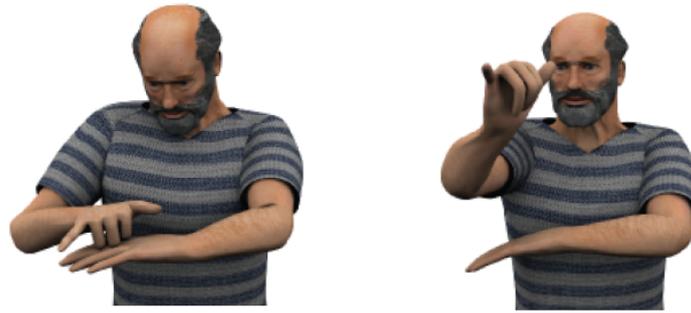


FIGURE 4. L'avion décolle.

mouvement d'arc vers le haut. Il est possible d'inverser le mouvement de ce signe pour produire le sens NE-PAS-AIMER (Figure 3, gauche). De la même manière, inverser le signe DONNER peut produire le signe PRENDRE (Figure 3, droite).

- Proformes dynamiques. Certains comportements ou démarches peuvent également être représentés par des proformes dynamiques. C'est le cas par exemple lorsque l'on veut décrire la démarche d'un animal (un oiseau, un ours ou un lion par exemple). La forme de la main est modifiée pour représenter la forme de la patte de l'animal ainsi que sa démarche plus ou moins lourde. Il est possible de plus d'indiquer par le mouvement des mains la qualité du mouvement (souplesse, légèreté).
- Dynamique des mouvements. La dynamique temporelle et physique des mouvements peut également modifier la signification des signes. Ainsi, les signes CHAISE et S'ASSEOIR possèdent les mêmes configurations manuelles, les mêmes trajectoires spatiales mais ont des dynamiques différentes. Il est à noter également que la façon dont les contacts sont exécutés (de manière effleurée ou frappée) modifie le sens des signes.

Expressions faciales

Les expressions faciales sont primordiales en LS. Elles ne sont pas seulement une information liée à la qualité de ce qui est exprimé (émotion, prosodie), mais elles constituent des informations objectives qui participent à la sémantique de la phrase.

- Certaines expressions faciales expriment des adverbes ("Le vent souffle fort") ou des adjectifs ("Un homme mince ou gros").
- D'autres expressions faciales expriment les affects qui concernent tout ou partie de la phrase. Une mauvaise interprétation de ces émotions montrées délibérément peut altérer le sens de la phrase. Par exemple si l'on relate un accident en affichant un sourire, cela peut être mal interprété.
- Les expressions faciales donnent aussi des informations sur l'aspect clausal de la phrase. Une négation peut

s'exprimer par un signe à part entière ou bien par une expression faciale (sourcils froncés indiquant la négation en fin de phrase). De même la phrase interrogative se distingue de la phrase déclarative par l'expression interrogative du visage. Dans certaines phrases conditionnelles il est possible également d'utiliser des expressions faciales spécifiques ("S'il pleut, je reste à la maison").

- Prise de rôle. Enfin la prise de rôle caractérise le fait d'incarner le rôle d'un personnage. Dans ce cas, le visage exprime certaines caractéristiques physiques ou psychologiques du personnage dont il endosse le rôle.

Mouvements corporels

Les mouvements corporels (par opposition aux mouvements manuels) sont aussi porteurs d'information.

- Ainsi, en LSF, le tronc légèrement penché en avant peut indiquer une action réalisée dans le futur.
- L'orientation du buste peut-être utilisée pour le changement de rôle (changement de référencement de personnages).
- Enfin, dans la description de formes, il est possible d'utiliser les différents plans ou niveaux de l'objet décrit en se penchant en avant.

C. Composition des différents éléments dans le discours

L'ensemble des mécanismes précédemment décrits sont utilisés dans des phrases discursives (histoires, dialogues, etc.) en langues des signes. Les signes standards et les signes à visée illustrative sont agencés dans les énoncés, soit séquentiellement soit en modifiant des informations sur un ou plusieurs canaux phonologiques. Dans l'exemple donné à la Figure 5, la phrase "J'aime les jus de fruits" est transformée en la phrase "Je n'aime pas le jus d'orange". Le mouvement du buste ainsi que celui du bas du corps et du bras gauche sont conservés. Par contre, les mouvements de la tête et du bras droit, ainsi que l'expression faciale sont modifiés.

Il est à noter qu'en fonction des signes, les mouvements des mains peuvent être réalisés avec une main seule (la main dominante) ou bien avec les deux mains. Les mouvements des

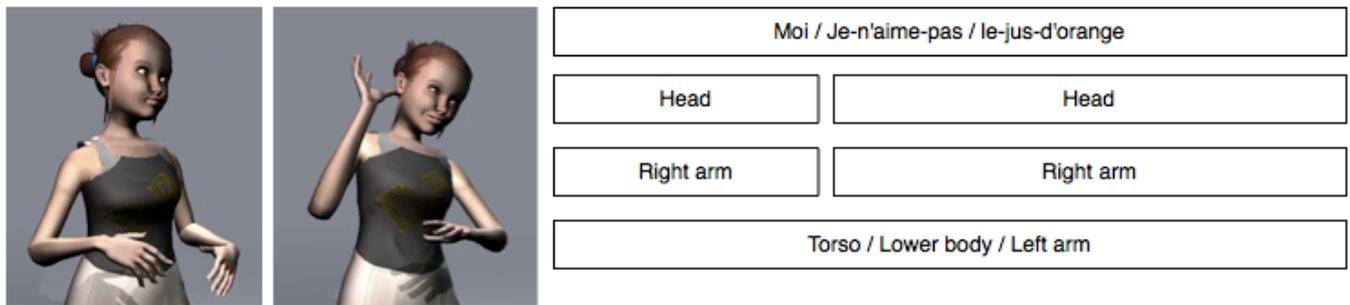


FIGURE 5. Combinaison de trois signes : moi / je-n'aime-pas / le-jus-d'orange.

mains peuvent être totalement symétriques par rapport à l'un des trois plans – sagittal, longitudinal, horizontal –, ou bien alternés par rapport à l'un de ces plans, ou encore ils peuvent être réalisés de manière dissymétrique avec une main dominée qui établit la base du signe et une main dominante qui effectue l'action principale, comme dans l'exemple "L'avion décolle" de la Figure 4.

Dans un récit tiré du corpus de Cuxac, mettant en scène deux chiens de morphologies très différentes (un boxer et un chien loup), les deux protagonistes du récit sont décrits à l'aide de transferts de forme sans que le signe standard [CHIEN] ne soit utilisé [17]. Les attributs des deux chiens protagonistes du récit sont caractérisés par le museau, les oreilles, les bajoues du boxer ainsi que ses pattes. Ils sont utilisés pour raconter une histoire dans un processus narratif exploitant les mécanismes spatiaux et iconiques des LS [19].

V. DÉFIS POUR LES AVATARS SIGNEURS

La Figure 6 recense les étapes nécessaires pour animer un avatar signeur à partir d'une représentation textuelle dans une langue donnée (génération *Texte-vers-Signe*, haut). Elle permet de localiser les défis encore rencontrés aujourd'hui pour les avatars signeurs. Si l'on se réfère aux outils existants présentés à la section II, l'étape 2 constitue le niveau de représentation linguistique computationnelle d'une LS (appelée ici *Pivot-LS*) et les étapes 3-4 le moteur d'animation avec le passage de la spécification symbolique vers la production d'un flux continu de postures de l'avatar, à partir d'un ensemble de contrôleurs de mouvement. La génération *Texte vers Pivot-LS* concerne la traduction d'un texte écrit dans une langue orale vers un texte dans un langage "pivot" représentant une langue des signes spécifique. Nous décrivons ci-après les défis relatifs à ces différents étapes.

A. Langages de représentation des LS : *Pivot-LS*

Afin de tenir compte des mécanismes d'inflexion linguistiques, il est nécessaire à ce niveau d'incorporer dans la représentation du langage une paramétrisation des signes qui tienne compte de la variation spatiale et temporelle des éléments les constituant. Par exemple, la phrase "Je te donne un livre", peut s'exprimer par : DONNER("je", "tu", LIVRE), expression qui

peut être interprétée par un mouvement de la main correspondant au signe DONNER, depuis la localisation du pronom "je" à celle du pronom "tu", et une configuration manuelle qui est celle du signe LIVRE. La difficulté à ce niveau consiste à identifier un nombre limité d'expressions du langage et de paramètres associés qui couvrent l'ensemble des mécanismes de flexion des signes. Un autre défi consiste à intégrer dans le langage des contraintes spatiales et temporelles qui pourront ensuite être interprétées par les contrôleurs d'animation.

B. Animation de l'avatar 3D

Contrôleurs mixtes Parmi les technologies permettant d'animer des avatars signeurs à partir d'une spécification textuelle, deux grandes approches ont été abordées (voir section II) : la première consiste à construire de toute pièce des avatars robotisés, pour lesquels on maîtrise toute la chaîne de production dans les moindres détails, depuis la spécification analytique des éléments linguistiques de base, leur agencement au moyen d'une logique procédurale ou à base de règles, jusqu'à la production d'une séquence de postures clés de l'avatar 3D. La seconde approche part du matériau de base qu'est le mouvement, et extrait les caractéristiques linguistiques par un processus d'annotation (manuelle ou automatique), pour permettre ensuite de construire des animations par composition des éléments annotés. Les deux types de contrôle (basé données et synthèse pure) peuvent être combinés. Il est possible en effet de substituer aux processus de synthèse "pure" des processus d'extraction et de recherche de postures ou de mouvements dans une base de données préalablement étiquetée, ou bien de remplacer des méthodes de synthèse par des méthodes de génération basées données s'appuyant sur un apprentissage automatique.

Les expressions de l'étape 2 peuvent alors être interprétées comme des commandes des contrôleurs du mouvement associés à un groupe d'articulateurs spécifique. Par exemple, pour la phrase "Je te donne", on obtient l'activation de deux contrôleurs : (i) le premier est un contrôleur de type IK (cinématique inverse) qui s'applique à la chaîne articulée du bras droit et qui prend en paramètres deux positions (celles des deux pronoms "je" et "tu"); (ii) le second est un contrôleur de cinématique directe s'appliquant à la main droite et qui prend

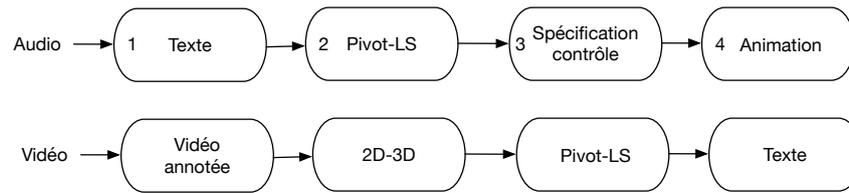


FIGURE 6. Chaînes de traitement ; en haut : Texte-vers-Signe ; en bas : Signe-vers-Texte

en paramètres deux configurations manuelles HC_1 et HC_2 (en début et en fin de mouvement).

Coordination multi-articulateurs L'un des principaux défis concerne la coordination multi-articulateurs et la synchronisation des mouvements générés sur chacune des pistes (soit par extraction dans la base de données, soit par synthèse) de façon à respecter les *patterns* spatio-temporels des signes. En effet, pour que les signes générés paraissent plausibles, il est nécessaire qu'ils vérifient des lois du mouvement humain [20]. D'autre part les mouvements relatifs des groupes d'articulateurs doivent respecter des schémas de synchronisation réalistes : par exemple la configuration manuelle doit être atteinte avant que la main ait atteint son objectif cible. D'un point de vue temporel, il peut être nécessaire de compresser ou de dilater des portions de mouvements de façon à ce que les règles de synchronisation soient vérifiées. Cette synchronisation se répercute également aux mouvements secondaires apparaissant dans certains signes.

Coarticulation Par ailleurs, il est primordial de gérer la coarticulation, et ceci à plusieurs niveaux, sur chacune des pistes et entre les signes de façon à tenir compte du contexte passé et futur de chaque signe dans la séquence générée.

Adaptation morphologique La plupart des avatars signeurs utilisent les données signées d'un seul signeur. L'adaptation morphologique à d'autres avatars signeurs passe par des processus d'adaptation morphologique (*retargeting*) permettant par exemple de transférer les animations vers d'autres personnages (homme, femme, enfant, voire animal). Alors que l'interaction avec le sol ou les objets dans l'environnement entraîne des contraintes dures qui conduisent à des problèmes et des procédures d'optimisation difficiles, les contraintes des LS peuvent être plus diffuses ou exprimées de manière qualitative (par exemple "le pouce doit toucher la paume de la main"). Les algorithmes traitant de ces contraintes de haut niveau pourraient être extrêmement intéressants, tant sur le plan numérique (relâchement des degrés de liberté tout en optimisant) que d'un point de vue de l'utilisabilité. Enfin, une phase de planification peut également être nécessaire pour éviter les auto-collisions. La combinaison de la cinématique inverse et d'algorithmes de planification pourrait être utilisée [21], ainsi que des approches hybrides [22]. Cependant, les algorithmes en temps réel pour cette catégorie de problèmes restent à définir. Il est à noter la place particulière de l'animation des mains en LS qui nécessite une grande précision et l'évitement des interpénétrations, d'où la prise en compte de contraintes spatiales dans les processus d'optimisation [23] (Figure 7).



FIGURE 7. Animation des mains : prise en compte de contraintes spatiales

C. Corpus de données

Les données sont au coeur des technologies et méthodes employées pour les avatars signeurs. Trois catégories de données sont disponibles : la vidéo, la capture de mouvement et les annotations. Plusieurs questions se posent pour la définition du corpus. La première concerne le compromis entre étendue et profondeur du corpus. Si l'objectif est de disposer d'un lexique qui couvre un large domaine, comprenant plusieurs thématiques, un corpus étendu sera privilégié. Si, au contraire, l'objectif est d'avoir un vocabulaire limité et de le réutiliser dans différentes phrases, alors on choisira l'approche en profondeur. Dans ce cas, de nombreuses instances des mêmes signes avec variations seront considérées dans le vocabulaire prédéfini. La deuxième question concerne la nature des variations elles-mêmes qui doivent être incluses dans le corpus pour l'édition et la synthèse. Plusieurs niveaux de variation des signes peuvent être considérés, incluant : (i) des variations du contexte, par exemple en faisant varier les prédécesseurs et successeurs d'un même signe, facilitant ainsi l'étude de la coarticulation ; (ii) des modulations de signes au niveau de leurs composants élémentaires, en modifiant par exemple les emplacements, les configurations manuelles ou les mouvements des mains ; (iii) des variations spatiales permettant l'étude spécifique de certains mécanismes flexionnels tels que les transferts de forme ou de taille, les pointages, les déclinaisons des verbes directionnels selon les pronoms et les compléments d'objet ; (iv) des variations du style ou de la prosodie qui induisent des modifications cinématiques des mouvements produits (plus ou moins rapides, fluides ou saccadés, etc.). Enfin, une préoccupation essentielle relative à la construction du corpus est la qualité actée ou spontanée des mouvements produits par les acteurs signants.

D. Génération Texte-vers-Signe et Signe-vers-Texte

Les systèmes actuels de traduction automatique d'une langue orale vers une autre laissent entrevoir la possibilité de traduire automatiquement une langue orale vers une langue des signes (transformation 1 → 2). Les méthodes d'apprentissage profond (*deep learning*) devraient faciliter cette étape. Cependant, l'absence de système d'écriture communément accepté pour les LS ne permet pas de disposer de suffisamment d'information mettant en correspondance un texte dans une langue orale et sa transcription en LS. Avec le peu de corpus parallèles disponibles, seuls des systèmes de traduction à base de règles sont actuellement envisagés.

Les données vidéo étant plus faciles à acquérir que les données de mouvements capturés, il est possible de disposer à court terme de gros volumes de données vidéo. Cela permettrait de développer la chaîne de traitement Signe-vers-Texte (Figure 6, bas) en exploitant des méthodes de *deep learning*. Transformer des données vidéo 2D en des données 3D reste toutefois un enjeu important pour les LS qui demandent une grande précision des mouvements manuels et des expressions faciales. Il est peut-être possible de s'affranchir du passage vers le squelette 3D et de produire directement à partir de vidéos les informations textuelles. Notons que la reconstruction du squelette 3D permettrait de constituer des bases de données conséquentes associant vidéo et MoCap, celles-ci pouvant être exploitées pour la reconnaissance de signes à partir de vidéos ou pour la synthèse de mouvements à partir de texte.

Il subsiste également la question de l'alignement vidéo / texte qui n'est pas résolue, préférablement dans le langage pivot ou à défaut dans la langue orale.

VI. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons mis en évidence un ensemble non exhaustif de mécanismes linguistiques propres aux langues des signes et décrit certains défis technologiques pour la production de signes et d'énoncés au moyen de langages dédiés et d'avatars signeurs animés. Si certains travaux permettent d'ores et déjà d'appréhender ces mécanismes, à la fois d'un point de vue modélisation linguistique et développement informatique de modèles pour les implémenter, la grande variabilité propre à ces langues et la complexité des mécanismes de flexion, reposant sur la mise en oeuvre de processus spatio-temporels dédiés, ouvrent des voies de recherche encore peu explorées.

Dans un futur proche, la possibilité de capturer de grands volumes de données et l'avènement des méthodes d'apprentissage automatique profond vont permettre de concevoir des systèmes autonomes de synthèse *Texte-vers-Signe* ou *Signe-vers-Texte* en s'appuyant directement sur des données vidéos annotées. Plus largement, cela ouvre des perspectives vers des systèmes de traduction automatique des langues orales vers les langues des signes, ou vice-versa.

RÉFÉRENCES

[1] S. Gibet, T. Lebourque, and P. Marteau, "High level specification and animation of communicative gestures," *Journal of Visual Languages and Computing*, vol. 12, pp. 657–687, 2001.

- [2] M. Filhol, A. Braffort, and L. Bolot, "Signing avatar : Say hello to elsi !," in *Proc. of Gesture Workshop 2007*, ser. LNCS, Lisbon, Portugal, Jun. 2007.
- [3] J. R. Kennaway, J. R. W. Glauert, and I. Zwitserlood, "Providing signed content on the internet by synthesized animation," *ACM Trans. Comput.-Hum. Interact.*, vol. 14, no. 3, p. 15, 2007.
- [4] M. Huenerfauth, L. Zhao, E. Gu, and J. Allbeck, "Evaluation of american sign language generation by native asl signers," *ACM Trans. Access. Comput.*, vol. 1, no. 1, pp. 1–27, 2008.
- [5] J. McDonald, R. Wolfe, J. Schnepf, J. Hochgesang, D. G. Jamrozik, M. Stumbo, L. Berke, M. Bialek, and F. Thomas, "An automated technique for real-time production of lifelike animations of american sign language," *Universal Access in the Information Society*, vol. 15, no. 4, pp. 551–566, 2016.
- [6] W. C. Stokoe, *Semiotics and Human Sign Language*. Walter de Gruyter Inc., 1972.
- [7] R. Battison, *Lexical borrowing in American sign language*. ERIC, 1978.
- [8] S. Prillwitz and H. Z. für Deutsche Gebärdensprache und Kommunikation Gehörloser, *HamNoSys : Version 2.0 ; Hamburg Notation System for Sign Languages ; An Introductory Guide*. Signum-Verlag, 1989.
- [9] R. E. Johnson and S. K. Liddell, "A segmental framework for representing signs phonetically," *Sign Language Studies*, vol. 11, no. 3, pp. 408–463, 2011.
- [10] R. Elliott, J. R. 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*, vol. 6, no. 4, pp. 375–391, 2008.
- [11] M. Filhol, J. McDonald, and R. Wolfe, "Synthesizing sign language by connecting linguistically structured descriptions to a multi-track animation system," in *International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction*. Springer, 2017, pp. 27–40.
- [12] A. Heloir and M. Kipp, "Real-time animation of interactive agents : Specification and realization," *Applied Artificial Intelligence*, vol. 24, no. 6, pp. 510–529, 2010.
- [13] S. Gibet, F. Lefebvre-Albaret, L. Hamon, R. Brun, and A. Turki, "Interactive editing in french sign language dedicated to virtual signers : requirements and challenges," *Universal Access in the Information Society*, vol. 15, no. 4, pp. 525–539, 2016.
- [14] R. Kennaway, J. R. Glauert, and I. Zwitserlood, "Providing signed content on the internet by synthesized animation," *ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI)*, vol. 14, no. 3, p. 15, 2007.
- [15] S. Gibet, N. Courty, K. Duarte, and T. Le Naour, "The signcom system for data-driven animation of interactive virtual signers : Methodology and evaluation," in *ACM Transactions on Interactive Intelligent Systems*, vol. 1, no. 1, 2011.
- [16] S. Gibet, "Building french sign language motion capture corpora for signing avatars," in *Workshop on the Representation and Processing of Sign Languages : Involving the Language Community, LREC 2018*, Miyazaki, Japan, May 2018.
- [17] C. Cuxac, *La langue des signes française (LSF) : les voies de l'iconicité (French) [French Sign Language : the iconicity ways]*, ser. Faits de langues. Ophrys, 2000.
- [18] A. Millet and A. Morgenstern, *Grammaire descriptive de la langue des signes française : dynamiques iconiques et linguistique générale*. UGA Editions, 2019.
- [19] B. Lenseigne and P. Dalle, "Using signing space as a representation for sign language processing," in *Gesture in Human-Computer Interaction and Simulation*. Berlin, Heidelberg : Springer, 2006, pp. 25–36.
- [20] S. Gibet, J. Kamp, and F. Poirier, "Gesture analysis : Invariant laws in movement," in *Gesture-Based Communication in Human-Computer Interaction*, ser. LNCS, Springer, vol. 2915, 2003, pp. 1–9.
- [21] D. Bertram, J. Kuffner, R. Dillmann, and T. Asfour, "An integrated approach to inverse kinematics and path planning for redundant manipulators," in *Int. Conf. on Robotic and Automation*, 2006, pp. 1874–1879.
- [22] L. Zhang, M. C. Lin, D. Manocha, and J. Pan, "A hybrid approach for simulating human motion in constrained environments," *Computer Animation and Virtual Worlds*, vol. 21, no. 3–4, pp. 137–149, 2010.
- [23] T. L. Naour, N. Courty, and S. Gibet, "Skeletal mesh animation driven by few positional constraints," *Computer Animation and Virtual Worlds*, vol. 30, no. 3–4, 2019.

La technologie peut-elle se passer d'une définition du handicap ?

Romuald Bodin
 Université de Nantes
 Laboratoire CENS (UMR 6025)
 Nantes, France

I. INTRODUCTION

Définir ce qu'est le « handicap » est une chose bien moins aisée qu'il n'y paraît à première vue. La question est pourtant d'importance. Comment espérer améliorer le quotidien des personnes dites « handicapées » via la production de nouvelles politiques, de nouveaux droits ou de nouvelles solutions technologiques, si l'on ne saisit pas clairement de quoi on parle, et par voie de conséquence ce qu'il s'agit effectivement d'améliorer ? L'objet de cette conférence est de comprendre ce qui fait les spécificités de cette situation nommée « handicap » pour donner quelques premiers éléments d'éclaircissement quant à ce que serait ou devrait être une solution politique ou technologique appropriée.

II. QU'EST-CE QU'UN « HANDICAP » ?

On commencera par rappeler les différents éléments du débat. De nombreux chercheurs, venus de l'épidémiologie, de la psychologie ou des sciences sociales se sont en effet emparés de la question de la définition du handicap depuis les années 1970. Après avoir rappelé les raisons de l'impossibilité de réduire le « handicap » à l'existence d'une « déficience », on exposera les différentes solutions données aux problèmes soulevés par la distinction de ces deux termes. On peut, grosso modo, les résumer en évoquant ce qui caractérise et distingue les deux définitions proposées successivement par l'OMS (organisation mondiale de la santé) : la CIH (Classification Internationale du Handicap) proposée en 1980, puis la CIF (Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé) proposée en 2001. Cette évolution des définitions peut être décrite comme le passage progressif d'une conception biomédicale à une conception socio-environnementale du handicap.

On montrera ensuite que, au regard des données statistiques accessibles, ni l'approche biomédicale, ni l'approche socio-environnementale, ne semblent pouvoir rendre réellement compte de ce qu'est le « handicap », c'est-à-dire des motifs et critères qui décident réellement de l'entrée ou non de tel ou tel comportement, situation ou manière d'être, dans le champ du handicap. Tout se passe comme si ces conceptions décrivaient moins la réalité telle qu'elle est, cherchaient moins à expliquer pourquoi les personnes socialement désignées comme handicapées sont celles-là même qu'elles sont et non pas d'autres, qu'à imposer après coup, et notamment aux yeux des « normaux », une conception orientée et socialement rassurante de ce que sont ces personnes.

III. LA MATRICE INSTITUTIONNELLE DU HANDICAP

On tentera ensuite de résoudre ces difficultés soulevées, en proposant une analyse en termes de sociologie des institutions qui rompt avec le concept de « déficience » pour définir ce qu'est un « handicap ». Ce dernier n'est ni seulement une « déficience », ni la simple rencontre entre une « déficience » et un « environnement » qu'il s'agirait d'adapter, de rendre plus accessible. On montrera que le handicap, ou plus exactement ce qui conduit à ce qu'une personne soit qualifiée comme telle est le produit d'un processus institutionnel de régulation spécifique, un produit d'institution.

Les recherches de terrain montrent clairement que l'état ou le comportement d'un individu n'est pas jugé *a priori*, à partir de critères (notamment médicaux) abstraits, mais, dans la très grande majorité des cas, en situation. Ce qui est observé ou identifié comme étant possiblement un handicap est toujours (ou presque) une manière d'être et/ou de se comporter qu'une personne elle-même ou, et peut-être plus souvent encore, son entourage (familial, scolaire, professionnel, médical, etc.) en vient à interroger dans des situations institutionnelles très concrètes. Le handicap ne désigne ainsi rien d'autre qu'un rapport spécifique entre une certaine manière d'être et de faire (qui peut renvoyer *ou non* à un processus biologique sous-jacent), une différence (qu'on ne saurait définir *a priori* comme déficience ou sa conséquence), et un contexte institutionnel particulier. Et c'est ce rapport qui fait l'objet d'un processus de régulation collective, conduisant le plus souvent à diverses formes d'exclusion dont la catégorie de « handicap » est l'outil.

IV. QUELLES CONSEQUENCES POUR LES SOLUTIONS DITES TECHNOLOGIQUES ?

Au-delà de ces considérations qui concernent avant tout les débats scientifiques, on notera pour conclure les possibles conséquences sociales et politiques, mais aussi en termes de réflexion sur les solutions technologiques apportées, d'une telle approche. Nous insisterons sur ces dernières.

Les solutions technologiques peuvent être classées en deux catégories : celles qui agissent sur l'environnement et celles qui agissent sur les individus. Dans les deux cas, elles sont généralement pensées comme des extensions ou, mieux, des « augmentations ». Les unes et les autres augmentent leur objet propre : soit l'individu dont les capacités sont augmentées grâce à la technologie, soit l'environnement dont l'offre de possibilités concrètes d'interactions (de repères, d'usages, etc.) est élargie.

Les premières sont sans doute celles qui apparaissent comme les plus clairement inscrites dans le champ des nouvelles technologies, comme les plus prometteuses, mais elles sont aussi celles qui posent le problème le plus clairement. Logiciels, applications pour téléphones et tablettes, ces tablettes et téléphones eux-mêmes, prothèses, fauteuils et autres moyens de locomotion de plus en plus sophistiqués, biotechnologies qui agissent directement sur le corps, etc., les innovations se multiplient. Toutes, toutefois, partagent l'objectif commun « d'augmenter » l'individu réduit par son handicap. Plus qu'une solution, il y a sans doute ici un phantasme, celui de la production du surhomme, celui qui traverse le débat sur le transhumanisme. Mais là n'est pas le principal.

Si notre analyse est juste, l'augmentation de l'individu comme, tout aussi bien, la modification de l'environnement, suivant la problématique de l'accessibilité, ne saurait ni faire disparaître, ni même réduire le handicap. Cela supposerait, en effet, que l'on puisse réduire le handicap à une incapacité résultant de la rencontre entre une déficience et des obstacles environnementaux. Or une telle conception est intenable.

Cela ne signifie pas qu'il n'y a ni solution technologique ni solution politique, bien au contraire. Mais l'analyse que nous proposons invite bien plutôt à la production de politiques et de technologies qui ne sont pas fondées sur l'évidence d'une séparation objective entre « eux » et « nous » mais, bien plutôt, sur la prise en compte de l'immense et irréductible diversité des manières d'être et de faire qui caractérise l'humanité. La technologie devrait moins chercher à augmenter l'individu supposé plus ou moins réduit qu'à agir sur les processus institutionnels en les rendant plus souples et plus capables de remise en question.

S'il faut parler de solutions, elles ne sauraient se construire en dehors, d'une part, d'un travail d'identification et de compréhension rationnel des mécanismes institutionnels qui conduisent à privilégier le rejet et la stigmatisation à la transformation et l'adaptation, d'autre part, d'une réflexion sur les conditions objectives de renforcement des modes contemporains de coopération et d'empathie.

Cartes et diagrammes tangibles pour des utilisateurs déficients visuels.

Julie Ducasse
HICUP LAB - FAMNIT
Université de Primorska
Koper, Slovénie

Abstract—L’objectif de ma thèse intitulée « Cartes et diagrammes tangibles pour des utilisateurs déficients visuels » était d’étudier la possibilité de concevoir des cartes et diagrammes interactifs, physiques (*i.e.* qui fournissent des retours tactiles), dynamiques et abordables. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur un type d’interface qui avait jusque-là été rarement étudié pour des personnes déficientes visuelles : les interfaces tangibles, et plus particulièrement les interfaces tangibles sur table. Nous avons conçu et évalué trois dispositifs, présentés dans cette communication.

Accessibilité; Déficience visuelle; Interfaces tangibles

I. INTRODUCTION

En dépit de leur omniprésence et de leur rôle essentiel dans nos vies professionnelles et personnelles, les représentations graphiques, qu’elles soient disponibles en ligne ou sur papier, ne sont pas accessibles aux personnes déficientes visuelles car elles ne fournissent pas d’informations tactiles. Par ailleurs, les inégalités d’accès à ces représentations ne cessent de s’accroître ; grâce au développement de représentations graphiques dynamiques et disponibles en ligne, les personnes voyantes peuvent non seulement accéder à de grandes quantités de données, mais aussi interagir avec ces données par le biais de fonctionnalités avancées (changement d’échelle, sélection des données à afficher, etc.). En revanche, pour les personnes déficientes visuelles, les techniques actuellement utilisées pour rendre accessibles les cartes et les diagrammes ne permettent pas la création de représentations interactives et/ou dynamiques.

Afin de pallier ce problème, plusieurs dispositifs ont été proposés, principalement dans le cadre de travaux de recherche. Certains s’appuient sur une représentation numérique uniquement (e.g. une carte affichée sur une tablette) : bien que faciles à éditer, ces graphiques sont limités par leur absence de retours tactiles. D’autres reposent sur l’utilisation de représentations numériques et physiques (e.g. des graphes tactiles interactifs). Ces graphiques sont peu adaptés à la réalisation de tâches nécessitant un affichage dynamique car le support physique ne peut être modifié « à la volée ». Quant aux dispositifs similaires à des tablettes Braille, bien qu’ils soient à la fois tactiles et dynamiques, leur coût est prohibitif.

II. PROPOSITION

L’objectif de cette thèse était d’étudier la possibilité de concevoir des cartes et diagrammes interactifs, physiques (*i.e.* qui fournissent des retours tactiles), dynamiques et abordables. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur un type d’interface

qui avait jusque-là été rarement étudié pour des personnes déficientes visuelles : les interfaces tangibles, et plus particulièrement les interfaces tangibles sur table. Dans ces interfaces, des objets physiques représentent des informations numériques (e.g. une ville sur une carte ou un point sur un repère cartésien), et peuvent être manipulés par l’utilisateur pour interagir avec le système, ou par le système lui-même pour refléter un changement du modèle numérique – on parle alors d’interfaces tangibles sur tables animées, ou *actuated*.”.

III. TRAVAUX REALISES

A. Classification et analyse des prototypes de cartes et diagrammes accessibles

D’un point de vue théorique, les principales contributions de cette thèse sont la proposition d’une nouvelle classification des cartes et diagrammes interactifs pour les personnes déficientes visuelles et l’analyse détaillée de plusieurs prototypes de cartes et diagrammes tangibles. Cette classification recense toutes les approches utilisées pour rendre des cartes et des diagrammes accessibles et interactifs (contrairement aux précédentes classifications qui ne sont pas exhaustives et/ou qui sont consacrées aux cartes ou aux diagrammes uniquement). Cette classification distingue les cartes et diagrammes numériques des cartes et diagrammes hybrides, qui reposent sur une représentation numérique et physique.

Par ailleurs, nous avons proposé une analyse plus détaillée de huit dispositifs de cartes et diagrammes tangibles pour des utilisateurs déficients visuels. Ceci nous a permis de mettre en évidence le potentiel des interfaces tangibles ainsi que d’identifier un certain nombre de verrous. Parmi ceux-ci, deux sont liés à l’utilisation d’objets tangibles : d’une part, ces objets doivent être stables afin que les utilisateurs puissent explorer le graphique sans renverser les objets ; d’autre part, la taille et forme de ces objets imposent des limitations quant à la quantité et nature des informations représentées via ces éléments tangibles.

B. Conception et évaluation de trois interfaces tangibles

Grâce à la conception et l’évaluation de trois interfaces tangibles, nous avons apporté des solutions à ces verrous et proposé un ensemble de scénarios et techniques d’interaction qui s’appuient sur la possibilité de modifier une représentation graphique tangible. L’ensemble de ces dispositifs a été conçu en étroite collaboration avec l’Institut des Jeunes Aveugles de Toulouse (IJA).

1) *Tangible Reels*

Le principe général de ce dispositif est le suivant : les utilisateurs sont guidés par des instructions audio pour progressivement construire un graphique à partir d'un ensemble d'objets tangibles placés sur une table interactive. Une fois le graphique reconstruit, ils peuvent l'explorer de manière interactive. Les *Tangible Reels* désignent des objets composés d'une ventouse, qui assure leur stabilité, ainsi que d'un badge rétractable qui permet de matérialiser des symboles linéaires et ainsi accroître la complexité des graphiques. Nous avons proposé des techniques d'interaction pour la reconstruction de graphiques (notamment avec une technique de guidage en deux temps), ainsi que pour leur exploration et annotation.

Deux évaluations (avec quatre et huit participants non-voyants) ainsi qu'un atelier pédagogique avec trois élèves déficients visuels nous ont permis de démontrer l'utilité du système, notamment dans un contexte éducatif, ainsi que son utilisabilité. Le système a en effet permis aux participants de reconstruire des graphiques de complexité variable (présentant jusqu'à douze *Tangible Reels*), de manière efficace (98% des objets ont été correctement placés), et dans un temps limité (23 secondes par *Tangible Reels*).

2) *Tangible Box*

Grâce à ce dispositif, initialement destiné à diversifier les activités pédagogiques proposées par les enseignants de l'IJA, nous avons proposé deux nouvelles solutions. D'une part, le dispositif permet d'augmenter des graphiques tactiles traditionnels en les rendant interactifs et tangibles (i.e. modifiables). D'autre part, nous avons conçu un nouveau type d'objets tangibles stables. Les graphiques tactiles sont placés sur une boîte qui contient un certain nombre de composants (mini-ordinateur, caméra, haut-parleur, etc.). L'utilisateur peut interagir avec les graphiques grâce aux objets tangibles, par exemple pour ajouter des points d'intérêt sur une carte ou placer des points dans un repère cartésien. Les objets sont constitués de deux aimants placés de part et d'autre de la surface d'interaction, ce qui assure leur stabilité. La position des objets est connue grâce à un tag coloré placé sous l'aimant inférieur et détecté par la caméra. L'intérêt de ce dispositif est qu'il est facile à transporter, compact et peu coûteux.

Un atelier de conception participative a été organisé avec quatre professeurs spécialisés afin d'identifier plusieurs scénarios d'usage. Nous avons aussi proposé un cadre de conception. Par la suite, ce dispositif a fait l'objet de trois stages. Un de ces stages, réalisé en collaboration avec l'association AccessiJeux, a notamment permis l'adaptation d'un jeu de société en un jeu accessible à des personnes voyantes, malvoyantes et non-voyantes. D'autres évaluations sont prévues, et un article est en cours de rédaction. Par ailleurs, l'idée de combiner des documents tactiles avec des représentations physiques a fait l'objet d'un quatrième stage, durant lequel un histogramme physique et dynamique a été conçu : « connecté » à une carte tactile, cet histogramme permet à une personne déficiente visuelle d'accéder à des données géostatistiques.

3) *BotMap*

Pour ce troisième projet, nous avons souhaité exploiter le potentiel des interfaces tangibles animées pour rendre accessible

des cartes présentant un grand nombre de points d'intérêt et nécessitant ainsi deux opérations : changer d'échelle (*zoom*), et déplacer la carte (*pan*). Le système est composé d'une table interactive et de robots mobiles. Chaque robot représente un point d'intérêt. Lorsque l'utilisateur change d'échelle ou déplace la carte, les robots se déplacent en conséquence. L'utilisateur peut interagir avec les robots pour écouter le nom des villes. Nous avons conçu deux interfaces pour permettre à l'utilisateur de changer d'échelle et déplacer la carte, qui reposent sur l'utilisation d'objets tangibles (interface *Curseurs*) ou d'un pavé numérique (interface *Clavier*). Par ailleurs, nous avons implémenté un ensemble de fonctionnalités (e.g. pour connaître l'échelle de la carte ou la liste des points d'intérêt), ainsi que des aides à la navigation.

Ce dispositif a fait l'objet de trois études. La première (dix voyants) a permis d'évaluer l'utilisabilité des deux interfaces. La seconde (huit non-voyants) a permis de comparer les performances des personnes voyantes et non-voyantes ainsi que d'évaluer l'impact des différents modes d'interaction sur les représentations spatiales et mentales des utilisateurs. De meilleurs résultats ont été observés avec l'interface *Clavier*. Par ailleurs, nous avons montré que les personnes non-voyantes sont capables d'explorer et comprendre des cartes requérant des opérations de type *Pan* et *Zoom*, indépendamment de leur âge, leur expérience visuelle et leur type de déficience visuelle. La troisième étude (trois voyants et trois non-voyants) a principalement permis d'évaluer l'utilité de plusieurs aides à la navigation pour l'exploration d'une carte basée sur des données réelles et complexes – la carte présentait plus de 150 points d'intérêt et les participants devaient proposer un itinéraire répondant à certains critères.

IV. CONCLUSION

En conclusion, cette thèse a permis de mettre en évidence le potentiel des interfaces tangibles non-animées et animées pour rendre accessibles des représentations graphiques. Nous avons montré qu'en dépit de leurs limitations, inhérentes à l'utilisation d'objets physiques, les interfaces tangibles peuvent permettre à des utilisateurs déficients visuels d'accéder à différentes représentations graphiques (cartes, histogrammes, graphes linéaires, plateaux de jeux, etc.), qui ne se cantonnent pas à l'utilisation de symboles ponctuels et qui peuvent présenter une quantité relativement importante de données. Par ailleurs, nous avons montré que les interfaces tangibles permettent à des personnes déficientes visuelles de réaliser un certain nombre de tâches jusque-là peu ou pas accessibles de manière autonome : construction, reconstruction et annotation de graphes ; exploration de cartes géographiques dynamiques ; exploration de données géostatistiques. Nous pensons que les solutions proposées et leur évaluation faciliteront et encourageront le développement d'interfaces tangibles accessibles, ce qui permettra d'améliorer l'accessibilité des représentations graphiques et de diversifier les pratiques pédagogiques.

Communication Alternative et Augmentée et prédiction de mots : un tour d'horizon

Jean-Yves Antoine

LIFAT, Université de Tours, ICVL
3 place Jean Jaurès, 41000 Blois, France
Jean-Yves.Antoine@univ-tours.fr

Abstract — Cette présentation se propose de faire le tour de la problématique de l'aide à la communication pour personnes handicapées (communication alternative et augmentée) en faisant le lien sur la dimension traitement des langues induite par ce type d'outil (prédiction lexicale, correction orthographique) et ses liens avec l'ergonomie des claviers virtuels utilisés par ces systèmes. On conclura en discutant de quelques enjeux éthiques liés à l'utilisation de ces outils.

Keywords— aide à la communication, communication alternative ou augmentée, prédiction de mots, correction orthographique, clavier virtuel, TAL, ergonomie, éthique.

I. INTRODUCTION : AIDE A LA COMMUNICATION

Les systèmes de communication palliative, encore appelés systèmes d'aide à la communication ou systèmes de communication alternative et/ou augmentée (AAC pour *Alternative and Augmentative Communication* en anglais), ont pour objectif de restaurer les capacités de communication de personnes souffrant d'un handicap moteur très sévère (paralysie cérébrale, Sclérose Latérale Amyotrophique, syndrome d'enfermement, lésions médullaires...). Ces handicaps se traduisent par une tétraplégie ou une athétose qui sont accompagnées ou non d'une perte de l'usage de la parole. La communication est privée de son support oral habituel dans ce dernier cas, et, dans tous les cas de figure, les capacités très limitées de contrôle physique de l'environnement par la personne handicapée empêchent toute saisie directe de message sur un clavier d'ordinateur (et son oralisation éventuelle par une synthèse de parole).

Ces systèmes reposent sur l'écriture de phrases à l'aide d'un clavier virtuel affiché à l'écran. Dans le cadre de clavier à défilement linéaire, un curseur se déplace caractère par caractère, le long du clavier. L'intervention de la personne handicapée se limite à la désignation des symboles lorsque le curseur est sur la touche ou le caractère désiré. D'autres stratégies d'accès au bon caractère peuvent être envisagées, comme par exemple un défilement par ligne puis par colonne, demandant deux sélections à l'utilisateur. Cette sélection est réalisée à l'aide d'un dispositif physique qui remplace le périphérique d'entrée de l'ordinateur. Cette interface matérielle dépend des capacités motrices de l'utilisateur. Il peut s'agir d'un joystick, d'une commande oculaire, d'une commande par souffle, d'un simple bouton poussoir, etc. Une caractéristique importante est le degré de liberté qu'elle permet pour manipuler l'ordinateur. Le plus souvent, le patient n'a plus que la

possibilité de réaliser l'équivalent d'un simple clic (commande de l'environnement de type « tout ou rien »), mais certains peuvent par exemple contrôler un joystick micro-gravité leur permettant de contrôler le déplacement du pointeur sur l'écran. Une fois le message saisi, il peut être vocalisé par l'intermédiaire d'une synthèse de parole artificielle (text-to-speech synthesis).

Le problème majeur des systèmes de communication assistée est la lenteur de la composition des messages. La tâche de saisie est généralement longue (1 à 5 mots par minute en moyenne) et fatigante pour les sujets. Pour l'accélérer, deux approches complémentaires sont envisageables. La première vise à optimiser la sélection sur le clavier simulé en faisant en sorte que le curseur défilant arrive au plus vite sur le caractère recherché, généralement en réorganisant le clavier pour présenter de manière optimale les caractères les plus attendus. La seconde consiste à limiter le nombre de saisies en prédisant les mots qui peuvent survenir à la suite de ceux qui ont déjà été saisis. Dans les deux cas, l'optimisation passe par une analyse du texte saisi par l'utilisateur, et par une modélisation du langage qui relève du champ disciplinaire du Traitement Automatique des Langues Naturelles (TALN) [1].

II. TAL ET AAC : PREDICITON ET CORRECTION

Qu'il s'agisse de produits commerciaux ou de systèmes de recherche, de nombreuses aides à la communication sont disponibles, qui sont plus ou moins adaptées aux besoins de chaque utilisateur particulier. Dans le cadre de cette présentation, nous entrerons dans le détail des techniques issues du TALN qui sont utilisés par ces technologies palliatives, ceci afin d'en comprendre l'intérêt, les limitations ainsi que de saisir les enjeux des évolutions futures du domaine.

Dans un premier temps, nous nous intéresserons aux moteurs de prédiction de lettres ou de mots, que l'on retrouve également dans des applications grand public telles que sur nos smartphones. Nous verrons que la prédiction repose sur une modélisation statistique du langage à base de N-grammaires : l'idée est ici de prédire les mots ou les caractères les plus probables à partir des (N-1) mots ou caractères déjà saisis. Suivant le paradigme de l'apprentissage automatique (Machine Learning), ces modèles sont appris sur de grandes bases de données textuelles [6][7]. Nous verrons toutefois qu'une adaptation à l'utilisateur, par apprentissage sur ses propres saisies, permet une amélioration sensible de l'aide apportée. Enfin, nous présenterons nos propres travaux, menés sur le

système d'aide à la communication Sibylle, qui visent une adaptation dynamique de la prédiction pour lui permettre de se focaliser sur le thème courant du discours, ceci à l'aide d'une représentation sémantique distribuée du discours courant. Cess représentation peut être obtenue par Analyse Sémantique Latente [7] ou à l'aide de plongements de mots.

Une part significative des utilisateurs des systèmes de communication palliative souffre par ailleurs de troubles langagiers associés couvrant tout le spectre des troubles DYS. D'autres sont encore en apprentissage de l'écriture (enfants ou adolescents, retards cognitifs). Dans ce cas, leurs productions langagières sont affectées par de nombreuses erreurs orthographiques, problème qui guette par ailleurs toute personne du fait des inévitables fautes de frappe. Sur un écrit incorrect, les techniques de prédiction de mots sont rapidement perdues. La question se pose alors de la correction orthographique à la volée des saisies des utilisateurs. Une fois encore, cette problématique concerne le grand public, puisque l'on retrouve des correcteurs orthographiques dans les éditeurs de texte ou dans les applications de messagerie téléphonique. Nous étudierons tout d'abord les techniques standard de correction orthographique grand public, qui reposent globalement sur des calculs de distance d'édition entre le mot saisi et les mots du lexique de la langue considérée. Nous constaterons que, suite à des choix motivés avant tout par un coût computationnel réduit de correction, les systèmes grand public peinent à détecter et corriger nombre d'erreurs orthographiques ordinaires. C'est le cas en particulier des erreurs qui conduisent à d'autres mots corrects de la langue (exemple : *mer* au lieu de *mère*) [2]. Ces limitations rendent de peu d'utilité de tels correcteurs dans le cadre de l'aide au handicap. Nous présenterons alors nos propres travaux sur le sujet. Ceux-ci reposent sur une adaptation des stratégies classiques de correction aux erreurs faites par chaque utilisateur. La correction est alors adaptée au tableau clinique de la personne, sous réserve d'un paramétrage du système réalisé en consultation orthophonique.

III. ASPECTS ERGONOMIQUES & ETHIQUES

Nous présenterons ensuite des résultats expérimentaux qui montrent que nos systèmes sont à même d'éviter à l'utilisateur près de 60% des saisies, de corriger une part équivalente de ses erreurs de saisie, et d'augmenter la vitesse de composition des messages [4][5]. Nous insisterons toutefois sur les limites de ces aides à la communication en insistant sur le rôle crucial de l'interaction entre le moteur de prédiction/correction et le clavier virtuel. En effet, l'utilisation de tels systèmes, composés de

plusieurs zones d'interaction (clavier de lettres, liste de prédiction, affichage de suggestion de correction orthographique) demande à l'utilisateur une forte attention qui peut entraîner rapidement une fatigue significative due à une trop grande surcharge cognitive. En pratique, les utilisateurs loupent ainsi souvent les propositions pourtant correctes du système. Une réflexion ergonomique poussée, relevant cette fois de l'Interaction Homme-Machine, est donc essentielle pour optimiser l'aide que peuvent apporter les techniques de prédiction de correction.

Enfin, pour conclure cette présentation, nous inviterons l'assistance à mener une réflexion éthique conséquentialiste sur l'usage des systèmes de communication palliative [3]. Outre les bénéfices que peuvent apporter ces systèmes aux personnes handicapées, il convient en effet de s'interroger également aux risques négatifs qui peuvent être liés à leur usage, en particulier en matière de perte de compétences linguistiques.

REFERENCES

- [1] Antoine J.-Y., Maurel D. (2007) Aide à la communication pour personnes handicapées et prédiction de texte : problématique, état des lieux et retour sur trente ans de recherche en communication augmentée. *Traitement Automatique des Langues, TAL*, vol. 48, n° 2., 9-46
- [2] Antoine J.Y., Crochetet M., Arbizu C., Lopez E., Pouplin S., Besnier A., Thebaud M. (2019) Ma copie adore le vélo : analyse des besoins réels en correction orthographique sur un corpus de dictées d'enfants. Actes *TALN'2019*. Toulouse, France
- [3] Lefeuvre-Halftermeyer A., Govaere V., Antoine J.Y., Allegre W., Pouplin S., Departe J.P., Slimani S., Spagnulo A. (2016) Typologie des risques pour une analyse éthique de l'impact des technologies du TAL. *Traitement Automatique des Langues, TAL* [<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01501192>]
- [4] Pouplin S., Roche N., Vaugier I., Jacob A., Figère M., Pottier S., Antoine J.-Y., Bensmail D. (2016) The effect of word prediction settings (frequency of use) on text input speed in persons with cervical spinal cord injury: a prospective study. *Disability and Rehabilitation*. [<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01344978>]
- [5] Pouplin S., Roche N., Vaugier I., Jacob A., Figère M., Pottier S., Antoine J.-Y., Bensmail D. (2015) Influence of the number of predicted words on text input speed in participants with cervical spinal cord injury *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97, 259-265 [<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01246707>]
- [6] Schadle I., Antoine J.-Y., Le Pévédic B., Poirier F., (2002) SybiLettre, prédiction de lettres pour la communication augmentée, *Revue d'Interaction Homme-Machine, RIHM*, Vol 3, n°2, Europa. 115-133.
- [7] Wandmacher T., Antoine J.-Y., Departe J.-P., Poirier F. (2008) SIBYLLE, an assistive communication system adapting to the context and its user. *ACM Transactions on Accessible Computing*. 1(1). pp. 1-30

Index des auteurs

- Abellard Patrick, 195
Albers Patrick, 210
Alias Paul, 123
Anceaux Françoise, 137
Antoine Jean-Yves, 234
Arab Farah, 187
Archambault Dominique, 37
Arnaldi Bruno, 109
Arnaoutoglou Nikitas A., 177
- Babel Marie, 109, 123
Bara Florence, 163
Barrera Nicholson Paula, 23
Bartalucci Karine, 195
Beladjal Elvez, 181
Benferhat Samia, 204
Benmansour Mohammed, 51
Bereksi Regui Fethi, 63
Berger-Vachon Christian, 69
Bodard Johana, 101
Bodin Romuald, 230
Bouali Chaima, 57
Bouillon Pierrette, 89
Bourhis Guy, 51, 214
Bousefsaf Frédéric, 63
Budan Paola Daniela, 83
- Chassan Clémence, 37
Ciré Régis, 57
Clavreul Mickaël, 210
Clemente Alexis, 143
Cordoba Melisa N., 83
Costa Tiago, 177
Courbois Yannick, 137
Cras Olivier, 37
Cucis Pierre-Antoine, 69
Da Silva Moura Ronaldo, 123
- De Broucker Thomas, 37
De Schuyter Dimitri, 143
Decoux Benoit, 129
Depuydt Frederic, 143
Devigne Louise, 109, 123
Diorio Guillermo, 23
Djeldjli Djamaledine, 63
Ducasse Julie, 157, 232
Dupuis Yohan, 129
- Encelle Benoît, 43
Ertaud Jean-Yves, 123, 129
- Farcy René, 117
Favey Clément, 117
Frizon De Lamotte Florent, 204
- Gaffary Yoren, 109
Gallego Stéphane, 69
Gallien Philippe, 171
Gallimard Laurent, 75
Garbarini Délia, 31
Gargot Thomas, 177
Gerlach Johanna, 89
Gibet Sylvie, 222
Gouranton Valérie, 109
Grandgeorge Marine, 187
Guégan Sylvain, 123
- Habert Olivier, 57
Hadj Abdelkader Amine, 51, 214
Hanon Cécile, 177
Hatzidimitriadou Eleni, 171
Hermann Ruben, 69
Herrera Susana, 23
- Jost Céline, 37, 101, 187
Jouandeau Nicolas, 75
Jouault Frédéric, 210

- Jouffrais Christophe, 157, 163
- Kaminski Gwenaël, 163
- Karaouzène Meryeme, 51
- Khemmar Redouane, 123, 129, 171
- Kokosy Annemarie, 143
- Kolski Christophe, 137
- Krasnobrizha Alina, 75
- Lachezar Dimitrov, 157
- Lakehal Aymen, 137
- Leblong Emilie, 171
- Lecrosnier Louis, 129
- Lemarié Julie, 157
- Lepreux Sophie, 137
- Leroux Roger, 117
- Letalle Laurie, 137
- Le Menn Marie, 187
- Le Pevedic Brigitte, 187
- Liu Ying-Dong, 43
- Liu-Thwaites Natasha, 177
- Lohr Christophe, 204
- Lopez Krahe Jaime, 151
- Maaoui Choubeila, 63
- Macedo Adriana, 23
- Macé Marc, 157
- Manship Sharon, 171
- Masclé Carolane, 163
- Mengual Jean-Philippe, 199
- Mengue-Topio Hursula, 137
- Meziani Yeser, 51, 214
- Monnier-Kirsch Isabelle, 181
- Moorey Stirling, 177
- Morris Rachael, 171
- Morère Yann, 51, 214
- Mulet Julie, 157
- Muller Mathieu, 57
- Muratet Mathieu, 31
- Ménard Lucie, 171
- Najar Pablo, 83
- Norré Magali, 89, 95
- Oriola Bernard, 157
- Oukhrîd Ali, 143
- Pasteau François, 123
- Petit Axel, 171
- Philippe Jean-Luc, 204
- Polit Olivier, 75
- Pruski Alain, 63
- Pudlo Philippe, 137
- Ragot Nicolas, 123, 129, 171
- Raynal Mathieu, 157
- Rosenzvaig Federico, 83
- Rossi Romain, 123, 129
- Saey Philippe, 143
- Saint-Mars Johann, 137
- Seba Justine, 181
- Seck M'Ballo, 187
- Sehaba Karim, 43
- Sidorova Olga, 177
- Spechbach Hervé, 89
- Stein Maria, 171
- Sévène Marc, 37
- Tagne Gilles, 143
- Tahiri Abderrahim, 57
- Tartas Valérie, 157
- Thaï-Van Hung, 69
- Tijus Charles, 187
- Troch Mathieu, 143
- Truck Isis, 101
- Trutner Guillermo, 23
- Truy Eric, 69
- Uzan Gérard, 101
- Vailland Guillaume, 109
- Valot Emmanuel, 75
- Victor Taina-Steevine, 181
- Vivan Bruno, 117
- Voiseux Corentin, 199
- Zogaghi Aziz, 117

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
Céline Jost
Yann Morère
Logo/Couverture
Yann Morère

Imprimé à Paris

Dépôt légal : novembre 2020

ISBN 978-2-9571218-0-9



9 782957 121809

Handicap 2020
© IFRATH 2020