



# handicap 2024

## **Handicap 2024**

*13<sup>e</sup> conférence de l'IFRATH sur  
les technologies d'assistance*

*Paris, 5-7 juin 2024*

**Des solutions personnalisées  
pour des besoins spécifiques**

**F. Bousefsaf  
G. Thomann  
Y. Morère  
Eds.**

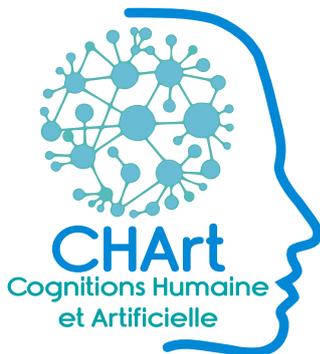
## Partenaires de l'organisation



UNIVERSITÉ  
DE LORRAINE



## Sponsors de la conférence





Handicap 2024  
Des solutions personnalisées pour des besoins spécifiques  
Copyright IFRATH juin 2024, Paris

[www.ifrath.fr](http://www.ifrath.fr)

ISBN 978-2-9571218-3-0



9 782957 121830



---

# Le mot du président

---

L'IFRATH est une société savante qui célèbre en 2024 sa vingt-sixième 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 Chercheuses, Jeunes Chercheurs), 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. . .).

Compte tenu du contexte scientifique et technologique, la précédente conférence de 2022 portait sur les apports de l'Intelligence Artificielle en complémentarité des Intelligences Humaines en avance sur le tempo des innovations. Nous avons le grand plaisir avec la conférence 2024 de renouer avec une vision pluridisciplinaire jouant autant sur la diversité des modèles, des outils et des méthodes que des champs d'application liés au handicap, c'est à dire des approches singulières pour des besoins spécifiques. L'ouverture à d'autres sociétés savantes nous a amené à organiser des journées scientifiques conjointes avec plusieurs d'entre elles. C'est ainsi que pour la conférence 2024 nous aurons le plaisir d'accueillir la FEDRAH dans une session spéciale.

Je remercie notre président du Comité d'Organisation, Frédéric Bousefsaf, maître de conférences, qui a agit avec beaucoup de rigueur, d'efficacité et de sérénité dans la préparation de la conférence. Je remercie également notre président du Comité Scientifique Guillaume Thomann, professeur des Universités, pour son enthousiasme et sa bonne humeur permanente. Nos remerciements s'adressent également à tous les membres du Comité Scientifique et du Comité d'Organisation qui ont été fortement sollicités. Et nous remercions également les conférenciers qui ont répondu à nos invitations. Nous remercions aussi 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 2024 vous permette de profiter pleinement de moments d'échanges agréables et fructueux.

Gérard Uzan  
Président de l'IFRATH



---

# Préface du Comité Scientifique

---

La conférence Handicap est organisée par l'IFRATH tous les deux ans depuis l'an 2000. Progressivement, elle est devenue un rendez-vous incontournable pour les chercheurs français travaillant dans le domaine des technologies d'assistance. Elle se veut être un lieu d'échange entre disciplines, permettant d'aborder la compensation des situations de handicap sous tous ses aspects, pas seulement technologiques mais aussi humains et sociologiques par exemple. De façon plus générale, l'ambition de l'IFRATH est de la positionner comme une conférence francophones référence 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. Cette année le thème est le suivant : « Des Solutions Personnalisées pour des Besoins Spécifiques ». Cette 13ème édition marque un nouvel élan, non seulement par le nouveau lieu de son déroulement, sur le Campus Condorcet, Paris – Aubervilliers, mais aussi dans la volonté de trouver une stabilité, une régularité et une attractivité dans le paysage scientifique français et francophone dans son ensemble. Après le retour à une conférence en présentiel en 2022, nous voulons donc travailler dans la continuité et la durabilité des échanger de vive voix pendant les sessions thématiques mais aussi lors des repas et pauses café qui sont autant de moments privilégiés où naissent de nouvelles collaborations scientifiques et relations humaines. Handicap 2024 s'ouvrira dans la continuité des éditions précédentes avec 24 présentations orales, plus une session dédiée à la présentation de posters, couvrant des champs de recherche très diversifiés regroupés en 6 sessions : Accessibilité aux contenus numériques, Handicap et Société, Assistance à la Mobilité, Biomécanique et modélisation, Innovations technologiques intelligentes et personnalisées, et enfin Outils de Communication. Nous aurons aussi l'honneur et le plaisir d'accueillir 3 conférenciers invités : Éric Perera, Sociologue, Directeur de l'équipe SanT.E.Si.H., Montpellier ; Lucie Dalibert, philosophe des techniques, Université Claude Bernard Lyon 1 ; Karine GROS, Sciences Humaines/Sciences du vivant, Handicap et Emploi, Université Paris-Est Créteil.

Cette année, l'originalité de HANDICAP2024 réside notamment dans l'organisation d'une session spécifique coorganisée avec la FEDRAH (Fédération pour la Recherche sur le Handicap et l'Autonomie). Cette proposition s'inscrit notamment dans notre volonté commune d'un rapprochement thématique et illustre notre motivation d'initier des échanges durables dans le temps, entre nos nombreux laboratoires de recherche, pour porter encore plus haut et plus fort notre volonté commune de développement de propositions à destination d'un public spécifique. Cette session est constituée de deux présentations de membre de la Fedrha qui introduisent une table ronde. Ainsi, nous avons l'honneur de partager la seconde journée de la conférence avec Jonathan Fabreguettes de CTRDV (Centre Technique Régional pour la Déficience Visuelle) ; Hursula Mengue Topio, Maîtresse de conférences en psychologie du handicap, Université de Lille ; Carolane Masclé, Maîtresse de conférences en psychologie du développement, Université de Strasbourg ; Danielle Valente, Maîtresse de conférences en psychologie du développement, Université Lyon 2 ; Hélène Sauzéon, Professeure de psychologie et de sciences cognitives à l'Université de Bordeaux Je tiens à remercier l'ensemble des auteurs pour leurs implications dans notre communauté. Je tiens aussi à remercier chaleureusement le comité scientifique pour la qualité de son travail lors de la phase d'évaluation et sélection des communications. Je remercie également Frédéric Bousefsaf, notre président du Comité d'Organisation, pour la coordination de tous les acteurs qui ont participé à la préparation de la conférence et Yann Morère pour ses innombrables heures passées également à l'organisation de cette nouvelle édition. Pour conclure je souhaite à tous les participants à Handicap 2024 des échanges scientifiques riches et passionnants qui mèneront sans aucun doute à de nouvelles collaborations. Bonne conférence à toutes et tous !

Guillaume Thomann  
Président du Comité Scientifique de Handicap 2024



---

# Préface du Comité d'Organisation

---

Ouverture de la 13<sup>ème</sup> édition de la conférence Handicap ! C'est avec le même plaisir que nous vous souhaitons la bienvenue. Votre présence nombreuse à cette nouvelle édition de la conférence révèle, comme toujours, l'importance de ce rendez-vous qui rassemble la communauté scientifique française s'intéressant aux approches et technologies pour l'autonomie des personnes en situation de handicap.

Le Comité d'Organisation, qui m'a fait l'honneur de me confier la présidence, est constitué de personnes expérimentées qui collaborent ensemble au sein de l'IFRATH depuis de nombreuses années. L'organisation de ce type d'évènement est souvent jonchée d'imprévus, en particulier lorsque les collègues sont de moins en moins disponibles de part des missions d'enseignement, de recherche et « administratives » de plus en plus prenantes, pour ne pas dire envahissantes parfois. J'observe cependant que, malgré les contraintes et les inconnues, le travail d'organisation s'est déroulé d'une manière sereine et particulièrement efficace. Ceci est incontestablement un témoignage de la qualité des personnes qui forment ce comité. Je profite ainsi de ces quelques lignes pour remercier toutes les personnes qui se sont investies et ont participé à cette action : mes collègues de l'université de Lorraine ainsi que les équipes franciliennes, grenobloise, lyonnaise, lilloise et des Hauts de France.

La conférence se veut avant tout un lieu de convivialité favorisant les échanges entre chercheurs, praticiens et utilisateurs. Ces moments sont soutenus par des présentations orales et une session poster qui se déroulent au Campus Condorcet, à Paris-Aubervilliers, une nouveauté. Les actes seront d'ailleurs disponibles sur le site web de l'IFRATH et ouverts à toutes et à tous dès le premier jour de la conférence. Autre originalité, l'élargissement des champs thématiques de la conférence via la coorganisation d'une session spéciale et d'une table ronde avec la FEDRHA. Nous remercions chaleureusement Ludovic SAINT-BAUZEL et Jona PRIFTI qui incarnent cette ouverture.

Nous n'oublions évidemment pas nos 3 conférenciers invités qui nous promettent des présentations particulièrement intéressantes. Éric PERERA nous parlera de handiski, Lucie DALIBERT du mythe de la transparence dans la technologisation des corps et Karine GROS nous présentera les résultats de CookiNUM, un projet centré autour de l'apprentissage inclusif.

Je termine cette préface en remerciant nos sponsors qui, comme de coutume, nous honorent. Certains d'entre eux sont des soutiens de longue et leur aide nous est totalement indispensable. Nos derniers remerciements sont à destination des auteurs pour leurs contributions ainsi qu'à tous les membres du Conseil Scientifique, garants de la qualité scientifique de la conférence.

*Bienvenue à Paris pour ces trois jours. Nous espérons que cette édition 2024 se déroulera aussi bien que ses devancières !*

Frédéric Bousefsaf  
Président du Comité d'Organisation de Handicap 2024



---

# Comités

---

## Comité scientifique

### Président :

Guillaume Thomann [CE] (Grenoble INP – UGA)

### Membres :

Alain Pruski (Université de Lorraine)

Anis Rojbi (Université Paris 8 – Laboratoire CHArt EA 4004)

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

Céline Jost (Université Paris 8 – Laboratoire CHArt)

Christian Berger Vachon (Université Lyon I)

Christophe Jouffrais (CNRS & Univ Toulouse – IRIT)

Dominique Archambault (Université Paris 8)

Edwige Pissaloux (Sorbonne University /U. Rouen)

Etienne Colle (Université Evry)

François Cabestaing (Université Lille 1)

Frédéric Bousefsaf [CE] (Université de Lorraine)

Gérard Uzan (Université Paris 8)

Guy Bourhis (Université de Lorraine)

Jack Sagot (Laboratoire CHArt 4004)

Jaime Lopez-Krahe (Université Paris 8)

Jan Engelen (Katholieke Universiteit Leuven)

Julie Golliot (Smart Macadam)

Julien Torrent (Fondation pour la Recherche en faveur des personnes Handicapées)

Karim Sehaba (LIRIS – Université Lumière Lyon 2)

Karine Gros (Université Paris Est Créteil)

Marie-Hélène Bekaert (Université de Lille)

Mathieu Raynal (IRIT – University of Toulouse)

Mohamed Slimane (Université de Tours), précédent président de l'IFRATH

Nicolas Monmarché (Université de Tours)

Noémie Moulin (Fondation pour la Recherche en faveur des personnes Handicapées)

Stéphane Jaffard (Université Paris Est Créteil)

Vincent Meyer (Université Nice Sophia Antipolis)

Yann Morère [CE] (Université de Lorraine)

## **Comité d'organisation**

### **Président :**

Frédéric Bousefsaf [CE] (Université de Lorraine)

### **Membres :**

Antonio Pinti (Université Polytechnique Hauts-de-France)  
Choubeila Maaoui (Université de Lorraine)  
Christian Berger-Vachon (Université de Lyon)  
Dominique Archambault (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis)  
François Cabestaing (Université de Lille)  
Gaetan Bourmaud (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis)  
Gérard Uzan (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis)  
Guillaume Thomann [CE] (Grenoble INP – UGA)  
Guy Bourhis (Université de Lorraine)  
Isis Truck (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis)  
Karine Gros (Université Paris-Est Créteil)  
Marie-Hélène Bekaert (Université de Lille)  
Olivier Habert (Université de Lorraine)  
Philippe Pudlo (Université Polytechnique Hauts-de-France)  
Pierre Pino (Université de Lorraine)  
Salvatore Anzalone (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis)  
Yann Morère [CE] (Université de Lorraine)

[CE] : Comité éditorial

---

# Table des matières

---

<b>Le mot du président</b>	<b>5</b>
<b>Préface du Comité Scientifique</b>	<b>7</b>
<b>Préface du Comité d'Organisation</b>	<b>9</b>
<b>Comités</b>	<b>11</b>
<b>Table des matières</b>	<b>13</b>
<b>Conférences invitées</b>	<b>17</b>
La visibilité du handiski en station de ski, entre « glisse » et sécurité : une ethnographie du couple pilote-handiskieur, <i>Éric Perera, Directeur de l'équipe SanT.E.Si.H., Montpellier</i> . . . . .	19
Le mythe de la transparence dans la technologisation des corps, <i>Lucie Dalibert, sociologue</i> . . . . .	20
Présentation du projet « CookiNUM », <i>Karine GROS, Maître de conférences HDR HC- SHS Handicap et Emploi</i> . . . . .	21
<b>Session : Accessibilité aux contenus numériques (1/2)</b>	<b>23</b>
Évaluation de l'utilisation d'un robot conversationnel comme assistant en accessibilité pour la lecture des articles scientifiques., <i>Gérard Uzan, Pierre Poulain, Fabrice Reby, Antoine Taly</i> . . . . .	25
Performances des correcteurs orthographiques pour la correction des erreurs dys, <i>Johana Bodard, Céline Jost, Isis Truck, Gérard Uzan</i> . . . . .	31
<b>Session : Handicap et Société</b>	<b>37</b>
Modèles d'apprentissage profond pour la reconnaissance de l'activité des personnes âgées à l'aide de capteurs ambiants, <i>Kaoutar El Ghabi, Amazigh Kridi, Frédéric Bousefsaf, Olivier Habert, Yann Morère</i> . . . . .	39
Le parcours de vie de la personne en situation de handicap : mise en avant de la vulnérabilité, <i>Alice Pellichero, Maud Nezan, Willy Allegre, François Routhier, Marie-Eve Lamontagne, Myriam Le Goff-Pronost</i> . . . . .	45
Soutenir les aidants des personnes dépressives : vers la conception d'une application mobile, <i>Constance Bault, Céline Jost</i> . . . . .	51
Nos incomplétudes respectives : Des corps altérés à l'éthique de l'altérité, <i>Philippe Marrast, Isabelle Bazet, Iheb Garbaya, Etienne Ceretto</i> . . . . .	57

<b>Session : Accessibilité aux contenus numériques (2/2)</b>	<b>65</b>
Usage d'internet des personnes atteintes d'une déficience visuelle et ses déterminants, <i>Caroline Pigeon, Anna Rita Galiano, Myriam Evennou, Gérard Uzan, Nicolas Baltenneck</i> . . . . .	67
Accessibilité pour tous : Création de documents avec des graphiques qui s'expliquent, <i>Katerine Romeo, Frédéric Serin</i> . . . . .	75
Étude de cas comparative sur l'utilisation de la multimodalité pour un accès non-visuel aux éditeurs de partitions, <i>Ken Andriamahery Ranjalahy, Ludovic Florin, Nadine Baptiste Jessel</i> . . . . .	80
<b>Session : Assistance à la Mobilité</b>	<b>87</b>
Handi-Motion : Corpus de Données de Mouvements Capturés en Situation de Handicap, <i>Mansour Tchenegnon, Thibaut Le Naour, Willy Allegre, Sylvie Gibet</i> . . . . .	89
Étude d'un guidage kinesthésique de l'orientation portable en temps-réel. Évaluation d'un guidage d'évitement d'obstacle et première prise en main par une personne aveugle, <i>Fabien Vérité, Axel Lansiaux, Eloïse Szmatala, Aline Baudry, Ludovic Saint-Bauzel, Sébastien Hiderer</i> . . . . .	95
Des itinéraires vers un bâtiment ou une salle adaptés aux spécificités des usagers, <i>Stéphanie Jean-Daubias, Thierry Excoffier, Otman Azziz</i> . . . . .	101
<b>Session : Biomécanique et modélisation (1/2)</b>	<b>107</b>
Proprioception supranormale chez les non-voyants avec vision résiduelle, <i>Najib Abi Chebel, Florence Gaunet, Christine Assaiante, Pascale Chavet, Christophe Bourdin, Fabrice Sarlegna</i> . . . . .	109
Corrélation entre l'Évaluation de Fugl-Meyer et les données issues d'un jeu en réalité virtuelle pour l'évaluation à distance de la fonction du membre supérieur dans la rééducation post-AVC : Étude de cas, <i>Julia Tannus, Eduardo Martins Naves, Gislene Diniz, Yann Morère, Pierre Pino</i> . . . . .	115
Analyse de l'apprentissage de l'équilibre du 2 roues en fauteuil roulant manuel par ACP, <i>Pinti Antonio</i> . . . . .	121
<b>Session : Biomécanique et modélisation (2/2)</b>	<b>127</b>
Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel lors de la locomotion sur des pentes dans un environnement simulé, <i>Louise Demestre, Amel Ait Ghezala, Théo Rouvier, Thierry Poulain, Gérald Conreur, Joseph Bascou, Hélène Pillet, Chouki Sentouh, Charles Pontonnier, Christophe Sauret</i> . . . . .	129
Etude de la posture assise chez les sujets paraplégiques : de la modélisation mécanique à la reconstruction des efforts internes, <i>Hajer Srihi, Thierry-Marie Guerra, philippe Pudlo, Antoine Dequidt, Anh-Tu Nguyen</i> . . . . .	135
Analyse de la densité spectrale de puissance des signaux électromyographiques pour évaluer la rigidité dans la maladie de Parkinson, <i>Camille Alves, Luanne Cardoso Mendes, Adriano De Oliveira Andrade, Eduardo Martins Naves, Yann Morère</i> . . . . .	142
<b>Session : Innovations technologiques intelligentes et personnalisées</b>	<b>149</b>
Conception d'un prototype, d'une illustration multisensorielle, <i>Yassine Fadlaoui, Dominique Archambault</i> . . . . .	151
Co-création d'audio descriptions inclusives : Retour sur expérience, <i>Katerine Romeo, Marion Chottin, Hannah Thompson, Frédéric Serin, Christèle Lecomte, Lilia Djousouf, Cédric Poulain</i> . . . . .	156
Conception d'une poignée haptique multi-actionneurs pour l'aide à la navigation, <i>Pierre-Antoine Cabaret, Claudio Pacchierotti, Marie Babel, Maud Marchal</i> . . . . .	161

<b>Session : Outils de communication</b>	<b>167</b>
CAA : quelles configurations pour les claviers virtuels ?, <i>Lisa Hoiry, Chérifa Ben Khelil, Jean-Yves Antoine, Mathieu Thebaud, Samuel Pouplin, Frédéric Rayar, Anaïs Halftermeyer, Mathieu Raynal</i> . . . . .	169
Détection des zones d'intérêt dans une œuvre d'art, <i>Wenqi Luo, Lilia Djoussouf, Christèle Lecomte, Katerine Romeo</i> . . . . .	175
Évaluation de la traduction en pictogrammes pour la communication médecin-patient par des adultes avec une déficience intellectuelle, <i>Magali Norré, Trang Pham Tran Hanh, Pierrette Bouillon, Vincent Vandeghinste, Thomas François</i>	181
<b>Session spéciale FEDRAH</b>	<b>187</b>
Luciole, un outil numérique au service des lecteurs déficients visuels, <i>Jonathan Fabreguettes</i> . . . . .	189
Conception d'un système d'aide à la mobilité des personnes avec déficience intellectuelle, <i>Hursula Mengue Topio</i> . . . . .	193
<b>Session Posters</b>	<b>199</b>
Développement d'un système de mesure de proprioception cervicale, <i>Wagner De Aguiar, Gilberto Cuarelli, Junior José Celso Freire, Guillaume Thomann</i> . . . . .	201
Conception de briques numériques adaptées aux besoins des apprenants handicapés en formation professionnelle : Projet CookiNUM, <i>Karine Gros</i> . . . . .	207
Prévenir les TMS au travail grâce à l'IA : Suivi de la posture avec le score REBA, <i>Abdelmalek Mallek, Wahida Handouzi, Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui</i> . . . . .	215
<b>Index des auteurs</b>	<b>221</b>
<b>Crédits</b>	<b>223</b>



---

## Conférences invitées

---



**Titre de la conférence :**

**La visibilité du handiski en station de ski, entre « glisse » et sécurité : une ethnographie du couple pilote-handiskieur.**

**Eric PERERA**

Enseignant-chercheur en sociologie au laboratoire SantESiH (UR\_UM 211) de l'Université de Montpellier. Mes travaux de recherche interrogent le corps et ses transformations, du corps stigmatisé (obèse traité par chirurgie bariatrique) au corps hors norme body-buildé. Plus récemment, mes enquêtes abordent l'accessibilité des personnes handicapées aux loisirs de pleine nature (FTT, handiski...).

**Résumé :**

Aujourd'hui, il n'est plus rare de voir des handiskieurs (solo ou piloté) dans les stations de ski françaises. Comment s'organise l'accès à la pratique du handiski pour une personne en situation de handicap ? Un travail d'enquête sous forme d'observation participante) a été mené dans trois associations du sud de France. En devenant pilote handiski, j'ai pu relever un ensemble de pratiques données à voir et incorporées au cours de mon immersion. J'ai pu ainsi comprendre comment la formation propose un cadre normatif qui va conditionner la pratique du handiski en station de ski. Durant cette formation, le pilote bénévole intègre des normes de sécurité à l'origine d'un processus de contrôle des handiskieurs qui contraint leurs désirs de glisse, notamment celui d'avoir des sensations de vitesse ou bien celui de prendre des risques à l'égal des « valides ».

Cependant, l'expérience de glisse est ainsi renégociée durant les séjours handiski, souvent à l'initiative des handiskieurs, contre une vision « validocentrée » des bonnes pratiques en handiski. Ces situations de contestation et de résistance à la pratique validiste du handiski tendent alors à modifier le cadre de reconnaissabilité des handiskieurs.

## Titre de la conférence : Une prothèse adaptée ? Une exploration des ajustements entre corps et dispositifs prothétiques

### Lucie DALIBERT

Maîtresse de conférences en philosophie des techniques et humanités médicales au laboratoire S2HEP de l'Université Claude Bernard Lyon 1, L. Dalibert est aussi membre du collectif de recherche interdisciplinaire [Corps et prothèses](#). Ses recherches portent sur les relations intimes entre les corps et les technologies. Plus particulièrement, dans ses travaux, elle explore la transformation des corps et de l'être au monde par les technologies biomédicales, telles que les prothèses et les implants. Ses recherches questionnent également les normes et les valeurs qui sont inscrites et véhiculées par les objets technologiques. Depuis avril 2024, elle coordonne le projet [LivACT](#) (Living and Ageing with Chronic Conditions and Technological Devices: Meanings, Practices and Recompositions of Autonomy through Time). Financé par l'ANR dans le cadre du Programme Prioritaire de Recherche « Autonomie : vieillissement et situations de handicap », ce projet vise à interroger la manière dont, dans le contexte du vécu chronique et du vieillissement, les technologies conçues pour permettre aux personnes de faire par elles-mêmes depuis leur domicile, donc d'être autonomes d'un point de vue fonctionnel, sont alignées ou créent des tensions avec les conceptions et les aspirations à l'autonomie des personnes concernées.



### Résumé :

Les dispositifs technologiques sont de plus en plus prescrits et utilisés pour gérer les maladies chroniques, la douleur et/ou le handicap, que ce soit pour compenser, ralentir ou même prévenir la perte de capacités ou pour soulager et limiter les symptômes. Des chercheuses et chercheurs à la croisée des disability studies et de la philosophie des techniques ont critiqué les fondements validistes ou « technovalidistes » (Shew, 2023) de ces initiatives, qui considèrent les dispositifs technologiques comme des moyens de réparer un corps perçu comme déficient et/ou de surmonter un handicap. Avec ces critiques en toile de fond, dans cette communication, je propose d'interroger ce qui est entendu, par les usager·e·s et les concepteurs·rices de prothèses de membre ainsi que par les professionnel·le·s de santé, comme une prothèse « adaptée ». Pour ce faire, je m'appuie sur un terrain de recherche de type ethnographique et explore les façonnements mutuels et les ajustements qui prennent place entre les corps et les prothèses.

Titre de la Conférence **Conception de briques numériques adaptées aux besoins des apprenants handicapés en formation professionnelle : Projet CookiNUM**



**Karine Gros**

Maitre de Conférences Habilitée à Diriger des Recherches, à l'Université Paris-Est Créteil, Titulaire de la Chaire Handicap, Emploi et Santé au travail. Je m'intéresse aux approches biomédicales et fonctionnelles du handicap et aux approches environnementales et des droits de l'homme. Mes travaux portent notamment sur l'insertion professionnelle, le maintien en emploi, la sécurisation des parcours et la santé au travail des personnes en situation de handicap. Je suis également responsable du Diplôme Université « Référent handicap, secteur privé, fonctions publiques, secteur associatif » et auteur et co-directeur des ouvrages publiés aux Editions Législatives ESF : *Emploi et Handicap : de la culture de la RSE à l'émergence de nouvelles formes de travail*, en collaboration avec Gérard Lefranc (2019) ; *Professionnaliser le référent handicap : connaissances, compétences, savoir-être et savoir-faire* (2019) ; *100 questions-réponses pour l'emploi des personnes handicapées* (2020). ; *Autisme : Comprendre pour mieux accompagner*, en collaboration avec Patrick Binisti, Chams-Ddine Belkhaty. (2021).

**Résumé :**

CookiNUM est un projet de recherche opérationnelle et de formation centré sur l'accompagnement vers la transformation numérique des pôles de formation aux métiers de la restauration en vue de répondre aux besoins des apprenants en situation de handicap. Pour expliquer la genèse du projet CookiNUM, la première partie de la conférence fera un état des lieux de l'emploi dans le secteur de la restauration et des formations professionnelles puis un état de l'art sur l'emploi des personnes handicapées dans le secteur de la restauration et son impact sur leur qualité de vie.

La deuxième partie développera les objectifs de CookiNUM (socio-économiques, pédagogiques, humanistes...), la méthodologie (socio-constructiviste, par itération, phases de déploiement) et les caractéristiques des briques numériques élaborées (websérie, capsules immersives, mise en réseau, application mobile).

Dans la dernière partie, sera présentée la démarche d'amélioration continue, le dispositif numérique d'évaluation des bénéfiques et des impacts sur les pratiques pédagogiques et sur les bénéficiaires, ainsi que le projet de thèse associé à CookiNUM afin de lancer officiellement l'appel à candidature pour ce contrat doctoral.



---

# **Session : Accessibilité aux contenus numériques (1/2)**

---

**Président de session : Frédéric Bousefsaf**



# *Évaluation de l'utilisation d'un robot conversationnel comme assistant en accessibilité pour la lecture des articles scientifiques.*

Gérard Uzan  
CHArt EA4004, Université Paris 8,  
Saint-Denis, France  
gerard.uzan@univ-paris8.fr

Fabrice Reby  
Oxyl,  
Arcueil, France

Pierre Poulain, Antoine Taly  
Laboratoire de Biochimie Théorique, CNRS,  
Université Paris Cité, Paris, France  
taly@ibpc.fr

**Abstract**— Nous explorons dans cet article l'utilisation des robots conversationnels, tels que ChatGPT, en tant qu'assistants en accessibilité pour les personnes malvoyantes ou aveugles, spécifiquement pour la description de figures dans des articles scientifiques. Notre étude se concentre sur l'évaluation de la capacité de ces technologies à fournir des descriptions précises et interactives.

Nous avons développé et testé des prototypes visant à améliorer l'accessibilité des informations visuelles dans les documents scientifiques. Nous abordons également les enjeux éthiques associés à l'utilisation des IA génératives, soulignant les risques de désinformation et d'erreurs. Nos tests révèlent que, bien que prometteurs, ces outils ne remplissent pas les critères nécessaires pour une utilisation fiable en accessibilité, particulièrement dans la compréhension détaillée des articles scientifiques.

En conclusion, notre travail suggère des pistes d'amélioration, notamment l'intégration de mécanismes de validation et l'exploitation d'ontologies scientifiques, pour renforcer la fiabilité des descriptions fournies par ces assistants robotiques.

**Mots clefs**— Assistant en accessibilité; robot conversationnel;

## I. INTRODUCTION

### A. Contexte

L'évolution rapide des technologies de l'information a vu l'émergence de l'intelligence artificielle (IA) générative et de grands modèles de langage (Large Language Model, LLM), posant les bases pour de nouvelles formes d'assistance par le biais de robots conversationnels tels que ChatGPT [1], [2], [3]. L'émergence très récente de modalités multimédias, combinant texte et image, ont ouvert de nouvelles perspectives dans le domaine de l'accessibilité[4], notamment pour les personnes malvoyantes ou aveugles puisqu'ils portent la promesse de pouvoir convertir les images en texte.

Dans une recherche précédente, nous avons exploré l'interaction entre un étudiant aveugle et son assistante en accessibilité dans le cadre de la lecture et de l'analyse d'articles scientifiques [5]. L'accent était mis sur la description verbale des figures et graphiques, essentiels pour comprendre le contenu scientifique, mais inaccessibles sous leur forme visuelle pour l'étudiant malvoyant. Cette étude a mis en lumière l'importance de stratégies de description efficaces et adaptées. D'autre part, une étude a montré que les figures ont un rôle particulier dans la lecture des articles. En effet, la plupart des lecteurs expérimentés ne lisent pas les articles de manière linéaire mais au contraire passent en revue les figures

après avoir lu le résumé pour appréhender rapidement le contenu de l'article [6].

Un des aspects important identifié est l'intentionnalité de communication de l'individu qui décrit la figure. Il est en effet possible de comparer deux niveaux de description : un niveau descriptif et fidèle, et un niveau qui se concentre directement sur l'information essentielle, en s'appuyant sur les concepts d'images cognitives et d'images opératives introduits par Ochanine [7]. Les images opératives sont des structures informationnelles spécialisées qui se forment lors d'une action spécifique sur un objet, sélectionnant les informations pertinentes et déformant fonctionnellement la réalité. En revanche, les images cognitives sont des représentations complètes et exhaustives des objets, reflétant toutes leurs propriétés accessibles. Une description de type image cognitive est nécessaire pour pouvoir former une image mentale de la figure [8].

Dans la continuité de ce travail, le présent article vise à évaluer le potentiel des robots conversationnels comme assistants en accessibilité, en particulier pour le décodage et la description des figures d'articles scientifiques. Nous voulons vérifier dans quelle mesure ces technologies peuvent reproduire les stratégies de description employées par les assistants humains. Nous discuterons également du concept d'affordance en lien avec l'accessibilité. Ce terme, emprunté au domaine du design et de la psychologie de la perception, désigne les possibilités d'action offertes par l'environnement à un utilisateur. Dans notre contexte, cela concerne la facilité avec laquelle un individu malvoyant peut "lire" et comprendre une image ou un graphique grâce aux descriptions générées par le robot [3]. Idéalement, un robot conversationnel serait capable non seulement de décrire de manière précise et accessible les éléments visuels d'un article scientifique, mais aussi d'engager une interaction constructive avec l'utilisateur, adaptant ses réponses en fonction des besoins de ce dernier pour une meilleure expérience d'accessibilité.

Ce travail s'appuiera sur les avancées récentes en intelligence artificielle et les retours d'expériences issues de notre étude précédente pour construire un pré-prompt efficace et pertinent, en vue de la création d'un assistant robotique véritablement utile dans le domaine de l'accessibilité.

Dans l'adoption des robots conversationnels comme assistants en accessibilité, la dimension éthique est primordiale [9]. De nombreuses questions éthiques sont

associées aux IA génératives et aux LLM, tels que ChatGPT, de la consommation d'énergie au plagiat, en passant par les possibles biais, notamment dû à la qualité des données initiales utilisées pour l'apprentissage du modèle. Ces aspects sont évidemment importants, mais relativement génériques et nous nous concentrons ici sur un aspect plus spécifique à notre contexte. Contrairement à l'impression qu'ils donnent parfois, les LLM n'ont pas la capacité de comprendre les textes avec lesquels ils interagissent ou même qu'ils produisent [10]. Ainsi, parmi les risques qui peuvent être associés aux LLM la désinformation est un élément important [11]. Dans le cadre de l'accessibilité pour des personnes en situation de handicap sensoriel, les erreurs potentielles liées à ces outils ont un poids important. En se basant sur des travaux récents d'analyse des types d'erreurs associées aux interactions homme/intelligence artificielle [12], et avec les spécificités de ce contexte, on peut proposer trois catégories d'erreurs à analyser: Omission, Inexactitude et Invention. La catégorie de l'invention est importante ici parce que les grands modèles de langage ont tendance à « halluciner », c'est-à-dire à générer des informations erronées ou trompeuses. Ce problème est particulièrement critique pour les utilisateurs aveugles qui dépendent entièrement de l'exactitude des informations verbales fournies et qui ne peuvent pas vérifier visuellement l'exactitude des descriptions des figures ou du contenu d'un article scientifique. Nos tests ont donc été conçus dans le but de mettre en évidence de tels problèmes potentiels, même s'ils peuvent être très minoritaires. Il ne s'agit donc pas de faire une comparaison exhaustive dans lequel on mesure un taux de succès et où le système idéal serait simplement celui présentant le plus faible taux d'erreur. Au contraire, d'un point de vue éthique, la moindre erreur est à proscrire et sera exemplifiée ici par des études de cas.

Reconnaissant que les utilisateurs aveugles ne peuvent pas fournir des retours directs sur l'exactitude visuelle des informations, il est crucial d'incorporer des stratégies robustes pour minimiser les erreurs. Cela implique le développement de mécanismes de validation avancés où des tiers, tels que des experts ou des systèmes de vérification automatisés, pourraient jouer un rôle crucial dans l'évaluation de la fiabilité des descriptions générées. En outre, il est essentiel d'identifier les cas d'usages minimisant les erreurs et leur impact.

### B. Démarche de conception et recherche

Nous avons adopté la méthode THEDRE pour structurer notre travail de conception et de recherche sur les systèmes d'information [13]. À ce stade, seuls des acteurs internes sont impliqués (AT, PP, FR et GU), qui sont responsables de la recherche (AT, PP, FR et GU), du développement (AT et FR) et de la méthodologie (PP et GU).

La méthode THEDRE permet de structurer le travail en cycles successifs, ce qui permet d'assurer une amélioration continue du processus de recherche et de développement des systèmes d'information. Dans notre cas il y a deux cycles:

- le premier a vu la construction et le test d'un prototype généraliste qui sont présentés dans les sections II-A et III-C,
- le deuxième correspond à la construction et aux tests de deux prototypes spécialisés qui sont présentés dans les sections II-B et III-D.

### C. Accessibilité du document

Cette version du document ne peut pas être considérée comme 100% accessible dans la mesure où les légendes privilégient

une description opérative des figures qu'elles accompagnent. Nous avons donc préparé une version alternative contenant une description détaillée des figures et dialogues[14].

## II. CONSTRUCTION DES ROBOTS CONVERSATIONNELS

Tous les prototypes proposés dans cet article ont été créés et testés avec ChatGPT4 du 22/12/2023. L'article de notre étude préalable a été utilisé comme contexte pour construire une première version, puis les versions suivantes ont été ajustées en fonction des observations des tests réalisés. Tous les détails des différents prototypes sont disponibles en ligne [14].

### A. Première version

La première version a été intitulée "VisioAccess Scientifique". *VisioAccess Scientifique* est conçu comme un assistant virtuel innovant, spécialement adapté pour répondre aux besoins des étudiants possédant un handicap visuel. Les propriétés de ce robot conversationnel, comme défini dans son pré-prompt, est d'être un outil qui se concentre sur l'accessibilité des figures dans les articles scientifiques, offrant des descriptions exactes, contextuelles et détaillées pour faciliter la compréhension et l'apprentissage. Le texte ci-dessous est une version résumée du pré-prompt.

#### Fonctionnalités et Objectifs

- Assistance spécialisée : VisioAccess opère comme un assistant d'accessibilité visuelle, spécialisé dans l'analyse d'articles scientifiques. Il possède une compréhension approfondie des figures scientifiques, une capacité à décrire des images de manière précise et détaillée, ainsi que des compétences en communication pour un dialogue efficace avec l'utilisateur.
- Expertise en visualisation des connaissances scientifiques : L'assistant maîtrise les méthodes de visualisation des connaissances scientifiques, fournissant une aide précieuse pour transformer les informations visuelles en descriptions textuelles accessibles.
- Approche centrée sur l'utilisateur : VisioAccess est conçu pour aider les étudiants ayant un handicap visuel en leur fournissant un accès aux informations visuelles des documents scientifiques. Il engage un dialogue interactif pour adapter ses descriptions aux besoins spécifiques de l'utilisateur, assurant ainsi une assistance personnalisée et efficace.

#### Processus et Méthodologie

- Identification et description des figures : VisioAccess identifie les figures dans les articles scientifiques et fournit des descriptions à deux niveaux : un résumé général pour une compréhension rapide et une description détaillée pour une analyse approfondie, en fonction des besoins spécifiques de l'utilisateur.
- Dialogue interactif : L'outil engage un dialogue interactif pour clarifier et adapter les descriptions selon les demandes de l'utilisateur, garantissant que les informations fournies sont aussi utiles et précises que possible.
- Vérification et conformité aux meilleures pratiques : VisioAccess vérifie systématiquement dans les

données si le processus suivi pour décrire l'image est conforme aux meilleures pratiques établies, assurant ainsi la fiabilité et l'exactitude des descriptions fournies.

*Résultat Attendu*

Le résultat attendu de l'utilisation de VisioAccess est des descriptions claires et exactes, adaptées au contenu et au niveau de détail requis par l'utilisateur. L'outil intègre les aspects textuels et visuels des articles scientifiques pour offrir une compréhension complète et précise. Il est également conçu pour fournir des informations basées uniquement sur les données disponibles dans le document, évitant toute extrapolation ou supposition non vérifiée.

*B. Seconde génération de prototypes*

Suite aux tests du premier prototype il a été décidé de décomposer le travail en deux étapes en suivant l'ontologie proposée pour la visualisation des connaissances scientifiques [15]. Cette formalisation est basée sur quatre étapes: 1) les connaissances à visualiser, 2) le modèle abstrait de ces connaissances, 3) le modèle visuel abstrait, 4) la visualisation. Il semble ici utile de séparer les connaissances à visualiser et la visualisation à proprement dite. Nous avons donc généré deux nouveaux prototypes : MethodMapper se concentre sur la décomposition et l'analyse précise des méthodes utilisées dans les articles scientifiques, AccessiScience se spécialise dans la fourniture de descriptions accessibles et détaillées des figures scientifiques.

MethodMapper pour figures scientifiques est conçu pour améliorer la navigation et la compréhension des articles scientifiques par l'identification et l'extraction des méthodes utilisées dans chaque figure. Ce prototype s'appuie sur les sections "Matériels et Méthodes", "Résultats", et les légendes des figures.

AccessiScience est un assistant virtuel spécialisé dans la description accessible de représentations scientifiques pour étudiants handicapés visuels. Il offre des descriptions détaillées des figures scientifiques, incluant des explications sur les axes, les unités, les tendances, les comparaisons et autres informations clés, rendant le contenu scientifique accessible aux étudiants ayant des handicaps visuels.

III. TESTS DES ROBOTS CONVERSATIONNELS

Les différents prototypes ont été testés par des personnes sans handicap visuel en utilisant des figures issues des articles publiés en 2023 par l'un d'entre nous [16], [17]. Ceci nous permet de facilement identifier les erreurs dans les descriptions, mais aussi éviter que les articles soient présents dans la base d'apprentissage du modèle.

Tous les tests sont initiés par le prompt "peux-tu me décrire la figure?". Les réponses sont analysées dans le but de détecter les erreurs de type Omission, Inexactitude et Invention. Les inexactitudes sont notées, les omissions sont testées par des relances.

*C. Les erreurs du prototype initial*

Nos premiers tests ont obtenu des réponses relativement vagues, qui ne mentionnent pas les axes et unités d'un graphique, par exemple. Une observation importante a été réalisée sur une figure tirée d'un article de revue [16]. La première figure montre notamment un plot du "score pLDDT"

d'un modèle (Figure 1). La description de ce plot est incohérente : alors que le code couleur de la figure est atypique, la description réalisée par le robot conversationnel indique que le code couleur dépend du score de pLDDT. Ceci est probablement lié à un recours à des informations qui ne sont pas sur l'image étant donné que la majeure partie des figures de la littérature qui présentent un score pLDDT utilise un code couleur lié au score.

Une autre observation problématique est un échange au sujet de la Figure 1 d'un article de biochimie [17]. Il s'agit d'une figure complexe qui inclut cinq panneaux dont l'organisation est non triviale, avec notamment des panneaux qui sont plus larges que d'autres. Le panneau b présente des traces d'électrophysiologie et l'analyse permet d'en conclure que le mutant Y2464C peut être activé par la lumière. Quand on demande au robot quel mutant est activé par la lumière, il propose une réponse très détaillée de la marche à suivre, mais ne la fait pas, indiquant à son interlocuteur "il faudrait analyser attentivement les tracés". À nouveau, cet échange suggère un recours à l'utilisation du contexte présent dans l'article et pas à la seule lecture de l'image.

Ces observations correspondent à deux types d'erreurs, inexactitude et omission. Dans les deux cas les erreurs semblent être liées au recours au contexte plus qu'à la décomposition de l'image, ce qui nous a conduit à décomposer l'analyse des figures en deux étapes : une purement visuelle et une analyse complémentaire du texte de l'article. Cette séparation est inspirée de l'ontologie proposée pour la visualisation des connaissances scientifiques [15].

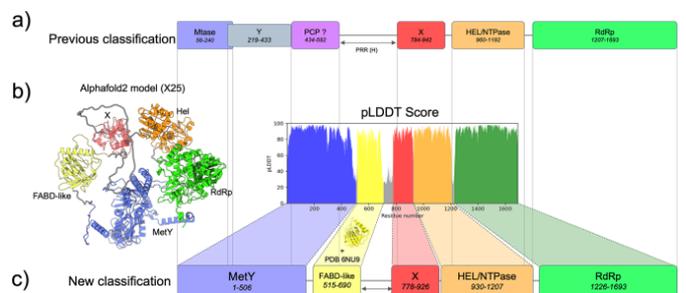


Figure 1. Old (a) and new (c) domain classification of the HEV pORF1 based on the new crystallographic structure (6NU9<sup>1</sup>) and 25 AF2 structural models and pLDDT (b). Gray lines project domain boundaries from the previous classification and new classification.

**Graphique pLDDT Score :**

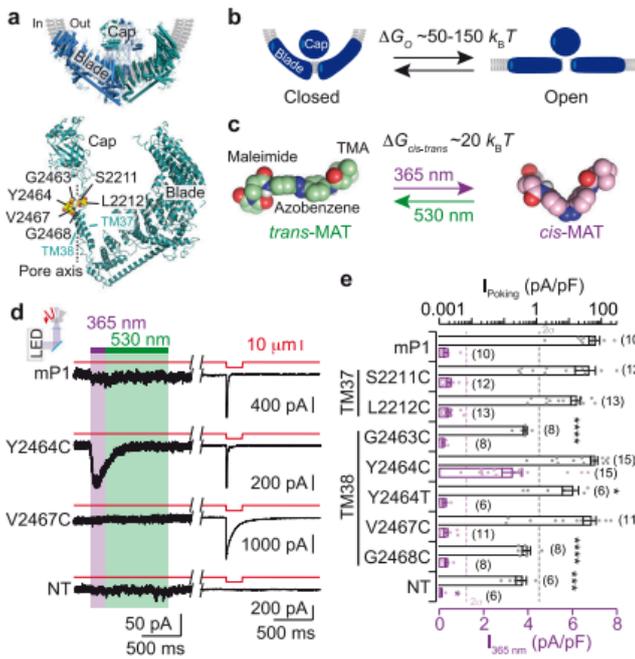
- Ce graphique représente le score pLDDT pour chaque résidu de la protéine. Le pLDDT est une mesure de la confiance que l'on peut avoir dans la précision de la prédiction structurale locale d'un résidu. L'axe horizontal (abscisse) représente le numéro du résidu le long de la séquence de la protéine, et l'axe vertical (ordonnée) représente le score pLDDT.
- L'axe horizontal est numéroté de 0 à environ 1800, correspondant à la séquence de la protéine.
- L'axe vertical va de 0 à 100, qui sont les valeurs possibles du score pLDDT.

Le graphique utilise une gamme de couleurs pour indiquer le niveau de confiance pour chaque résidu :

- Bleu : faible confiance (scores inférieurs)
- Vert : haute confiance (scores élevés)

Les régions colorées dans le graphique correspondent aux différents domaines de la protéine, avec des couleurs assorties à celles utilisées dans la représentation 3D pour une correspondance visuelle. Les scores pLDDT sont visibles comme une série de pics et de vallées le long du graphique, indiquant les variations dans la confiance des prédictions de la structure tout au long de la protéine.

Fig. 1. Figure issue d'un article de revue et description proposée par le robot. La description du code couleur du "score pLDDT" n'est pas cohérente.



**You**  
quel mutant est activé par la lumière?

**VisioAccess Scientifique2**

Dans le panneau d) de la figure fournie, il est indiqué que les mutants de la protéine mP1 sont activés par la lumière, comme le montrent les traces électrophysiologiques. Cependant, le détail spécifique indiquant quel mutant réagit à quelle longueur d'onde de la lumière n'est pas directement visible dans le texte de la légende.

Typiquement, les courants induits par la lumière seraient ceux qui montrent une augmentation significative après l'exposition à une certaine longueur d'onde (365 nm pour la lumière violette ou 530 nm pour la lumière verte). Sur les traces, cela correspondrait à des pics ascendants plus importants après l'illumination par rapport à l'état avant illumination.

Il faudrait examiner attentivement les tracés pour chaque mutant, à la recherche d'une réponse visible après l'exposition à la lumière. Malheureusement, je ne peux pas déduire plus de détails sans une image plus claire ou des données supplémentaires indiquant explicitement la réponse de chaque mutant. Pour déterminer précisément quel mutant est activé par la lumière, il faudrait des informations supplémentaires ou une analyse approfondie des données électrophysiologiques présentées.

Fig. 2. Une figure complexe contenant cinq panneaux indiqués par une lettre a-e. Le panneau d présente des traces d'électrophysiologie. L'échange avec le robot montre qu'il ne peut pas interpréter l'image.

**D. Tests de la deuxième génération de prototypes**

Le premier test a été réalisé avec la figure présentée plus haut (Figure 2). La première description générale de la figure avec "AccessiScience" est confuse en particulier pour les panneaux b et c. Le texte généré par "MethodMapper" a alors été proposé comme élément supplémentaire, ce qui a amélioré la description.

[il faudrait sans doute d'autres tests pour confirmer]

Après une première description de la figure qui est assez convaincante il a été demandé au robot conversationnel de citer les résidus présents sur le panel a. La réponse est constituée de cinq résidus quand six sont présents sur l'image. Quand le robot est relancé sur l'exhaustivité de sa réponse, il fournit une nouvelle liste de sept résidus. On a donc ici une occurrence d'hallucinations qui ne pourrait pas être détectée par un utilisateur aveugle.

**AccessiScience**

Je m'excuse pour l'omission. En examinant à nouveau le panneau a) de la figure, je peux fournir une liste exhaustive des résidus de cystéine mutés mentionnés :

- G2436C
- S2211C
- Y2464C
- V2467C
- G2468C
- L2212C
- T2124C
- M2137C

Ces résidus sont indiqués le long de la structure du canal PIEZO1, chacun avec une flèche pointant vers leur emplacement approximatif sur le modèle tridimensionnel. Ils sont utilisés pour étudier l'effet des mutations sur l'activité du canal en réponse à des stimuli lumineux.

**You**

d'où vient l'information sur T2124C et M2137C ?

**AccessiScience**

Je m'excuse pour l'erreur. Dans le panneau a) de la figure, les résidus de cystéine mutés qui sont explicitement indiqués sont :

- G2436C
- S2211C
- Y2464C
- V2467C
- G2468C
- L2212C

Les résidus T2124C et M2137C n'ont pas été mentionnés dans le panneau a). L'information fournie précédemment était incorrecte. La liste donnée en premier est donc la liste correcte des résidus mentionnés dans le panneau a).

Fig. 3. Illustration d'une hallucination. À la question "tu es certain que ta liste est complète?" le robot conversationnel répond par une liste de sept acides aminés. À la question suivante, "d'où vient l'information sur T2124C et M2137C ?", le robot répond qu'il n'est pas mentionné dans le panneau.

**E. Discussion**

Notre expérience n'est pas systématique et ne porte que sur une catégorie très étroite de figures. Il s'agit de figures d'article de biochimie structurale qui ont été choisies pour être d'une complexité importante, augmentant les chances d'observer des erreurs des trois catégories attendues: Omission, Inexactitude et Invention. L'étroitesse du test limite la portée des observations dans la mesure où les LLM pourraient être plus ou moins performants en fonction du type de figure. Pour le mesurer il faudrait réaliser une étude systématique qui dépassait l'objectif de la présente étude. Néanmoins, notre objectif était de documenter le type d'erreurs possibles et l'observation d'erreurs de type Invention, liées aux 'hallucinations', suggèrent que le problème devrait être plus ou moins universel dans la mesure où les hallucinations sont une propriété intrinsèque des LLM [18].

Les résultats présentés plus hauts montrent que l'utilisation d'un grand modèle de langage comme ChatGPT en tant qu'assistant en accessibilité ne remplit pas complètement le cahier des charges puisqu'il continue à fournir des informations qui ne sont pas toujours fiables. Cette observation disqualifie l'utilisation de ce type d'outil, au moins à ce stade, pour la plupart des situations qui impliquent la lecture d'articles scientifiques. La question se pose alors de savoir si l'outil pourrait être utile dans des situations où il pourrait être validé *a posteriori* par un assistant en accessibilité humaine. Par exemple, il pourrait peut-être être utilisé pour cribler des articles dans la phase ou un scientifique construit son corpus d'articles. En effet, nous avons noté que les robots remplissaient plutôt bien la tâche de description

opérative des figures et qu'ils pêchaient dans les phases de description détaillée. Un chercheur en situation de handicap pourrait donc réaliser une sélection d'articles avec l'aide d'un ou plusieurs robots et ne requerrait une assistance humaine qu'à la phase ultérieure d'analyse détaillée des articles.

Un point important souligné plus haut est le recours par le robot au contexte général ce qui semble être une source d'erreur, par exemple en reprenant un code couleur classique mais pas utilisé dans le cas analysé. On pourrait y voir une analogie avec les stratégies de lecture qui ont également recours au contexte/connaissances préalables pour constituer une image mentale [19]. La gestion du recours, ou non, au contexte est ainsi potentiellement un élément sensible de la fiabilité de cet exercice.

Puisque les tests présentés plus hauts ne sont pas totalement satisfaisants, il est important d'identifier des pistes d'amélioration à partir des prototypes proposés ici.

Une première possibilité serait d'utiliser un LLM spécialisé dans l'analyse d'image. Il convient néanmoins de considérer que même les exemples récents ont des taux d'erreurs importants sur les benchmark spécialisés [20].

Une autre voie d'amélioration pourrait être d'ajouter un robot qui ne fait que de la lecture d'image, comme Tesseract OCR [21]. Des études récentes ont montré des résultats encourageants avec les figures seules dans le domaine de l'astronomie [22] ou pour décoder des schémas de réactions chimiques [23], mais les résultats sont plus limités avec des structures chimiques [24]. On voit ici des résultats qui sont variables et demandent des outils spécialisés pour obtenir les détails des figures, ce qui suggère qu'à ce stade une aide humaine serait sans doute une meilleure option.

Une autre piste d'amélioration serait d'utiliser les ontologies générées autour des connaissances scientifiques [15], pour valider/améliorer les résultats du robot [25]. Cette approche est d'ailleurs compatible avec une approche consensus utilisant plusieurs LLM [26].

Une perspective supplémentaire est l'utilisation d'un modèle de langage open source adapté via une procédure de "fine tuning" (plutôt que par du pré-prompting) pour obtenir un outil à la fois adapté, fiable et accessible librement.

#### REMERCIEMENTS

Financements: labex DYNAMO (11-LABX-0011), projet LLM@UPCité de l'IdEx d'Université Paris Cité.

#### REFERENCES

- [1] N. Chakraborty, Y. Mishra, R. Bhattacharya, and B. Bhattacharya, "Artificial Intelligence: The road ahead for the accessibility of persons with Disability," *Mater. Today Proc.*, vol. 80, pp. 3757–3761, Jan. 2023, doi: 10.1016/j.matpr.2021.07.374.
- [2] J. Ara and S. L. Cecilia, *Proceedings of IAC 2022 in Vienna*. Czech Institute of Academic Education z.s., 2022.
- [3] M. J. Mygland, M. Schibbye, I. O. Pappas, and P. Vassilakopoulou, "Affordances in Human-Chatbot Interaction: A Review of the Literature," in *Responsible AI and Analytics for an Ethical and Inclusive Digitized Society*, D. Dennehy, A. Griva, N. Pouloudi, Y. K. Dwivedi, I. Pappas, and M. Mäntymäki, Eds., in *Lecture Notes in Computer Science*. Cham: Springer International Publishing, 2021, pp. 3–17. doi: 10.1007/978-3-030-85447-8\_1.
- [4] H. Wang *et al.*, "VisionGPT: LLM-Assisted Real-Time Anomaly Detection for Safe Visual Navigation." arXiv, Mar. 18, 2024. Accessed: Apr. 26, 2024. [Online]. Available: <http://arxiv.org/abs/2403.12415>
- [5] G. Uzan, A. Culpin, E. Dupré, J. Gaëtan, and A. Taly, "Assistant en accessibilité, rendre accessible une activité d'analyse d'article," presented at the 12<sup>ième</sup> édition Conférence Handicap 2022, Jun. 2022, p. 161. Accessed: Jan. 03, 2024. [Online]. Available: <https://cnrs.hal.science/hal-03769787>
- [6] K. E. Hubbard, S. D. Dunbar, E. L. Peasland, J. Poon, and J. E. Solly, "How do readers at different career stages approach reading a scientific research paper? A case study in the biological sciences," *Int. J. Sci. Educ. Part B*, vol. 12, no. 4, pp. 328–344, Oct. 2022, doi: 10.1080/21548455.2022.2078010.
- [7] P. Pastré, "Apprendre à faire.," in *Apprendre et faire apprendre*, Etienne Bourgeois, Gaëtan Chapelle., P.U.F., 2006, pp. 109–121.
- [8] V. Gyselinck and H. Tardieu, "Chapter 9 Illustrations, Mental Models, and Comprehension of Instructional Text," in *Advances in Psychology*, vol. 108, W. Schnotz and R. W. Kulhavy, Eds., in *Comprehension of Graphics*, vol. 108., North-Holland, 1994, pp. 139–151. doi: 10.1016/S0166-4115(09)60113-8.
- [9] A. Nguyen, H. N. Ngo, Y. Hong, B. Dang, and B.-P. T. Nguyen, "Ethical principles for artificial intelligence in education," *Educ. Inf. Technol.*, vol. 28, no. 4, pp. 4221–4241, Apr. 2023, doi: 10.1007/s10639-022-11316-w.
- [10] E. M. Bender and A. Koller, "Climbing towards NLU: On Meaning, Form, and Understanding in the Age of Data," in *Proceedings of the 58th Annual Meeting of the Association for Computational Linguistics*, D. Jurafsky, J. Chai, N. Schluter, and J. Tetreault, Eds., Online: Association for Computational Linguistics, Jul. 2020, pp. 5185–5198. doi: 10.18653/v1/2020.acl-main.463.
- [11] L. Weidinger *et al.*, "Taxonomy of Risks posed by Language Models," in *Proceedings of the 2022 ACM Conference on Fairness, Accountability, and Transparency*, in FAccT '22. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, Jun. 2022, pp. 214–229. doi: 10.1145/3531146.3533088.
- [12] J. D. Weisz *et al.*, "Better Together? An Evaluation of AI-Supported Code Translation," in *27th International Conference on Intelligent User Interfaces*, in IUI '22. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, Mar. 2022, pp. 369–391. doi: 10.1145/3490099.3511157.
- [13] N. Mandran and S. Dupuy-Chessa, "Supporting experimental methods in information system research," in *2018 12th International Conference on Research Challenges in Information Science (RCIS)*, May 2018, pp. 1–12. doi: 10.1109/RCIS.2018.8406654.
- [14] A. Taly, P. Poulain, F. Reby, and G. Uzan, "Un robot conversationnel comme assistant en accessibilité [descriptions détaillées]." Zenodo, May 01, 2024. doi: 10.5281/zenodo.11097296.
- [15] V. Daponte and G. Falquet, "Une ontologie pour la

- formalisation et la visualisation des connaissances scientifiques,” in *29es Journées Francophones d’Ingénierie des Connaissances, IC 2018*, 2018, pp. 129–136. Accessed: Feb. 13, 2021. [Online]. Available: <https://archive-ouverte.unige.ch/unige:138011>
- [16] R. Versini *et al.*, “A Perspective on the Prospective Use of AI in Protein Structure Prediction,” *J. Chem. Inf. Model.*, Dec. 2023, doi: 10.1021/acs.jcim.3c01361.
- [17] F. A. Peralta *et al.*, “Optical control of PIEZO1 channels,” *Nat. Commun.*, vol. 14, no. 1, Art. no. 1, Mar. 2023, doi: 10.1038/s41467-023-36931-0.
- [18] Z. Xu, S. Jain, and M. Kankanhalli, “Hallucination is Inevitable: An Innate Limitation of Large Language Models.” arXiv, Jan. 22, 2024. doi: 10.48550/arXiv.2401.11817.
- [19] R. Smith, P. Snow, T. Serry, and L. Hammond, “Full article: The Role of Background Knowledge in Reading Comprehension: A Critical Review.” Accessed: Jan. 16, 2024. [Online]. Available: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02702711.2021.1888348>
- [20] Y. Zhu, M. Zhu, N. Liu, Z. Ou, X. Mou, and J. Tang, “LLaVA-Phi: Efficient Multi-Modal Assistant with Small Language Model.” arXiv, Feb. 22, 2024. doi: 10.48550/arXiv.2401.02330.
- [21] R. Smith, “An Overview of the Tesseract OCR Engine,” in *Ninth International Conference on Document Analysis and Recognition (ICDAR 2007)*, Sep. 2007, pp. 629–633. doi: 10.1109/ICDAR.2007.4376991.
- [22] J. P. Naiman, P. K. G. Williams, and A. Goodman, “Figure and Figure Caption Extraction for Mixed Raster and Vector PDFs: Digitization of Astronomical Literature with OCR Features,” in *Linking Theory and Practice of Digital Libraries*, G. Silvello, O. Corcho, P. Manghi, G. M. Di Nunzio, K. Golub, N. Ferro, and A. Poggi, Eds., in Lecture Notes in Computer Science. Cham: Springer International Publishing, 2022, pp. 52–67. doi: 10.1007/978-3-031-16802-4\_5.
- [23] D. M. Wilary and J. M. Cole, “ReactionDataExtractor 2.0: A Deep Learning Approach for Data Extraction from Chemical Reaction Schemes,” *J. Chem. Inf. Model.*, vol. 63, no. 19, pp. 6053–6067, Oct. 2023, doi: 10.1021/acs.jcim.3c00422.
- [24] E. J. Beard and J. M. Cole, “ChemSchematicResolver: A Toolkit to Decode 2D Chemical Diagrams with Labels and R-Groups into Annotated Chemical Named Entities,” *J. Chem. Inf. Model.*, vol. 60, no. 4, pp. 2059–2072, Apr. 2020, doi: 10.1021/acs.jcim.0c00042.
- [25] J. Sun *et al.*, “Think-on-Graph: Deep and Responsible Reasoning of Large Language Model on Knowledge Graph.” arXiv, Nov. 24, 2023. Accessed: Jan. 05, 2024. [Online]. Available: <http://arxiv.org/abs/2307.07697>
- [26] M. Gaur and A. Sheth, “Building Trustworthy NeuroSymbolic AI Systems: Consistency, Reliability, Explainability, and Safety.” arXiv, Dec. 05, 2023. Accessed: Jan. 05, 2024. [Online]. Available: <http://arxiv.org/abs/2312.06798>

# Performances des correcteurs orthographiques pour la correction des erreurs dys

Johana Bodard  
Laboratoire CHArt  
Université Paris 8  
Saint-Denis, France  
0000-0002-6556-2640

Céline Jost  
Laboratoire CHArt  
Université Paris 8  
Saint-Denis, France  
0000-0002-5870-9640

Isis Truck  
Laboratoire CHArt  
Université Paris 8  
Saint-Denis, France  
0000-0003-2052-2546

Gérard Uzan  
Laboratoire CHArt  
Université Paris 8  
Saint-Denis, France  
0009-0009-1396-6983

**Résumé**—Cet article présente les principaux résultats d’une évaluation des performances de plusieurs correcteurs orthographiques sur un corpus de textes rédigés par des personnes dyslexiques-dysorthographiques. Pour identifier les points forts et les points faibles de ces outils, nous avons évalué leurs performances en détection et en correction en fonction de différentes caractéristiques des mots erronés telles que le type des erreurs. Les résultats indiquent que les performances de ces outils sont insuffisantes pour aider les personnes dyslexiques-dysorthographiques à compenser leurs difficultés en orthographe.

**Mots clés**—correction orthographique, erreur d’orthographe, dyslexie, dysorthographie

## I. INTRODUCTION

En France, la maîtrise de l’orthographe est une compétence socialement valorisée et le non-respect des normes orthographiques ou grammaticales est généralement mal perçu, notamment dans le milieu professionnel [1], [2]. Cela peut être particulièrement handicapant pour les personnes dyslexiques-dysorthographiques (dys) en raison de leurs difficultés importantes en orthographe.

Plusieurs études ont comparé les erreurs d’orthographe des personnes dys avec celles de personnes non dys [3]–[6]. Ces études retrouvent globalement un profil d’erreurs similaire entre les deux groupes : ils produisent les mêmes types d’erreurs dans les mêmes proportions. La principale différence entre les écrits des deux groupes réside dans la quantité d’erreurs produites : les personnes dys font significativement plus d’erreurs que les personnes non dys. Certaines études relèvent également une inconsistance des erreurs [3], [6]. De plus, l’étude de Mazur-Palandre réalisée auprès d’étudiants à l’université montre que même chez cette population ayant atteint un niveau d’études élevé, des difficultés importantes persistent et notamment des erreurs inhabituelles pour leur niveau d’études.

Une question qui se pose est de savoir quelles sont les performances des logiciels de correction orthographique avec des textes écrits par des personnes dys. Par exemple, la correction de certaines erreurs nécessite de prendre en compte le contexte (les mots voisins). Cependant, plus une personne produit d’erreurs, plus le contexte autour de ces erreurs a de chances d’être erroné. Cela peut avoir un impact sur les performances des correcteurs.

Une étude d’Antoine *et al.* suggère que les correcteurs ne répondent pas complètement aux besoins en correction d’enfants dyslexiques [7]. Il peut donc être intéressant d’étudier pourquoi : quels sont les points forts (les problèmes déjà résolus) et les points faibles (les problèmes qui restent à résoudre) des correcteurs à disposition des personnes dyslexiques.

Dans cet article, nous présentons les principaux résultats d’une évaluation des performances de neuf correcteurs orthographiques sur un corpus d’écrits dys. La section II explique comment évaluer les performances des systèmes de correction orthographique. La section III décrit la méthodologie que nous avons utilisée pour mener notre évaluation. Les résultats de cette évaluation sont présentés dans la section IV. La section V discute des résultats, tandis que la section VI conclut ce papier.

## II. ÉVALUATION DE CORRECTEURS ORTHOGRAPHIQUES

L’évaluation des performances des systèmes de correction orthographique nécessite la collecte de données d’évaluation et le choix de métriques appropriées.

### A. Données

Pour évaluer les performances des systèmes de correction orthographique, il est nécessaire de rassembler trois ensembles de données :

- les **données de test** : textes contenant des erreurs fournis en entrée des correcteurs orthographiques pour évaluer leurs performances ;
- les **données de référence** : version sans erreur des données de test ;
- les **données des systèmes** : résultats de la correction des données de test par les correcteurs orthographiques.

### B. Métriques

Les métriques les plus fréquemment utilisées pour évaluer les performances des correcteurs orthographiques sont le **rap- pel**, la **précision** et le **F-score**. Ces métriques sont calculées à partir des taux de **TP** (*True Positive*), **FP** (*False Positive*), **TN** (*True Negative*), et **FN** (*False Negative*). Dans un premier temps, il est nécessaire de définir à quoi correspondent ces quatre classes pour la détection et pour la correction.

En détection, le travail du correcteur peut être assimilé à un problème de classification : le correcteur doit prédire si un mot appartient à la classe des mots corrects ou à celle des mots erronés. L'évaluation consiste à vérifier la fiabilité de ces prédictions. Il existe quatre cas possibles :

- le mot est erroné et le système prédit qu'il est erroné  $\Rightarrow$  TP ;
- le mot est correct et le système prédit qu'il est correct  $\Rightarrow$  TN ;
- le mot est correct, mais le système prédit qu'il est erroné  $\Rightarrow$  FP ;
- le mot est erroné, mais le système prédit qu'il est correct  $\Rightarrow$  FN.

Autrement dit, T signifie que la prédiction du correcteur est correcte (*True*), F qu'elle est fautive (*False*). P signifie que le correcteur a prédit que le mot appartenait à la classe positive (ici, les mots erronés) et N signifie que le correcteur a prédit que le mot appartenait à la classe négative (les mots corrects).

En correction, on cherche à déterminer, d'une part, si la correction prédite par le système pour un mot erroné est identique à celle proposée dans la référence, et d'autre part, si le système n'a pas modifié un mot qui est correct. Chodorow *et al.* distinguent les cinq cas suivants [8] :

- le mot est erroné et le système prédit la bonne correction  $\Rightarrow$  TP ;
- le mot est correct et le système ne l'a pas modifié  $\Rightarrow$  TN ;
- le mot est correct, mais le système l'a modifié  $\Rightarrow$  FP ;
- le mot est erroné, mais le système ne l'a pas modifié  $\Rightarrow$  FN ;
- le mot est erroné, mais le système n'a pas prédit la bonne correction  $\Rightarrow$  il s'agit à la fois d'un FN (le mot n'est pas corrigé) et d'un FP (la correction prédite n'est pas valide), c'est-à-dire d'un FPN.

Une fois que l'on a déterminé les taux de TP, TN, FP et FN en détection et en correction, on peut évaluer les performances des systèmes avec les métriques précédemment citées :

1) *Le rappel ( $r$ )* : il évalue la capacité d'un système à détecter ou corriger l'ensemble des mots erronés.

$$r = \frac{TP}{TP + FN} \quad (1)$$

2) *La précision ( $p$ )* : elle évalue l'exactitude des détections ou des corrections réalisées par un système.

$$p = \frac{TP}{TP + FP} \quad (2)$$

3) *Le F-score ( $F_\beta$ )* : il combine la précision et le rappel dans une mesure unique.

$$F_\beta = (1 + \beta^2) \times \frac{p \times r}{\beta^2 \times p + r} \quad (3)$$

Avec  $\beta = 1$ , on accorde un poids équivalent à la précision et au rappel. Avec  $\beta = 0,5$ , on accorde deux fois plus de poids à la précision qu'au rappel.

### III. MÉTHODOLOGIE

#### A. Correcteurs orthographiques

Nous avons sélectionné les neuf outils suivants :

- **Cordial** (CO) et **Antidote** (AN) : deux logiciels de correction orthographique et grammaticale ;
- **le filtre de correction d'ADELE-TEAM** (ADC) : ADELE-TEAM est un outil d'aide à la lecture et à l'écriture qui inclut un filtre de correction ;
- **Microsoft Word** (MW) et **Pages** (PA) : deux logiciels de traitement de texte qui intègrent un correcteur orthographique et grammatical ;
- **Grammalecte** (GR) : un outil gratuit et libre pour la correction des erreurs orthographiques, grammaticales et typographiques ;
- **Scribens** (SC), **LanguageTool** (LT), **BonPatron** (BP) : trois outils en ligne.

#### B. Données

Les données de test sont composées des 78 textes du Corpus DYS [9]. Les mots erronés de ce corpus ont été extraits et annotés manuellement. Le résultat de cette annotation constitue les données de référence. Pour obtenir les données des systèmes, nous avons fait corriger chaque texte du corpus par les correcteurs orthographiques et nous avons extrait manuellement les informations suivantes : la forme signalée par le correcteur (mot ou groupe de mots), les suggestions de correction (jusqu'à cinq suggestions), les éventuelles explications fournies par le correcteur, la position de la forme signalée dans le texte.

#### C. Métriques

Pour évaluer les performances globales des correcteurs (c'est-à-dire sur l'ensemble des mots du corpus), nous avons utilisé les métriques présentées dans l'état de l'art : le rappel, la précision, et le F-score (avec  $\beta = 1$ ). Les définitions des TP, TN, FP et FN correspondent également à celles présentées dans l'état de l'art. En correction, on considère qu'un mot est corrigé, si et seulement si la première suggestion est correcte.

Puis, nous nous sommes intéressés aux performances des correcteurs en fonction des caractéristiques des mots erronés. Nous présentons dans ce papier les résultats obtenus pour les caractéristiques suivantes :

- le type des erreurs contenues dans les mots erronés ;
- le fait que le mot erroné soit une erreur lexicale (non-mot, par exemple, *aprle / parle*) ou une erreur non lexicale (erreur qui produit un mot que l'on peut trouver dans un dictionnaire, par exemple, *peut / peu*) ;
- le fait que le mot erroné soit phonologiquement plausible (par exemple, *bato / bateau*) ou non phonologiquement plausible (par exemple, *réusite / réussite*).

Pour ces trois caractéristiques, nous avons regardé la proportion de mots erronés détectés et la proportion de mots erronés bien corrigés parmi ceux qui sont détectés par les correcteurs (ce qui équivaut au rappel en détection et en correction respectivement).

De plus, les correcteurs signalent parfois des formes composées de plusieurs mots (par exemple, *les gens touché*). Dans ce cas, il n'est pas possible de déterminer de manière systématique quels mots sont considérés comme corrects et quels mots sont considérés comme erronés par le correcteur. Nous avons donc séparé l'analyse des formes composées d'un seul mot de celle des groupes de mots.

#### IV. RÉSULTATS

Remarque : une flèche vers le bas ( $\downarrow$ ) dans l'entête d'une colonne indique que cette colonne a été utilisée pour trier les données par ordre décroissant.

##### A. Performances générales en détection

Le tableau I présente les performances en détection de chaque correcteur sur l'ensemble des mots du corpus (hors groupes de mots). Le rappel varie fortement selon les correcteurs, de seulement 38,5 % pour Pages à 75,9 % pour Cordial (moyenne = 58 %, écart-type = 9,4 %). Ainsi, même dans le meilleur des cas, un quart des mots erronés ne sont pas détectés. En revanche, tous les correcteurs affichent une bonne précision (moyenne = 96 %, écart-type = 3 %), ce qui signifie que, dans la très grande majorité des cas, les mots signalés par les correcteurs sont bien erronés.

TABLE I  
DÉTECTION – PERFORMANCES DE CHAQUE CORRECTEUR SUR L'ENSEMBLE DU CORPUS (HORS GROUPES DE MOTS)

	TP	FP	TN	FN	R	P	F <sub>1</sub> ↓
CO	1515	101	4449	482	0,759	0,938	0,839
AN	1465	39	4846	862	0,630	0,974	0,765
GR	1458	86	4817	889	0,621	0,944	0,749
LT	1318	52	4688	854	0,607	0,962	0,744
BP	933	24	4058	672	0,581	0,975	0,728
MW	1307	11	4837	984	0,570	0,992	0,724
SC	1254	44	4812	1039	0,547	0,966	0,698
ADC	1229	151	4722	1120	0,523	0,891	0,659
PA	898	3	4870	1433	0,385	0,997	0,556

On retrouve également cette bonne précision avec les groupes de mots, comme le montre le tableau II. En moyenne, 93,6 % des groupes de mots signalés contiennent au moins une erreur (écart-type = 5,2 %). Les précisions obtenues pour les groupes de mots sont proches de celles obtenues pour les formes composées d'un seul mot, à l'exception de Grammalecte qui affiche une précision inférieure de 0,11 point pour les groupes de mots.

##### B. Performances générales en correction

Le tableau III présente les performances en correction des correcteurs pour l'ensemble des mots du corpus (hors groupes de mots). Globalement, ces performances sont très faibles. En moyenne, les correcteurs corrigent 30,9 % des mots erronés (écart-type = 9,6 %) et seul Cordial parvient à corriger un peu plus de la moitié des mots erronés (51,3 %). Bien qu'ils restent faibles, les résultats en précision sont meilleurs : en moyenne, 53,7 % des corrections proposées sont valides (écart-type = 9,2 %).

TABLE II  
DÉTECTION – PRÉCISION POUR LES GROUPES DE MOTS ERRONÉS DÉTECTÉS PAR LES CORRECTEURS

	TP	FP	Total	P ↓
PA	52	0	52	1,00
MW	78	1	79	0,987
BP	639	24	663	0,964
AN	44	2	46	0,957
LT	185	9	194	0,954
SC	69	4	73	0,945
CO	268	21	289	0,927
ADC	37	6	43	0,860
GR	25	5	30	0,833

TABLE III  
CORRECTION – PERFORMANCES DE CHAQUE CORRECTEUR SUR L'ENSEMBLE DU CORPUS (HORS GROUPES DE MOTS)

	TP	FP	TN	FN	FPN	R	P	F <sub>1</sub> ↓
CO	1024	524	4454	973	428	0,513	0,661	0,578
AN	935	453	4849	1392	417	0,402	0,674	0,503
MW	799	517	4837	1492	506	0,349	0,607	0,443
SC	678	558	4822	1615	524	0,296	0,549	0,384
GR	696	816	4830	1651	743	0,297	0,460	0,361
LT	614	647	4704	1558	611	0,283	0,487	0,358
ADC	610	600	4771	1739	498	0,260	0,504	0,343
PA	451	414	4873	1880	414	0,193	0,521	0,282
BP	302	507	4064	1303	489	0,188	0,373	0,250

Ces faibles résultats en correction s'expliquent notamment par les faibles résultats en détection : les mots erronés non détectés ne peuvent pas être corrigés. Nous avons donc également calculé les performances en correction des correcteurs en prenant en compte uniquement les mots erronés qu'ils ont détectés. Les résultats sont présentés dans le tableau IV. En moyenne, les correcteurs corrigent 52,6 % des mots erronés qu'ils détectent (écart-type = 10 %). La précision est légèrement meilleure : en moyenne 55,7 % des corrections proposées sont valides (écart-type = 9,8 %).

TABLE IV  
CORRECTION – PERFORMANCES DE CHAQUE CORRECTEUR POUR LES MOTS ERRONÉS DÉTECTÉS (HORS GROUPES DE MOTS)

	TP	FP	TN	FN	FPN	R	P	F <sub>1</sub> ↓
CO	1024	428	0	491	428	0,676	0,705	0,690
AN	935	417	0	530	417	0,638	0,692	0,664
MW	799	506	0	508	506	0,611	0,612	0,612
SC	678	524	0	576	524	0,541	0,564	0,552
ADC	610	498	0	619	498	0,496	0,551	0,522
PA	451	414	0	447	414	0,502	0,521	0,512
LT	614	611	0	704	611	0,466	0,501	0,483
GR	696	743	0	762	743	0,477	0,484	0,480
BP	302	489	0	631	489	0,324	0,382	0,350

Le tableau V présente les performances en correction des groupes de mots pour chaque correcteur. Celles-ci sont parfois très différentes de celles obtenues pour les mots erronés détectés par les correcteurs. Par exemple, Pages corrige à peine plus de la moitié des mots erronés qu'il détecte, alors qu'il corrige deux tiers des groupes de mots qu'il signale. À l'inverse, Cordial corrige deux tiers des mots erronés qu'il détecte et un peu moins de la moitié des groupes de mots qu'il signale. BonPatron ne corrige quasiment aucun des groupes de

mots qu'il signale, parce qu'il ne propose quasiment jamais de correction. Il faut noter également que le nombre de groupes de mots signalés varie fortement d'un correcteur à l'autre : 663 pour BonPatron et seulement 30 pour Grammalecte.

TABLE V  
CORRECTION – PERFORMANCE EN CORRECTION DES GROUPES DE MOTS

	TP	FP	TN	FN	FPN	R	P	F <sub>1</sub> ↓
PA	35	16	0	17	16	0,673	0,686	0,680
MW	51	28	0	27	27	0,654	0,646	0,650
AN	28	18	0	16	16	0,636	0,609	0,622
GR	13	16	1	12	12	0,520	0,448	0,481
CO	132	152	0	136	131	0,493	0,465	0,478
SC	27	27	2	42	25	0,391	0,500	0,439
LT	51	76	1	134	68	0,276	0,402	0,327
ADC	2	31	1	35	26	0,054	0,061	0,057
BP	4	7	24	635	7	0,006	0,364	0,012

C. Types d'erreurs

1) Performances en détection : Le tableau VI présente les principales statistiques du rappel en détection (proportion de mots détectés parmi les mots erronés – hors groupes de mots) en fonction du type des erreurs contenues dans les mots erronés pour l'ensemble des correcteurs évalués. Pour certains types d'erreurs, les résultats varient peu en fonction des correcteurs. Les erreurs les moins bien détectées par les correcteurs sont celles qui portent sur les mots dans leur ensemble (confusions entre homophones, substitution de mots, ajout ou omission de mots). En revanche, les mots contenant des erreurs de transposition de caractères ou d'omission de caractères et ceux contenant des erreurs de phonétisation ou d'approximation sont bien détectés dans l'ensemble. La proportion de mots erronés détectés varie fortement pour les erreurs de majuscules, les confusions entre homophones, et les erreurs d'accord en genre et en nombre et de conjugaison.

Les résultats pour chaque correcteur sont présentés dans le tableau VII. Tous les correcteurs détectent les mots contenant des erreurs de déplacement de caractères. Cependant, le corpus contient uniquement deux mots contenant ce type d'erreurs. Dans ces conditions, il est difficile de conclure quoi que ce soit pour ce type d'erreurs. C'est également le cas pour les types d'erreurs « mot non reconnu » et « liaison erronée », car il y a moins de dix occurrences de mots erronés contenant ce type d'erreurs dans le corpus.

2) Performances en correction : Le tableau VIII présente les principales statistiques du rappel en correction des mots détectés par les correcteurs en fonction du type des erreurs contenues dans les mots erronés pour l'ensemble des correcteurs évalués. En moyenne, les erreurs les mieux corrigées sont les erreurs de majuscules (moyenne = 60,8 %). Pour tous les autres types d'erreurs, en moyenne, moins de la moitié des mots erronés détectés sont bien corrigés par les correcteurs.

Comme pour la détection et pour les raisons évoquées précédemment, il est difficile de tirer des conclusions pour les erreurs de déplacement de caractères et les erreurs de liaison. De plus, aucun correcteur n'ayant réussi à détecter plus de dix mots erronés contenant des erreurs d'omission, d'ajout ou

TABLE VI  
DÉTECTION – PERFORMANCES EN FONCTION DU TYPES D'ERREUR POUR L'ENSEMBLE DES CORRECTEURS

Type	Min	Max	Moyenne ↓	Médiane	Écart-type
DPL*	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
TRS	0,750	0,966	0,912	0,931	0,063
OMS	0,667	0,913	0,836	0,863	0,066
APX	0,711	0,897	0,828	0,845	0,053
PHN	0,691	0,879	0,817	0,845	0,059
AJT	0,667	0,871	0,765	0,765	0,054
SEG	0,616	0,919	0,746	0,740	0,103
MNR*	0,600	0,800	0,733	0,800	0,094
SUB	0,488	0,744	0,638	0,643	0,067
MAJ	0,248	0,876	0,547	0,544	0,220
LSN*	0,400	0,800	0,541	0,400	0,168
FLX	0,285	0,734	0,538	0,537	0,139
HOM	0,073	0,621	0,327	0,340	0,166
LEX	0,000	0,188	0,068	0,056	0,061
MOT	0,000	0,212	0,049	0,028	0,064

\* moins de 10 formes erronées contiennent ce type d'erreurs dans le corpus. DPL : déplacement d'un caractère de plus d'une position ; TRS : transposition de deux caractères ; OMS : omission d'un caractère ; APX : approximation ; PHN : phonétisation ; AJT : ajout d'un caractère ; SEG : erreur de segmentation ; MNR : mot non reconnu ; SUB : substitution de caractères ; MAJ : erreur de majuscule ; LSN : liaison erronée ; FLX : erreur d'accord ou de conjugaison ; HOM : confusion entre homophones ; LEX : substitution de mots ; MOT : ajout, omission ou déplacement d'un mot.

TABLE VII  
DÉTECTION – RAPPEL EN FONCTION DES TYPES D'ERREURS POUR CHAQUE CORRECTEUR

Type	CO	AN	ADC	MW	GR	PA	SC	LT	BP
FLX	0,73	0,71	0,59	0,40	0,64	0,28	0,49	0,54	0,45
PHN	0,86	0,85	0,84	0,81	0,85	0,74	0,69	0,85	0,88
APX	0,90	0,84	0,84	0,81	0,87	0,77	0,71	0,86	0,85
HOM	0,62	0,28	0,11	0,45	0,45	0,07	0,34	0,39	0,21
MAJ	0,88	0,54	0,29	0,79	0,39	0,25	0,74	0,68	0,37
SEG	0,92	0,81	0,62	0,77	0,74	0,62	0,63	0,74	0,87
OMS	0,86	0,82	0,87	0,85	0,87	0,81	0,67	0,86	0,91
SUB	0,74	0,64	0,63	0,60	0,71	0,65	0,49	0,65	0,62
MOT	0,21	0,00	0,03	0,00	0,03	0,00	0,09	0,03	0,05
AJT	0,87	0,71	0,76	0,76	0,77	0,76	0,67	0,81	0,76
TRS	0,89	0,89	0,93	0,97	0,93	0,93	0,75	0,96	0,96
LEX	0,12	0,00	0,06	0,00	0,11	0,00	0,19	0,06	0,08
LSN	0,80	0,40	0,40	0,40	0,80	0,40	0,60	0,40	0,67
MNR	0,80	0,60	0,80	0,80	0,80	0,80	0,60	0,60	0,80
DPL	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00

de substitution de mots, il est également difficile de tirer des conclusions pour ces types d'erreurs.

Les résultats pour chaque correcteur, présentés dans le tableau IX, montrent cependant une forte variabilité pour certains types d'erreurs. Par exemple, Cordial corrige 90 % des erreurs de majuscule qu'il détecte, tandis qu'ADELE-TEAM en corrige seulement 4,1 %. De même, Cordial corrige 82,9 % des confusions entre homophones qu'il détecte, tandis qu'ADELE-TEAM n'en corrige aucune. Les autres types concernés par ces fortes variations sont les erreurs d'accord en genre et en nombre et de conjugaison, et dans une moindre mesure les erreurs de transposition et d'ajout de caractères. En revanche, les résultats varient peu pour les erreurs d'approximation, qui obtiennent le deuxième meilleur rappel en moyenne.

D. Erreurs lexicales (EL) et non lexicales (ENL)

1) Performances en détection : Le tableau X présente le rappel en détection des erreurs lexicales (EL, erreurs qui

TABLE VIII  
CORRECTION – PERFORMANCE EN FONCTION DU TYPE D’ERREUR POUR L’ENSEMBLE DES CORRECTEURS

Type	Min	Max	Moyenne ↓	Médiane	Écart-type
MAJ	0,041	0,900	0,608	0,768	0,316
APX	0,443	0,571	0,499	0,499	0,041
HOM	0,000	0,829	0,481	0,624	0,304
DPL*	0,000	1,000	0,444	0,500	0,369
AJT	0,115	0,481	0,389	0,409	0,105
PHN	0,256	0,522	0,384	0,399	0,083
FLX	0,064	0,668	0,380	0,433	0,183
TRS	0,000	0,519	0,294	0,320	0,150
SUB	0,074	0,429	0,267	0,261	0,095
OMS	0,085	0,362	0,262	0,278	0,082
SEG	0,110	0,405	0,247	0,255	0,083
MOT <sup>2</sup>	0,000	1,000	0,190	0,000	0,363
LEX <sup>2</sup>	0,000	0,500	0,056	0,000	0,157
LSN*	0,000	0,500	0,056	0,000	0,157

\* moins de 10 formes erronées contiennent ce type d’erreurs dans le corpus.  
<sup>2</sup> tous les correcteurs ont détecté moins de 10 mots erronés contenant ce type d’erreur.

TABLE IX  
CORRECTION – RAPPEL EN FONCTION DES TYPES D’ERREURS POUR CHAQUE CORRECTEUR

Type	CO	AN	GR	ADC	LT	SC	BP	MW	PA
FLX	0,56	0,67	0,43	0,51	0,24	0,45	0,06	0,30	0,19
PHN	0,48	0,44	0,26	0,52	0,33	0,31	0,31	0,40	0,41
APX	0,57	0,52	0,44	0,49	0,50	0,45	0,46	0,54	0,53
HOM	0,83	0,65	0,62	0,00	0,54	0,65	0,13	0,82	0,08
MAJ	0,90	0,79	0,72	0,04	0,77	0,79	0,05	0,88	0,54
SEG	0,25	0,41	0,18	0,24	0,16	0,11	0,27	0,31	0,29
OMS	0,34	0,22	0,21	0,08	0,22	0,28	0,30	0,36	0,33
SUB	0,28	0,26	0,21	0,07	0,29	0,38	0,26	0,23	0,43
MOT	0,71	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00
AJT	0,48	0,36	0,44	0,12	0,46	0,41	0,36	0,46	0,40
TRS	0,40	0,40	0,15	0,00	0,32	0,29	0,18	0,39	0,52
LEX	0,50	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
LSN	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,50
DPL	1,00	0,00	0,50	0,00	0,50	0,00	0,50	1,00	0,50

produisent des non-mots) et des erreurs non lexicales (ENL, erreurs qui aboutissent à des mots du dictionnaire), ainsi que la différence entre les deux rappels. Dans l’ensemble, les erreurs lexicales sont très bien détectées par tous les correcteurs (moyenne = 96 %, écart-type = 4,8 %). On note cependant qu’à l’exception de Language Tool, aucun correcteur ne détecte 100 % des erreurs lexicales. En revanche, les performances sont très variables pour les erreurs non lexicales. Si Cordial arrive à détecter un peu moins des deux tiers de ces erreurs, Pages, à l’inverse, n’en détecte quasiment aucune. En moyenne, seulement 31,5 % de ces erreurs sont détectées (écart-type = 16 %).

2) *Performances en correction* : Le tableau XI présente le rappel en correction des erreurs lexicales (EL) et des erreurs non lexicales (ENL) détectées par les correcteurs, ainsi que la différence entre les deux rappels. En moyenne, seulement 45,2 % des erreurs non lexicales détectées sont corrigées (écart-type = 7,2 %). Seuls trois correcteurs, Cordial, Antidote et Pages corrigent plus de la moitié des erreurs non lexicales qu’ils détectent. Les performances obtenues pour les erreurs lexicales sont meilleures pour tous les correcteurs sauf pour Pages et BonPatron. Si l’on exclut ces deux correcteurs, les

TABLE X  
DÉTECTION – RAPPEL DES ENL ET DES EL POUR CHAQUE CORRECTEUR

	ENL		EL		EL – ENL
	Total	R ↓	Total	R	R
CO	1062	0,626	860	0,966	0,340
AN	1279	0,416	939	0,978	0,562
GR	1292	0,378	953	0,997	0,619
SC	1232	0,357	951	0,835	0,478
LT	1174	0,340	898	1,000	0,660
MW	1231	0,301	951	0,965	0,664
ADC	1287	0,221	930	0,992	0,771
BP	708	0,175	821	0,965	0,790
PA	1288	0,017	917	0,942	0,925

sept autres corrigent en moyenne 77,6 % des erreurs lexicales qu’ils détectent (écart-type = 10 %).

TABLE XI  
CORRECTION – RAPPEL DES ENL ET DES EL PARMİ CELLES QUI SONT DÉTECTÉES POUR CHAQUE CORRECTEUR

	ENL		EL		ENL – EL
	Total	R ↓	Total	R	R
MW	371	0,919	918	0,496	0,423
AN	532	0,876	918	0,510	0,366
CO	665	0,817	831	0,573	0,244
SC	440	0,807	794	0,403	0,404
GR	488	0,727	950	0,359	0,369
ADC	285	0,646	923	0,462	0,184
LT	399	0,642	898	0,398	0,244
PA	22	0,364	864	0,513	-0,149
BP	124	0,129	792	0,360	-0,231

*E. Erreurs phonologiquement plausibles (EPP) et non phonologiquement plausibles (ENPP)*

1) *Performances en détection* : Le tableau XII présente le rappel en détection des erreurs phonologiquement plausibles (EPP, mots erronés qui se prononcent comme leur forme correcte) et des erreurs non phonologiquement plausibles (ENPP, mots erronés qui se prononcent différemment de leur forme correcte), ainsi que la différence entre les deux rappels. En moyenne, 72,3 % des ENPP sont détectées (écart-type = 6,3 %), tandis que seulement 51,7 % des EPP sont détectées (écart-type = 12,6 %).

TABLE XII  
DÉTECTION – RAPPEL DES EPP ET DES ENPP POUR CHAQUE CORRECTEUR

	EPP		ENPP		ENPP – EPP
	Total	R ↓	Total	R	R
CO	1090	0,747	820	0,824	0,078
AN	1309	0,601	894	0,738	0,137
GR	1329	0,561	901	0,764	0,203
LT	1208	0,546	849	0,746	0,199
SC	1286	0,526	882	0,629	0,104
MW	1276	0,520	891	0,697	0,177
BP	839	0,456	678	0,779	0,322
ADC	1312	0,441	890	0,701	0,260
PA	1309	0,253	881	0,625	0,373

2) *Performances en correction* : Le tableau XIII présente le rappel en correction des erreurs phonologiquement plausibles

(EPP) et des erreurs non phonologiquement plausibles (ENPP) détectées par les correcteurs, ainsi que la différence entre les deux rappels. En moyenne, 60,8 % des EPP détectées sont corrigées (écart-type = 14 %), tandis que seulement 45,2 % des ENPP détectées sont corrigées (écart-type = 7 %).

TABLE XIII  
CORRECTION – RAPPEL DES EPP ET DES ENPP PARMIS CELLES QUI SONT DÉTECTÉES POUR CHAQUE CORRECTEUR

	EPP		ENPP		ENPP – EPP
	Total	R ↓	Total	R	R
CO	814	0,773	676	0,577	0,196
AN	787	0,762	660	0,506	0,256
MW	664	0,720	621	0,512	0,208
ADC	579	0,656	624	0,369	0,288
SC	676	0,641	555	0,436	0,204
GR	745	0,561	688	0,404	0,157
PA	331	0,538	551	0,495	0,042
LT	660	0,527	633	0,419	0,109
BP	383	0,298	528	0,354	-0,057

## V. DISCUSSION

Les résultats de cette évaluation montrent que les performances des correcteurs orthographiques sélectionnés sont insuffisantes pour aider les personnes dys à compenser leurs difficultés en orthographe. Dans le meilleur des cas, un quart des mots erronés ne sont pas détectés et près de la moitié des mots erronés ne sont pas corrigés.

**En détection**, un nombre important de mots erronés ne sont pas détectés par la plupart des correcteurs. Or, dans une précédente étude de MacArthur *et al.*, réalisée auprès d'une population de faibles scripteurs, aucun des participants n'a identifié de mots erronés en plus de ceux détectés par le correcteur [10]. Il paraît donc important que les correcteurs proposés aux personnes dys identifient le plus de mots erronés possible. Les erreurs qui posent le plus de difficultés aux correcteurs sont des erreurs qui nécessitent une analyse approfondie du contexte : ajout, omission, substitution ou déplacement de mots, confusion entre homophones et erreurs non lexicales. À l'inverse les erreurs non lexicales, qui ne nécessitent pas de prise en compte du contexte, sont très bien détectées. C'est le cas également des erreurs de déplacement, de transposition ou d'omission de caractères, ainsi que des erreurs de phonétisation ou d'approximation. Ces erreurs génèrent la plupart du temps des erreurs non lexicales.

**En correction**, les performances sont globalement très faibles. On note cependant qu'à l'exception de Pages et BonPatron, lorsque les correcteurs détectent des erreurs non lexicales, ils parviennent à corriger la plupart de ces erreurs.

## VI. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté une évaluation de neuf correcteurs orthographiques sur des textes rédigés par des personnes dyslexiques. Cette évaluation montre que ces correcteurs présentent d'importantes limites et qu'ils ne sont pas suffisants pour compenser complètement les difficultés en orthographe des personnes dyslexiques. Cependant, même une personne non dyslexique peut avoir des difficultés pour

corriger un texte rédigé par une personne dyslexique. Pour aider les personnes dyslexiques dans la tâche d'écriture et de révision de textes, il faut des solutions d'aide à l'écriture (et à la lecture) qui intègrent diverses technologies d'assistance : synthèse et reconnaissance vocale, prédiction de mots, repérage et navigation facilitée dans un grand document.

Il serait également intéressant d'étudier le potentiel des grands modèles de langues, tels que celui utilisé par ChatGPT. Ces outils permettent de générer facilement des textes orthographiquement et grammaticalement corrects. Cependant, leur utilisation soulève de nombreuses questions (présence de biais dans les données d'apprentissage, hallucinations des modèles, etc.).

Enfin, le français a une orthographe complexe. Sa simplification fait fréquemment l'objet de débat. Une réforme de l'orthographe (par exemple, la simplification de l'accord du participe passé), même si elle ne résoudrait pas toutes les difficultés en orthographe des personnes dyslexiques, serait bénéfique pour ces personnes.

## RÉFÉRENCES

- [1] P. H. François, "Effets psychologiques des erreurs d'orthographe dans une lettre de motivation," *L'orientation scolaire et professionnelle*, no. 47/3, pp. 469–494, Sep. 2018, number : 47/3 Publisher : Institut national d'étude du travail et d'orientation professionnelle (INETOP). [Online]. Available : <https://journals.openedition.org/osp/8478>
- [2] C. Martin-Lacroux, "Without the spelling errors I would have shortlisted her... : The impact of spelling errors on recruiters' choice during the personnel selection process," *International Journal of Selection & Assessment*, vol. 25, no. 3, pp. 276–283, Sep. 2017.
- [3] G. de Weck and M. Fayol, "L'orthographe en production de textes chez les enfants avec et sans dysorthographe," in *Langage & pratiques*, 2009, vol. 43, pp. 46–58.
- [4] A. Plisson, D. Daigle, and I. Montesinos-Gelet, "The Spelling Skills of French-Speaking Dyslexic Children," *Dyslexia*, vol. 19, no. 2, pp. 76–91, May 2013.
- [5] D. Daigle, A. Costerg, A. Plisson, N. Ruberto, and J. Varin, "Spelling Errors in French-speaking Children with Dyslexia : Phonology May Not Provide the Best Evidence," *Dyslexia (10769242)*, vol. 22, no. 2, pp. 137–157, May 2016, publisher : John Wiley & Sons, Inc.
- [6] A. Mazur-Palandre, "La dyslexie à l'âge adulte : la persistance des difficultés orthographiques," *SHS Web of Conferences*, vol. 46, p. 10003, 2018, dyslexia in adulthood : the persistence of orthographic difficulties. [Online]. Available : [https://articles/shsconf/abs/2018/07/shsconf\\_cmlf2018\\_10003/shsconf\\_cmlf2018\\_10003.html](https://articles/shsconf/abs/2018/07/shsconf_cmlf2018_10003/shsconf_cmlf2018_10003.html)
- [7] J.-Y. Antoine, M. Crochetet, C. Arbizu, E. Lopez, S. Pouplin, A. Besnier, and M. Thebaud, "Ma copie adore le vélo : analyse des besoins réels en correction orthographique sur un corpus de dictées d'enfants," in *TALN 2019*, Toulouse, France, Jun. 2019. [Online]. Available : <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02375246>
- [8] M. Chodorow, M. Dickinson, R. Israel, and J. Tetreault, "Problems in Evaluating Grammatical Error Detection Systems," in *Proceedings of COLING 2012*. Mumbai, India : The COLING 2012 Organizing Committee, Dec. 2012, pp. 611–628. [Online]. Available : <https://aclanthology.org/C12-1038>
- [9] J. Bodard, "Corpus DYS," Mar. 2022. [Online]. Available : <https://www.nakala.fr/10.34847/nkl.ced0370u>
- [10] C. A. MacArthur, S. Graham, J. B. Haynes, and S. DeLaPaz, "Spelling Checkers and Students with Learning Disabilities : Performance Comparisons and Impact on Spelling," *The Journal of Special Education*, vol. 30, no. 1, pp. 35–57, Apr. 1996. [Online]. Available : <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/002246699603000103>

---

# **Session : Handicap et Société**

---

**Président de session : Philippe Pudlo**



# Modèles d'apprentissage profond pour la reconnaissance de l'activité des personnes âgées à l'aide de capteurs ambiants

Kaoutar El Ghabi  
Université de Lorraine, LCOMS  
Metz, France

Amazigh Kridi  
Université de Lorraine, LCOMS  
Metz, France

Frédéric Bousefsaf  
Université de Lorraine, LCOMS  
Metz, France

Olivier Habert  
Université de Lorraine, LCOMS  
Metz, France

Yann Morere  
Université de Lorraine, LCOMS  
Metz, France

**Résumé**—La capacité à reconnaître automatiquement les activités de la vie quotidienne a des applications importantes dans le domaine de l'assistance à domicile et de la surveillance des personnes âgées. Cet article explore les techniques modernes d'Intelligence Artificielle (IA) pour identifier les événements liés aux activités de la vie quotidienne en utilisant uniquement des capteurs ambiants non intrusifs. Une combinaison de réseaux neuronaux convolutionnels unidimensionnels et de réseaux de mémoire à court terme avec mécanisme d'attention est proposée. Des expériences menées sur deux jeux de données réels démontrent que le modèle proposé atteint les performances de l'état de l'art dans la classification des activités à partir de flux de données temporelles de capteurs. Ces résultats valident la faisabilité de l'apprentissage profond pour la reconnaissance discrète des activités des personnes âgées, ouvrant ainsi la voie au développement de systèmes d'assistance personnalisés à domicile.

**Mots clés**—Reconnaissance de l'activité humaine, Capteurs ambiants, Maison intelligente, Intelligence artificielle

## I. INTRODUCTION

La croissance de la population vieillissante a suscité un intérêt croissant pour le développement de technologies visant à soutenir l'autonomie et à assurer la sécurité des personnes âgées. La capacité à reconnaître les activités de la vie quotidienne telles que manger, dormir ou prendre des médicaments peut fournir des informations cruciales sur l'état fonctionnel d'une personne âgée et permettre des interventions en cas d'incohérences. [1]. Cependant, surveiller continuellement les activités des personnes âgées soulève d'importantes préoccupations en matière de confidentialité. Alors que les dispositifs portables peuvent suivre les mouvements et que les caméras vidéo peuvent identifier les actions, ces approches intrusives compromettent le confort et l'intimité.

Une alternative consiste à s'appuyer uniquement sur des capteurs ambiants non intrusifs installés dans l'environnement domestique. Les détecteurs de mouvement, les détecteurs d'ouverture/fermeture de porte, les thermomètres et les

compteurs d'énergie peuvent capturer indirectement des informations sur l'activité quotidienne tout en préservant la confidentialité. Le défi réside dans l'extraction d'une connaissance significative des activités à partir du flux brut de données des capteurs, ce qui nécessite des algorithmes intelligents. Ces dernières années, l'apprentissage profond a émergé comme une technique prometteuse pour la reconnaissance des activités humaines en raison de sa capacité supérieure à modéliser des dynamiques temporelles complexes [2].

Diverses architectures de réseaux de neurones profonds ont été explorées pour la reconnaissance des activités basées sur des capteurs. Les réseaux neuronaux récurrents (RNN), en particulier les modèles à mémoire court et long terme (LSTM), peuvent capturer les dépendances à long terme dans les données de séries temporelles [3]. Les réseaux neuronaux convolutionnels (CNN) appliquent alternativement des filtres de convolution pour extraire des caractéristiques spatiales à partir d'entrées structurées en grille [5]. Les modèles hybrides CNN-RNN permettent de combiner les forces de chaque architecture et analyser ainsi des données spatio-temporelles [6]. Des mécanismes d'attention ont également été incorporés pour focaliser le modèle sur des parties pertinentes des séquences d'entrée [7].

Bien que de nombreux travaux ont été menés sur des données vidéo et des données de capteurs portés par la personne, relativement peu d'études ont abordé la reconnaissance des activités en utilisant uniquement des capteurs domestiques ambiants. [8]. Ces capteurs fournissent des données binaires ou numériques pouvant être analysées sous forme de séquences temporelles. Cependant, classifier efficacement les activités à partir de flux de capteurs multivariés et épars pose des difficultés. Cet article vise à étudier les techniques d'apprentissage profond pour la reconnaissance des activités de la vie quotidienne basée sur

des capteurs ambiants, capables de surmonter ces défis.

**Les principales contributions sont les suivantes :**

- Une nouvelle architecture profonde combinant des couches CNN 1D pour extraire des caractéristiques locales à plusieurs échelles temporelles et des couches LSTM bidirectionnelles pour modéliser les dépendances à long terme.
- Un mécanisme d'attention identifiant les parties influentes de la séquence de capteurs pour la prédiction d'activité.
- Une évaluation sur deux jeux de données réels de capteurs ambiants présentant des performances intéressantes dans la classification des activités de la vie quotidienne multiclasses par rapport aux travaux concurrents.

Le modèle proposé offre une approche robuste pour extraire des caractéristiques à partir de flux bruts de données venant de capteurs ambiants et discriminer entre les activités humaines pour la surveillance des personnes âgées. La capacité à reconnaître les événements liés aux activités de la vie quotidienne à travers des capteurs non intrusifs pourrait permettre le développement d'assistants intelligents personnalisés et d'applications centrées autour de la prévention de la perte d'autonomie et de la démence chez la personne âgée.

## II. TRAVAUX CONNEXES

La recherche sur les techniques d'apprentissage profond pour la reconnaissance d'activités basées sur des capteurs a considérablement progressé ces dernières années. Cette section passe en revue des études pertinentes qui ont utilisé des réseaux neuronaux profonds pour classifier les activités humaines à partir de flux de données issus de capteurs.

### A. Réseaux récurrents pour la modélisation de séquences temporelles

Les RNN sont conçus pour traiter efficacement des données séquentielles. Leur mémoire interne leur permet d'apprendre des motifs temporels dynamiques. Les LSTM, une variante populaire des RNN dotée de portes, sont capables de capturer des dépendances à long terme [9].

Liciotti et al. [3] ont comparé différentes architectures de RNN et de LSTM, en particulier des modèles unidirectionnels, bidirectionnels et des modèles d'ensemble pour la reconnaissance d'activités. Ils ont constaté que les réseaux LSTM bidirectionnels atteignaient la meilleure précision en apprenant les relations entre le contexte passé et futur sur des ensembles de données publics [3]. De manière similaire, Ringeval et al. [10] ont appliqué des réseaux LSTM sur des capteurs binaires de maison intelligente et ont obtenu des gains de performance d'environ 10% par rapport à des classificateurs conventionnels tels que les Support à Vaste Marge (SVM). Ainsi, les RNN profonds conviennent bien à la modélisation d'activités basées sur des capteurs, mais peuvent rencontrer des difficultés avec des séquences d'entrée très longues.

### B. Réseaux neuronaux convolutionnels pour l'extraction de caractéristiques

Les CNN offrent une approche alternative qui applique des filtres de convolution pour extraire des caractéristiques spatiales à partir de données structurées de manière semblable à une grille. Les CNN 1D effectuent des convolutions le long de la dimension temporelle des données séquentielles pour capturer les dépendances locales [11].

Li et al. [4] ont proposé une architecture de CNN large (W-CNN) avec des filtres de plus grande taille pour reconnaître les activités à partir de données de capteurs provenant de plusieurs environnements. Leurs résultats ont montré que les W-CNN peuvent extraire efficacement des caractéristiques robustes à partir de flux de capteurs hétérogènes tout en présentant des modèles de faible complexité. Cependant, et en comparaison avec les RNN, les CNN peuvent ne pas prendre en compte certains contextes temporels à plus long terme.

### C. Modèles hybrides profonds

Pour combiner leurs capacités complémentaires, des études récentes ont exploré des architectures hybrides CNN-RNN. Murahari et Plötz [13] ont combiné des couches CNN 1D pour extraire des caractéristiques qui sont ensuite passées à un décodeur LSTM pour la reconnaissance de gestes à partir de capteurs de mouvement. De manière similaire, Radu et al. [14] ont appliqué des convolutions 1D suivies de couches LSTM pour la reconnaissance d'activités, utilisant quatre bases de données distinctes. La première inclut des données de capteur de mouvement, d'accéléromètre et de gyroscope, tous portés par la personne. La deuxième se compose de données provenant d'un capteur inertiel porté par la personne. La troisième présente des données physiologiques collectées à partir de capteur Electroencéphalogramme (EEG), de capteur Electromyogramme (EMG) et de capteur d'Electrooculogramme (EOG). Enfin, la dernière base de données contient des relevés de capteurs de smartphone.

Rahman et al. [15] ont proposé un modèle hiérarchique avec des couches CNN 1D pour extraire des caractéristiques et des couches LSTM pour classifier les activités à partir de capteurs placés dans une maison intelligente. Leurs résultats mettent en évidence que les modèles CNN-LSTM peuvent capturer conjointement des motifs locaux et le contexte global des données. Cependant, la capacité à se concentrer sur des parties influentes de la séquence reste encore limitée.

### D. Modèles d'attention

Les mécanismes d'attention ont récemment été proposés en apprentissage profond pour se concentrer sur les parties pertinentes des données d'entrée [16]. Pour des données séquentielles telles que des flux de capteurs, l'attention peut identifier les étapes temporelles les plus influentes pour une tâche de prédiction donnée.

Chen et al. [7] ont incorporé un schéma d’attention dans leur réseau CNN-LSTM pour la reconnaissance d’activités, ce qui a considérablement amélioré la précision de la reconnaissance. Tao et al. [17] ont également appliqué des modèles LSTM basés sur l’attention à des données de capteurs portés par la personne et ont constaté qu’ils surpassent les LSTM classiques en se concentrant sur des segments très spécifiques. Ainsi, l’attention semble bénéfique pour la reconnaissance d’activités basée sur des capteurs, mais cette approche n’a pas été largement explorée.

En résumé, les réseaux profonds tels que les CNN et les LSTM se sont avérés efficaces pour apprendre à partir de données complexes issues de capteurs. Les modèles hybrides peuvent combiner leurs forces tandis que l’attention concentre l’apprentissage sur des parties critiques des séquences. Cependant, les applications sur des capteurs non intrusifs restent limitées. Cela motive cette étude à explorer les modèles d’apprentissage profond basé sur l’attention pour la reconnaissance d’activités avec des capteurs ambiants.

### III. MÉTHODOLOGIE

Cette section détaille l’approche suivie pour développer un modèle d’apprentissage profond pour la reconnaissance d’activités, basé sur des capteurs ambiants. L’architecture du modèle, combinant des couches CNN 1D pour l’extraction de caractéristiques et des couches LSTM bidirectionnelles avec attention pour la prédiction des activités, est ici détaillée. Les bases de données, les étapes de prétraitement, l’implémentation du modèle et le processus d’entraînement sont décrits.

#### A. Description des jeux de données

Les expériences ont été réalisées sur deux ensembles de référence contenant des bases de données issues de capteurs provenant de plusieurs foyers.

- CASAS CAIRO [18] : est un ensemble de données qui contient des informations de capteurs collectées au domicile d’un couple d’adultes volontaires. Les capteurs comprennent des capteurs de mouvement et des capteurs de température. Ce jeux de données contient 13 activités annotées qui représentent les changements d’état observés par les résidents (R1 et R2).
- CASAS KYOTO7 [18] : Ces données proviennent du domicile de deux résidents et incluent des capteurs de mouvement, de température, d’ouverture/fermeture de porte, des compteurs d’énergie, etc. Dans cette étude, nous nous concentrons uniquement sur les données provenant des capteurs de mouvement, de température et d’ouverture/fermeture de porte. Le jeu de données comprend également 13 activités annotées.

Les ensembles de données comprennent des séries temporelles univariées avec des événements au format CSV. Chaque événement est un enregistrement de la forme :

```
<date> <heure> <id capteur> <valeur du capteur>
<étiquette d’activité>
```

Chaque enregistrement correspond à un événement de capteur avec une valeur soit de 0 (OFF) ou 1 (ON) pour les capteurs binaires, et des valeurs numériques pour les capteurs analogiques.

Dans le cadre de cette étude, nous réorganisons les activités en les regroupant sous des étiquettes plus générales, ce qui nous permet de structurer l’apprentissage autour de sept activités principales pour chaque ensemble de données. Le tableau I répertorie ce nouveau regroupement.

TABLE I  
REGROUPEMENT DES ACTIVITÉS EN 10 ÉTIQUETTES (UTILISATION DE 7 ÉTIQUETTES PAR BASE DE DONNÉES)

Nouvelle étiquette	CAIRO	KYOTO7
Sleep	R1 sleep	R1_Sleep
	R2 sleep	R2_Sleep
Work	R1 work in office	R1_Work
	Laundry	R2_Work
		Clean
Bed_to_toilet	Bed to toilet	R1_Bed_to_Toilet
		R2_Bed_to_Toilet
Eat	Dinner	
	Lunch	–
	Breakfast	
Take_Medecine	R2 take medicine	–
Leave_Home	Leave home	–
Personal_hygiene	–	R1_Personal_Hygiene
		R2_Personal_Hygiene
Cook	–	Meal_Preparation
Relax	–	Watch_TV
Other	Night wandering	Study
	R2 wake	Wash_Bathtub
	R1 wake	

– : Étiquette non répertoriée dans cette base de données.

#### B. Pré-traitement des données

Les étapes de pré-traitement suivantes ont été appliquées pour transformer les données brutes en formats adaptés à l’entrée du modèle neuronal :

- Les données des capteurs ont été normalisées dans la plage de 0 à 1.
- Les variables catégorielles telles que les identifiants de capteurs et les étiquettes d’activité ont été encodées en encodage un parmi n.
- Les événements des capteurs ont été regroupés en fenêtres de taille fixe avec une longueur de 100 échantillons.
- Les fenêtres ont été regroupées en séquences d’une longueur maximale de 2000 pour l’entrée du modèle.

Ces étapes de prétraitement ont formaté les événements de capteurs éparés et irréguliers en séries temporelles multivariées régulières pour la modélisation de séquences.

### C. Architecture du modèle

Le réseau profond empile des couches de convolution 1D pour l'extraction de caractéristiques, suivies de couches LSTM bidirectionnelles et d'une couche d'attention pour classifier les séquences d'entrée. L'architecture est illustrée dans la Figure 1.

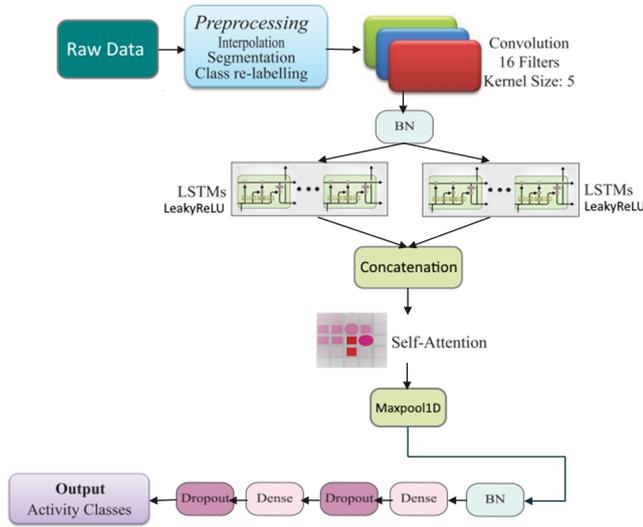


FIGURE 1. Architecture de la méthode

La couche d'entrée prend des lots de séquences de données issues des capteurs ambiants dans une fenêtre. Cela est transmis à une branche de convolution 1D qui applique des activations LeakyReLU avec des noyaux de taille croissante (1, 3, 5 et 7) pour extraire des motifs locaux à des échelles temporelles basses à élevées. Les deux branches LSTM traitent la séquence dans les deux sens.

Une couche d'attention est utilisée, un mécanisme pour identifier les parties pertinentes de la séquence en vue de prédire l'activité [19]. Enfin, une opération de "average pooling" est effectuée. Il s'agit d'une technique de sous-échantillonnage qui consiste à remplacer chaque groupe de valeurs par leur moyenne, tout en préservant les caractéristiques importantes avant de les transmettre aux couches entièrement connectées pour la prédiction des classes.

### D. Entraînement du modèle

Le modèle a été implémenté en Python 3.6 à l'aide de la bibliothèque d'apprentissage profond Keras et TensorFlow 2.3. Les principaux hyperparamètres sont résumés dans le Tableau II.

Le modèle a été entraîné pendant 800 époques avec une optimisation Adam, une perte de type entropie croisée catégorielle et des lots (batches) de 128 séquences. 20% des données ont été réservées pour l'évaluation du modèle. Pour éviter le surapprentissage, une régularisation par *dropout* a été appliquée sur les couches denses. Il s'agit d'une opération de neutralisation aléatoire d'un certain pourcentage de neurones

TABLE II  
HYPERPARAMÈTRES DU MODÈLE

Hyperparamètre	Valeur
Filtres de convolution	64
Unités cachées LSTM	64 et 32
Taux d'apprentissage	0,001
Optimiseur	Adam
Fonction de perte	Entropie croisée catégorielle
Taille du lot (Batch size)	128
Époques	800
Dropout	0,35 et 0,25

dans le réseau. Les séquences de données ont été mélangées lors de l'entraînement pour une meilleure généralisation.

Le modèle a été entraîné de bout en bout à partir de zéro plutôt que d'utiliser des poids pré-entraînés. L'entraînement a été réalisé sur des GPU NVIDIA Quadro P6000 pour réduire le temps d'entraînement.

### IV. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Cette section présente les résultats expérimentaux évaluant le modèle proposé par rapport aux méthodes de l'état de l'art sur les deux jeux de données CAIRO et KYOTO [18]. La performance de reconnaissance d'activités est analysée en termes de précision (1), de rappel (2) et de score F1 (3), défini par les équations ci-dessous. Ce dernier constitue une mesure combinant la précision et le rappel par le biais de leur moyenne harmonique. Les principales conclusions sont mises en évidence ainsi qu'une analyse des résultats obtenus.

$$\text{Précision} = \frac{\text{Vrai positif}}{\text{Vrai positif} + \text{Faux positif}} \quad (1)$$

$$\text{Rappel} = \frac{\text{Vrai positif}}{\text{Vrai positif} + \text{Faux négatif}} \quad (2)$$

$$\text{Score F1} = 2 \times \frac{(\text{Précision} \times \text{Rappel})}{(\text{Précision} + \text{Rappel})} \quad (3)$$

#### A. Résultats de la reconnaissance de l'activité

Les flux de données des capteurs ont été divisés en ensembles d'entraînement (60%), de validation (20%) et de test (20%) pour l'entraînement et l'évaluation. Le Tableau III résume les résultats de la reconnaissance d'activités sur les données de test pour les deux ensembles de données.

TABLE III  
RÉSULTATS DE LA RECONNAISSANCE D'ACTIVITÉ SUR LES ENSEMBLES DE DONNÉES DE TEST

Dataset	Precision	Recall	F1-score
CAIRO	90.6%	89.7%	0.896
KYOTO7	77.7%	77.2%	0.762

Sur le jeu de données CAIRO, le modèle atteint une précision globale de 90,6%, indiquant qu'il commet très peu d'erreurs lors de la prédiction d'une activité. Les scores F1 dépassant 0,9 pour les activités Work, Take\_medicine, Eat et Leave\_home démontrent qu'elles peuvent être reconnues de manière fiable. Cependant, des scores F1

plus faibles, inférieurs à 0,75, pour les activités Sleep et Bed\_to\_toilet révèlent certaines difficultés à distinguer ces classes minoritaires.

Sur l'ensemble de données KYOTO7, la précision est plus basse à 77,7%, révélant des erreurs de classification. Les activités Bed\_to\_toilet et Cook sont raisonnablement bien prédites, avec des scores F1 supérieurs à 0,85. Cependant, les activités Work, Sleep et Personal\_hygiene obtiennent des métriques F1 moins élevés, inférieures à 0,79, suggérant que le modèle est moins précis pour classer ces activités. En revanche, l'activité Relax atteint le score F1 le plus bas, soit 0.57, indiquant que le modèle rencontre des grandes difficultés pour prédire cette activité dans un environnement domestique complexe.

*B. Comparaison avec les travaux concurrents*

Pour évaluer les résultats, le modèle proposé a été comparé à des architectures neuronales récurrentes et convolutionnelles provenant d'études précédentes. Les résultats sont présentés dans le Tableau IV. Les expériences démontrent que le modèle d'attention CNN-LSTM proposé surpasse les architectures basées uniquement sur des couches LSTM, y compris les LSTMs unidirectionnels, bidirectionnels, ainsi que l'architecture bidirectionnelle et unidirectionnelle en cascade (Casc-LSTM). Dans cette dernière, les couches supérieures sont unidirectionnelles, tandis que la couche d'entrée est bidirectionnelle [3]. Le mécanisme d'attention semble fournir une capacité discriminative utile.

TABLE IV  
COMPARAISON DES SCORES F1 AVEC LES MÉTHODES CONCURRENTES DE RECONNAISSANCE D'ACTIVITÉ.

Modèle	CAIRO	KYOTO7
LSTM Unidirectionnel [3]	0,837	0,697
LSTM Bidirectionnel [3]	0,869	0,743
Ensemble LSTM [3]	0,862	0,742
WCNN [4]	0,919	0,868
Modèle proposée CNN-LSTM-Attention	<b>0.896</b>	<b>0.762</b>

Sur l'ensemble de données CAIRO, le modèle atteint une précision dépassant travaux concurrents. Sur KYOTO7, le modèle dépasse les méthodes basées uniquement sur des architectures LSTM mais égale les performances des approches basées CNN [15]. Cela met en évidence l'importance des réseaux convolutionnels qui peuvent extraire efficacement des caractéristiques à partir des flux de données issus des capteurs ambiants. Cependant, l'environnement complexe pose des défis pour le modèle d'attention qui n'arrive pas toujours à extraire des informations pertinentes.

En termes d'efficacité computationnelle, le modèle proposé ne comporte qu'environ 300 000 paramètres, ce qui est relativement faible par rapport au réseaux convolutifs standard, qui peuvent atteindre des dizaines de millions de paramètres.

Cela permet un entraînement plus rapide pour des CNN plus grands qui intègrent avantage de paramètres.

Des améliorations du mécanisme d'attention pourraient être bénéfiques pour une meilleure discrimination des caractéristiques importantes.

Dans l'ensemble, les expériences démontrent que les modèles d'apprentissage profond peuvent reconnaître les événements de la vie quotidienne à partir de capteurs domestiques ambiants avec une grande précision. Les architectures à la fois convolutionnelles et récurrentes sont capables d'apprendre des caractéristiques à partir de flux de données de capteurs ambiants. Les résultats valident la faisabilité des réseaux neuronaux profonds pour la reconnaissance d'activités des personnes âgées.

V. CONCLUSION

Cet article présente une approche d'apprentissage profond combinant les architectures CNN et LSTM pour la reconnaissance des activités des personnes âgées à l'aide de capteurs domestiques ambiants. Le modèle applique des convolutions 1D pour extraire des caractéristiques locales à différentes échelles temporelles et des couches LSTM bidirectionnelles pour capturer le contexte à long terme. Un mécanisme d'attention permet au modèle de se concentrer sur les parties pertinentes de la séquence pour la classification des activités.

Les évaluations sur des ensembles de données réels de foyers intelligents présentent des performances pour la reconnaissance des activités de la vie quotidienne. Le modèle atteint une précision de plus de 90% et 77% sur les deux jeux de données de référence, surpassant les méthodes de reconnaissance d'activité concurrentes. On notera que l'architecture W-CNN proposée par Li et al. [4] a atteint une précision légèrement supérieure, dépassant notre méthode de quelques points de pourcentage.

Les résultats soulignent que les réseaux profonds peuvent efficacement distinguer les activités à partir de flux de données de capteurs multivariés et épars. Certaines classes comprennent un nombre limité de données et présentent des performances relativement faibles, ce qui représente une limitation importante qu'il est nécessaire de souligner.

Les travaux futurs pourraient explorer les techniques d'apprentissage par transfert et d'augmentation de données pour améliorer la capacité de généralisation. Cette recherche confirme le potentiel de l'apprentissage profond pour la surveillance non intrusive des personnes âgées à travers des capteurs ambiants. Les modèles intelligents de reconnaissance d'activité pourraient permettre aux technologies d'assistance intelligente de soutenir l'autonomie de la population vieillissante. Cette étude propose une approche robuste utilisant des capteurs respectueux de la vie privée et l'apprentissage profond pour faire progresser les avancées dans ce domaine.

RÉFÉRENCES

[1] R. Igual, C. Medrano, and I. Plaza, "Challenges, issues and trends in fall detection systems," *Biomed. Eng. Online*, vol. 12, no. 1, p. 66, 2013.

- [2] N. Y. Hammerla, S. Halloran, and T. Plötz, “Deep, convolutional, and recurrent models for human activity recognition using wearables,” *arXiv Prepr. arXiv1604.08880*, 2016.
- [3] D. Liciotti, M. Bernardini, L. Romeo, and E. Frontoni, “A sequential deep learning application for recognising human activities in smart homes,” *Neurocomputing*, vol. 396, pp. 501–513, 2020.
- [4] Y. Li, G. Yang, Z. Su, S. Li, and Y. Wang, “Human activity recognition based on multienvironment sensor data,” *Information Fusion*, vol. 91, pp. 47–63, 2023.
- [5] Y. LeCun, L. Bottou, Y. Bengio, and P. Haffner, “Gradient-based learning applied to document recognition,” *Proc. IEEE*, vol. 86, no. 11, pp. 2278–2324, 1998.
- [6] S. H. I. Xingjian, Zhouong Chen, Hao Wang, Dit-Yan Yeung, Wai-Kin Wong, and Wang-chun Woo, “Convolutional LSTM network : A machine learning approach for precipitation nowcasting,” in *Advances in neural information processing systems*, 2015, pp. 802–810.
- [7] Z. Chen, Q. Zhu, Y. C. Soh, and L. Zhang, “Robust human activity recognition using smartphone sensors via CT-RNN,” *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, vol. 77, pp. 43–51, 2019.
- [8] E. M. Tapia, S. S. Intille, and K. Larson, “Activity recognition in the home using simple and ubiquitous sensors,” *Pervasive computing*, pp. 158–175, 2004.
- [9] S. Hochreiter and J. Schmidhuber, “Long short-term memory,” *Neural computation*, vol. 9, no. 8, pp. 1735–1780, 1997.
- [10] F. J. Ordóñez and D. Roggen, “Deep convolutional and lstm recurrent neural networks for multimodal wearable activity recognition,” *Sensors*, vol. 16, no. 1, p. 115, 2016.
- [11] Y. LeCun et al., “Backpropagation applied to handwritten zip code recognition,” *Neural computation*, vol. 1, no. 4, pp. 541–551, 1989.
- [12] L. Chen, J. Hoey, C. D. Nugent, D. J. Cook, and Z. Yu, “Sensor-based activity recognition,” *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. Part C Appl. Rev.*, vol. 42, no. 6, pp. 790–808, 2012.
- [13] V. K. Murahari and T. Plötz, “On Attention Models for Human Activity Recognition,” in *Proceedings of the 2018 ACM International Symposium on Wearable Computers*, 2018, pp. 100–103.
- [14] V. Radu, C. Tong, S. Bhattacharya, N. D. Lane, C. Mascolo, M. K. Marina, and F. Kawsar, “Multimodal deep learning for activity and context recognition,” *Proc. ACM Interact. Mob. Wearable Ubiquitous Technol.*, vol. 1, no. 4, pp. 1–27, 2018.
- [15] M. A. Rahman, M. Moh, M. R. Karim, M. B. Ibne Reaz, and M. T. Islam, “Efficient human activity recognition using cnn and bidirectional lstm network,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 86897–86906, 2020.
- [16] D. Bahdanau, K. Cho, and Y. Bengio, “Neural machine translation by jointly learning to align and translate,” *arXiv Prepr. arXiv1409.0473*, 2014.
- [17] W. Tao, Z. Jin, Y. Liu, X. Lu, and M. Zhang, “Hierarchical RNN with static sentence-level attention for text-based speaker change detection,” *IEEE Signal Process. Lett.*, vol. 24, no. 10, pp. 1478–1482, 2017.
- [18] D. J. Cook, A. S. Crandall, B. L. Thomas, and N. C. Krishnan, “CASAS : A smart home in a box,” *Computer (Long. Beach. Calif.)*, vol. 46, no. 7, 2013.
- [19] “Réseaux récurrents et transformeur.”  
[https://irma.math.unistra.fr/franck/cours/SciML/output/html/chapAP\\_sec3.html](https://irma.math.unistra.fr/franck/cours/SciML/output/html/chapAP_sec3.html).

# Le parcours de vie de la personne en situation de handicap : mise en avant de la vulnérabilité

Alice Pellichero  
IMT Atlantique  
Brest, France  
Centre Mutualiste de Réadaptation de Kerpape,  
Ploemeur, France  
alice.pellichero@imt-atlantique.fr

François Routhier  
Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation  
and Social Integration, Quebec City, Canada,  
Department of Rehabilitation, Université Laval,  
Quebec City, Canada.

Maud Nezan  
IMT Atlantique  
Brest, France  
Maud.nezan@imt-atlantique.fr

Willy Allègre  
Centre Mutualiste de Réadaptation de Kerpape,  
CoWork'HIT Innovation Center  
Ploemeur, France

Marie-Eve Lamontagne  
Center for Interdisciplinary Research in Rehabilitation  
and Social Integration, Quebec City, Canada,  
Department of Rehabilitation, Université Laval,  
Quebec City, Canada.

Myriam Le Goff-Pronost  
IMT Atlantique – LATIM (UMR 1101) - M@rsouin  
Brest, France

**Résumé** – *Le parcours de vie des personnes en situation de handicap est complexe, non linéaire et marqué par des enjeux de participation à tous les niveaux de la vie, créant des inégalités. Cette étude, menée dans le cadre du projet Handicap Innovation Territoire, vise à modéliser les parcours de vie types de ces individus et à identifier les facteurs environnementaux influençant des bifurcations significatives. La méthodologie qualitative narrative a été adoptée, avec 25 participants vivant en région Bretagne, âgés d'au moins 18 ans et présentant divers types d'incapacités. Les entretiens semi-dirigés ont été analysés de manière réflexive par deux co-auteurs, adoptant des perspectives biomédicales et sociales. Les résultats montrent que l'environnement social, les systèmes (emploi, éducation, juridique, santé) et l'accessibilité physique du territoire jouent un rôle crucial dans le parcours de vie des personnes en situation de handicap. Les participants ont unanimement identifié ces éléments comme des facilitateurs ou des obstacles. L'analyse des parcours de vie a révélé quatre typologies : cumul de facilitateurs, cumul d'obstacles, facilitateur significatif entraînant un rebond, et trajectoire linéaire en institution. La vulnérabilité face aux événements et environnements a émergé comme un thème majeur. En conclusion, l'étude plaide pour une vision holistique dans l'amélioration des parcours de vie des personnes en situation de handicap. Elle souligne l'importance de dépasser l'accessibilité physique seule, mettant en lumière la complexité des facteurs influençant la vie de ces individus. Les résultats orientent les politiques publiques et les actions communautaires vers plus d'inclusion, adaptées à la diversité des expériences individuelles des personnes en situation de handicap.*

**Mots clés** - parcours de vie ; situation de handicap ; vulnérabilité ; inégalités ; facilitateurs ; obstacles

## I. INTRODUCTION

Pour les personnes en situation de handicap le parcours de vie est perçu comme un « *parcours du combattant* » marqué par un enchaînement de périodes de soins et de périodes de vie ou de périodes de vide souvent subies [1]. Aujourd'hui, la volonté de soutenir ces parcours est de plus en plus présente en raison de l'impact potentiel de ces parcours sur la qualité de vie des personnes en situation de handicap et du grand nombre de personnes qui y font face. Selon le Rapport mondial sur le handicap de l'OMS, environ 15% de la population mondiale rencontre des situations de handicap [2]. En France, 14% de la population y est confronté [3]. Il est raisonnable de penser que cette proportion va continuer à augmenter en raison des avancées médicales qui contribuent à l'augmentation de l'espérance de vie des personnes en situation de handicap [4], et en raison de l'augmentation de l'espérance de vie entraînant des affections chroniques de santé et/ou des situations de handicap [5].

L'approche traditionnelle du handicap le considérait longtemps comme un trait individuel et médical exclusif [6]. Cependant, des recherches en sciences sociales ont remis en question ces perspectives en mettant en lumière les facteurs sociaux responsables des désavantages rencontrés par les personnes vivant avec des déficiences, tels que les obstacles matériels et les stigmatisations [7]. La communauté internationale reconnaît largement que les situations de handicap résultent de l'interaction entre les incapacités des personnes et les facteurs environnementaux, qu'ils soient physiques et/ou sociaux [8,9].

Au quotidien, ces situations de handicap entraînent des inégalités vécues tout au long du parcours de vie [10]. Ce dernier correspond à « *une série d'événements désirés, imprévus ou subis* » [11] ; ces événements peuvent alors être vécus comme des obstacles ou des facilitateurs et rythment les étapes du parcours de vie [12]. Pour les personnes en situation de handicap le parcours de vie est perçu comme non linéaire et marqué par des enjeux de participation dans tous les domaines de la vie [10] et induisant des inégalités. Une récente étude française a mis en évidence que les personnes en situation de handicap ont un faible niveau de participation sociale, et cela d'autant plus dans les domaines de l'emploi, de l'éducation et des loisirs [13]. Une autre étude nationale menée aux États-Unis a mis en évidence, entre autres conclusions, que par rapport à la population générale, les adultes en situation de handicap présentent des niveaux de formation plus bas, ont moins de chances d'être employés, sont moins susceptibles d'être mariés et d'avoir des enfants dans leur foyer, déclarent un revenu familial plus faible, et accèdent moins fréquemment à des postes en lien avec la prise de décision, même au sein du milieu communautaire [14].

Cependant, ces études abordent les situations de handicap d'une vision transversale [13] et n'abordent pas les inégalités vécues dans leur temporalité. A notre connaissance, peu d'essais se sont intéressés au parcours de vie des personnes en situation de handicap [15] et la question de ce qui pourrait être fait pour faciliter le parcours de vie des personnes en situation de handicap demeure. Pour essayer de répondre à cette question, et afin de mettre en place des politiques adaptées visant à réduire les inégalités induites par les facteurs environnementaux, il est nécessaire de modéliser les parcours de vie des personnes en situation de handicap et d'identifier les facteurs environnementaux (facilitateurs ou obstacles) susceptibles d'orienter des bifurcations significatives. L'objectif principal de cette étude est de proposer une modélisation des parcours de vie types des personnes en situation de handicap ; l'objectif secondaire est de décrire les facteurs environnementaux ayant orienté des bifurcations significatives au cours du parcours de vie des personnes en situation de handicap.

## II. MÉTHODOLOGIE

### A. Design

Cette étude suit une méthodologie qualitative narrative se concentrant sur l'exploration du parcours de vie des individus et correspond à l'étude multidisciplinaire du déroulement des vies individuelles [16], s'intéressant à l'étude des personnes dans leur chronologie [17].

### B. Contexte de l'étude

Cette étude s'inscrit dans le projet Handicap Innovation Territoire (HIT), le seul projet labellisé "Territoire Innovant" dans le "Programme d'Investissement Handicap pour l'Avenir" du gouvernement français. Ce projet vise à améliorer la participation sociale des personnes en situation de handicap grâce à des initiatives menées en Bretagne et avant leur déploiement et leur diffusion à l'échelle nationale et internationale.

### C. Participants et recrutement

Les individus ont été inclus s'ils : (a) étaient des adultes âgés d'au moins 18 ans, (b) signalaient des incapacités qu'elles

résultent de n'importe quel diagnostic, et (c) vivaient en région Bretagne. Les individus ont été exclus s'ils présentaient (a) des troubles du comportement significatifs pouvant affecter leur capacité à consentir ou à répondre à l'entretien, (b) un diagnostic de maladie dégénérative à progression rapide.

L'approbation éthique a été obtenue auprès des comités d'examen institutionnels locaux et des comités d'éthique, le Comité Éthique de Brest (France) (B2021.33) et celui de Québec (Canada) (2022-2392).

### D. Collecte des données

Les données qualitatives ont été collectées à l'aide d'entretiens semi-dirigés. Cet entretien visait à récolter l'histoire racontée par la personne et suivait un guide d'entretien préalablement défini. Il a été demandé aux participants de citer 5 moments marquant de leur parcours de vie et de raconter leur parcours. Au cours de l'entretien les participants étaient encouragés à détailler leur parcours dans le champ de la vie quotidienne, de la formation et du travail, des loisirs et du soins. Les participants ont été recrutés entre décembre 2021 et juin 2022. La durée de l'entretien était estimée à 60 minutes. Tous les entretiens ont été menés en français par le même auteur (MN).

### E. Analyse

Deux co-auteurs, chacun apportant des compétences distinctes, ont effectué une analyse réflexive approfondie abordant le handicap sous deux perspectives complémentaires : l'une biomédicale et l'autre sociale (AP et MN). Les transcriptions ont été lues à plusieurs reprises afin de se familiariser avec les entretiens [18]. Les extraits de transcriptions qui relevaient des bifurcations rencontrées tout au long du parcours de vie et présentant les facilitateurs ou les obstacles rencontrés par les personnes en situation de handicap ont été codés.

D'une part, une grille d'extraction a permis de classifier les codes selon s'ils relevaient de facteurs liés aux systèmes (socio sanitaire, éducatif, juridique, communautaire), au réseau social, et à la nature ou aux aménagements du territoire (architecture et technologies). Les thèmes initiaux ont été développés à partir de la grille, ils ont ensuite été divisés ou fusionnés, puis confrontés à l'ensemble des données. La nomination et la définition des thèmes a été discuté par trois co-auteurs (AP, MN et MEL).

En parallèle, les parcours individuels des participants ont été organisés de manière inductive. À partir de l'histoire racontée par les participants une matrice a été développée et a permis de (1) combiner les parcours individuels de chaque participant, de (2) mettre en lumière des similarités entre les parcours, et de (3) proposer une modélisation de parcours types. Cette matrice a été remplie indépendamment et en double exemplaires par deux chercheurs (AP et MN). Chaque parcours a été discuté entre les chercheurs, toutes les divergences ont été discutées jusqu'à ce qu'un consensus soit atteint pour la modélisation des parcours.

À la fin du processus d'analyse il a été demandé à deux participants d'apporter une lecture critique de la modélisation des parcours de vie ainsi que des obstacles et des facilitateurs mis en avant pour s'assurer de l'interprétation correcte des données collectées (stratégies de fiabilité des résultats).

### III. RÉSULTATS

#### A. Participants

Vingt-cinq personnes ont été interrogées. Les participants avaient en moyenne 46,0 ans ( $\pm 23,6$ ans). Parmi eux, 10 personnes (40 %) étaient de sexe féminin. La majorité, soit 18 personnes (72 %), étaient soit en union civile soit mariées. En ce qui concerne leurs incapacités déclarées, neuf participants (36 %) ont mentionné vivre avec des incapacités motrices (telles que des lésions de la moelle épinière ou la sclérose en plaques), 11 participants (52 %) ont signalé vivre avec des troubles de la santé mentale et/ou cognitifs (tels que le trouble bipolaire, la schizophrénie, l'autisme ou la trisomie 21), 5 participants (20 %) ont signalé avoir des incapacités sensorielles (surdité ou cécité). Sept participants (28 %) étaient employés, 10 (40 %) n'étaient pas professionnellement actifs mais s'engageaient dans des activités de bénévolat, 3 (12 %) étaient étudiants, et 5 (20 %) étaient retraités. En ce qui concerne leur situation de logement, la plupart des participants, soit 17 personnes (68 %), résidaient dans un logement indépendant, 6 personnes (24 %) vivaient dans des établissements de soins de longue durée, et 2 personnes (8 %) vivaient avec des membres de leur famille ou leur conjoint.

#### B. Les facilitateurs et les obstacles orientant des bifurcations significatives

L'analyse des facilitateurs et des obstacles orientant des bifurcations significatives dans le parcours de vie des personnes en situation de handicap a révélé un grand degré d'accord entre les participants concernant ce qui constituait un facilitateur ou un obstacle dans leur parcours. À partir de la grille d'analyse, les facilitateurs et les obstacles se découpent en 3 thèmes principaux : (1) L'environnement social ; (2) Les systèmes face aux besoins individuels ; et (3) Le territoire cause de ralentissements.

##### *Thème 1 : L'environnement social.*

Le parcours de vie relié aux dynamiques sociales a été décrit selon trois sous-thèmes : l'entourage proche, les professionnels de santé et la discrimination.

*L'entourage proche* : L'ensemble des participants a mis en évidence que leurs proches jouent un rôle de facilitateurs tout au long de leurs parcours de vie. Cela a été rapporté que ce soit sur le plan émotionnel ou en lien avec l'aide apportée dans la réalisation d'activités de vie quotidienne. Par exemple, un homme [âgé de 60 ans, atteint de troubles de la santé mentale] a expliqué « *mon épouse a tout géré, moi, je suis incapable* ».

*Les professionnels de santé* : Les participants ont mis en avant que les relations avec les professionnels de santé aient exercées une influence directe dans leur parcours de vie, et plus précisément leur parcours de santé. Les attitudes empathiques des professionnels de santé et la qualité de la communication ont été rapportés comme des facilitateurs majeurs dans le parcours de soins. Par exemple une femme [âgée de 23 ans, atteinte d'une lésion de la moelle épinière] a expliqué « *avec les soignants [...] c'était très, très convivial et ça faisait du bien, parce que t'étais encadrée, t'étais dans un cocon* ». À l'inverse, d'autres participants ont rapporté des expériences négatives liées au manque d'empathie, ces expériences ont été rapportées comme des obstacles entraînant une rupture dans leurs parcours de santé.

*La discrimination* : Le sentiment de discrimination a été rapportée comme un obstacle récurrent vécu tout au long du parcours de vie. Cette discrimination a été ressentie dans divers champs de la vie quotidienne, dans le milieu professionnel, dans les commerces ou les transports. Un homme [âgé de 59 ans, atteint d'une lésion de la moelle épinière] a rapporté « *la discrimination [...] elle est toujours là* ».

##### *Thème 2 : Les systèmes face aux besoins individuels.*

Ce thème marque le contraste entre les besoins spécifiques des personnes en situations de handicap et la standardisation des systèmes tels que l'emploi, le système éducatif et le système juridique. À l'inverse ce thème montre les adaptations apportées par le système associatif pour palier à la non-adaptation des autres systèmes. Les systèmes ont été répartis en sous-thèmes : le monde du travail, le système éducatif, le système juridique, le système de santé et les organismes associatifs.

*Le travail* : Tous les participants ont rapporté que l'intégration dans le monde du travail représente un accomplissement dans leur parcours de vie. Un homme [59 ans, atteint d'une lésion de la moelle épinière] rapporte « *[c'est] la seule solution pour être de nouveau intégré dans le monde des valides* ». Cependant, tous ont expliqué avoir fait face à une multitude d'obstacles pour trouver ou maintenir un emploi dus à une non-adéquation entre les environnements de travail et les caractéristiques individuelles participants. Au cours de leur parcours de vie six des participants interrogés ont été licenciés pour inaptitude au travail suite à la survenue d'incapacités ou à l'aggravation de leurs incapacités. Cette perte d'emploi marque une rupture dans le parcours professionnel entraînant une déviation majeure de leurs parcours. De plus, les participants ont évoqué des défis associés au retour à l'emploi mettant en lumière des aspects tels que la rareté des postes disponibles, le manque de sensibilisation des employeurs, l'absence de flexibilité des horaires et les difficultés d'accès aux lieux de travail.

*Le système éducatif*. Le parcours scolaire s'est avéré difficile pour les participants qui ont vécu des situations de handicap dès l'enfance. Ils ont également noté des difficultés liées à l'adaptation des formations professionnelles, notamment en raison du manque de personnalisation des programmes.

*Le système juridique*. Spécifiquement, les participants ayant subi un handicap à la suite d'un accident impliquant un tiers responsable ont rencontré des obstacles liés au système juridique qui a eu une influence majeure sur le parcours de vie. Cette dimension juridique a ajouté des préoccupations supplémentaires à leur parcours de vie et ont exprimé des inquiétudes quant aux délais de traitement des dossiers d'assurance. Par exemple, un homme [âgé de 48 ans, atteint d'une lésion de la moelle épinière] exprime des préoccupations liées aux délais de traitement « *: 5 ans après mon accident ce n'est toujours pas réglé au niveau des assurances.* » Cependant, pour ceux dont le parcours juridique s'est achevé, les conclusions permettaient une indemnisation qui a apporté des facilitateurs financiers significatifs. Par exemple un homme [âgé de 31 ans, atteint d'une lésion de la moelle épinière] mentionne « *toute l'aide financière par rapport à mon handicap, ça m'a permis de pouvoir créer ma maison et de pouvoir financer mon véhicule* ».

*Le milieu associatif.* Que ce soit dans les domaines du retour à l'emploi, de l'entraide, de la pair-aidance ou des loisirs, les associations semblent mettre à disposition un système facilitateur parallèle aux systèmes publics. Les participants ont expliqué que le milieu associatif sert de relais au système public et favorise la socialisation, l'épanouissement, et la réintégration sociale des participants. Par exemple, un homme [âgé de 49 ans, atteint de troubles de la santé mentale] explique « [nom de l'association] est devenu un lieu de ressources et [m'a permis] de retrouver une utilité sociale. », il ajoute « j'ai commencé à me réhabituer à vivre un peu plus normalement, parce que je sortais d'une longue hospitalisation ».

*Système de santé :* Les participants soulignent également l'importance des soins et des interventions médicales comme un facilitateur pour l'amélioration de leurs capacités fonctionnelles. Les soins reçus ont non seulement favorisé leur réadaptation, mais ont également eu un impact significatif sur leur qualité de vie en accroissant leur autonomie.

*Thème 3 : Le territoire cause de ralentissements.*

Les participants ont énuméré de nombreux obstacles physiques successifs et répétés, induits par l'inaccessibilité des territoires et rencontrés à la fois à l'intérieur du domicile et dans la communauté, et par la difficulté d'accès aux aides techniques. Au quotidien ces obstacles cumulés ajoutent de la complexité dans chaque domaine de la vie, demandent une adaptation et des ajustements constants, et majorent la vulnérabilité des personnes en situation de handicap.

*Le domicile.* Les logements apparaissent comme un élément ayant une influence majeure sur le parcours de vie. Un logement adapté apparaît comme un facilitateur, alors qu'un logement non adapté entrave directement le parcours de vie de la personne. L'accès à un logement adapté a été mentionné comme laborieux par la majorité des participants.

*Sortir de son domicile, les déplacements.* Que ce soit à pieds, en transport en commun ou en utilisant leurs véhicule personnels tous les participants ont exprimés des obstacles récurrents lors des déplacements extérieurs. Un homme [âgé de 64 ans, souffrant de déficience visuelle] a rapporté que "dans ma ville, il y a toujours plein d'obstacles." Le peu des participants qui utilisaient les transports en commun ont exprimé des difficultés à répétition. Les véhicules personnels sont pour la majorité des participants le seul moyen d'être mobile dans leur environnement. Les participants qui ont la possibilité de conduire ou de reconduire expriment que leur véhicule personnel est un facteur facilitateur permettant de retrouver un parcours satisfaisant. Cependant, les participants ont également mis en avant qu'obtenir un véhicule adapté est coûteux et exige des connaissances spécifiques ; ils soulignent que cela relève souvent d'un parcours long et fastidieux.

*L'inaccessibilité de la voirie et des bâtiments.* Malgré des améliorations rapportées par une femme [âgée de 42 ans, atteinte d'une lésion de la moelle épinière] qui explique « ça fait 22 ans [que je suis en situation de handicap] je trouve que ça s'améliore », tous les participants ont identifié le manque d'accessibilité des bâtiments publics (écoles, hôpitaux), de la voirie et des commerces comme une multitude d'obstacles rencontrés quotidiennement.

*Les aides techniques dans la vie quotidienne.* Au-delà des bâtiments, les objets du quotidien tels que les aides techniques qui permettent de compenser des incapacités ont été mis en évidence comme étant des facilitateurs pour le parcours de vie. Les principales aides techniques mentionnées étaient les prothèses auditives, les fauteuils roulants, les logiciels grossissant et les ustensiles adaptés. Les participants expliquaient qu'avec la bonne aide technique il devient possible de supprimer les situations de handicap ; une femme [âgée de 71 ans, atteinte de déficience visuelle] rapporte « quand tu as du bon matériel, ben finalement, on oublie le handicap ».

*C. Typologie des parcours de vie*

L'analyse des parcours de vie des personnes en situation de handicap a mis en évidence une vulnérabilité importante face aux événements et aux environnements rencontrés. Cette analyse a également marqué que la trajectoire qu'une personne dépendait de la manière dont l'équilibre entre différents facilitateurs et obstacles était perçu. Le thème majeur récurrent mis en avant par les participants était « *Le parcours de vie de la personne en situation de handicap : une vulnérabilité importante face aux événements et aux environnements* ». Face à cette vulnérabilité quatre typologies de trajectoires ont été identifiées : 1<sup>ère</sup> trajectoire : un cumul de facilitateurs, 2<sup>ème</sup> trajectoire : un cumul d'obstacles, 3<sup>ème</sup> trajectoire : un facilitateur significatif qui a permis de rebondir, 4<sup>ème</sup> trajectoire : linéaire en institution. Le tableau I présente une vue globale des parcours de vie des 25 participants.

TABLE I. VUE GLOBALE DES PARCOURS DE VIE DES 25 PARTICIPANTS

Nombre de participants	Typologie des parcours
n = 10	Typologie 1 : Le cumul de facilitateurs, un parcours juste et satisfaisant
n = 4	Typologie 2 : Le cumul d'obstacles, aux prismes d'un parcours inégalitaire
n = 5	Typologie 3 : Rebondir grâce à un facilitateur significatif dans le parcours de vie
n = 6	Typologie 4 : Le parcours linéaire en institution, entre protection et ségrégation

*1ère trajectoire : un cumul de facilitateurs.* Malgré un parcours de vie décrit comme chaotique, 10 participants ont décrit leur expérience en évoquant les nombreux facilitateurs qui, sur le chemin de leur situation de handicap, leur ont permis d'atteindre une participation sociale qui les satisfait. Les facilitateurs successifs rapportés étaient par exemple un emploi, une situation familiale stable, aidante et sécurisante, un logement, un engagement associatif fort, ainsi qu'à un suivi médical attentif, et une situation financière facilitante. Ces 10 participants ont réussi à retrouver un parcours de vie satisfaisant, leur conférant un statut protecteur.

*2ème trajectoire : un cumul d'obstacle.* En revanche, d'autres personnes décrivent une succession d'obstacles ne leur permettant pas de trouver ou de retrouver un bon niveau de participation sociale. À l'inverse du cumul de facilitateurs, le cumul d'obstacles dans le parcours peut intensifier les inégalités et conduire à une grande vulnérabilité et exclusion des personnes

en situation de handicap. Quatre participants ont vécu une accumulation d'obstacles tout au long de leurs parcours de vie, les rendant particulièrement vulnérables dans la société et exposés aux inégalités, notamment celles liées à la stigmatisation. Pour ces quatre participants le cumul d'obstacles semble créer un cercle infernal de difficultés induisant leur exclusion sociale. Certains facilitateurs ont atténué l'impact des inégalités vécues par ces quatre participants sans pour autant permettre une participation satisfaisante ou une situation stabilisée et sécurisante. Les difficultés rapportées étaient liées à un environnement familial peu aidant, une situation d'exclusion du monde du travail, un parcours de santé et un logement ne répondant pas aux besoins spécifiques des personnes.

*3<sup>ème</sup> trajectoire : un facilitateur significatif qui a permis de rebondir.* Pour certaines personnes, le parcours de vie en situation de handicap a été marqué par de nombreux obstacles entraînant des ruptures, mais un facilitateur significatif est arrivé dans leur parcours et a déclenché une bifurcation positive. Cinq participants avaient un parcours marqué par une cumulation d'obstacles, mais qui, grâce à un élément particulier, va soudainement bifurquer pour changer vers un cumul de facilitateurs. Ainsi, un seul facilitateur adapté au bon moment peut être déterminante pour rebondir durablement malgré les défis des situations de handicap. Les facilitateurs majeurs étaient divers tels que la fin d'un parcours juridique, une intervention médicale, l'adhésion à une association, une reprise de formation ou une réussite sportive. Il devient évident que la mise en place de la bonne aide au moment opportun peut non seulement atténuer les inégalités, mais aussi favoriser un regain d'équilibre et d'inclusion dans la vie sociale.

*4<sup>ème</sup> trajectoire : linéaire en institution.* Les parcours de vie chaotiques contrastent avec les parcours de vie linéaires des personnes qui vivent en institution. Six participants vivent ou sont pleinement accompagnés par des institutions spécialisées (foyer de vie, logement semi-indépendant, établissement d'accompagnement par le travail classe pour l'inclusion scolaire, institut médicoéducatif, suivi d'une vie en foyer d'hébergement et en établissement et service d'aide par le travail). À partir des parcours de vie des participants de cette étude ces institutions tendent à lisser les parcours de vie des personnes qui y sont insérées et semblent prévenir les ruptures de parcours et les contraintes fortes. Cela est mis en évidence autant par les personnes qui sont entré dans le système institutionnel qui ne rapportent aucune rupture majeure, simplement une suite d'institution (école spécialisée puis établissement d'accompagnement par le travail et changement de foyer de vie) que par les personnes qui entrent en institution après un événement de vie traumatique et qui rapportent qu'après leur entrée, ils ne rencontrent plus de nouvelles ruptures.

#### IV. DISCUSSION

Aborder la recherche de solutions au prisme de la notion de parcours est dans l'air du temps ; impulsé par les pouvoirs politiques, l'objectif de telles recherches est de favoriser la continuité du parcours sans rupture. Les résultats mettent en évidence la complexité des parcours des personnes en situation de handicap et soulignent que leur parcours de vie est jalonné de bifurcations induites par des obstacles entraînant de la vulnérabilité et des inégalités. Une typologie de différents

parcours est retenue dans cet article : lorsque les facilitateurs prédominent, lorsque les obstacles prédominent, lorsqu'un facilitateur majeur a entraîné une bifurcation significative et les parcours linéaires en institution. Cette modélisation reconnaît la diversité des expériences individuelles et reflète l'effet cumulatif des obstacles et des facilitateurs qui participe à l'hétérogénéité des parcours et à terme, à la production soit d'un statut producteur, soit d'inégalités, comme cela a déjà été mis en avant dans la littérature [11,19].

Cette étude reconnaît également l'importance de considérer la multiplicité des facteurs environnementaux qui orientent le parcours de vie des personnes en situation de handicap. Les résultats appellent à la mise en place de facilitateurs variés tout au long du parcours de vie de la personne. De par la diversité des facilitateurs répertoriés, les résultats reconnaissent que la réalisation de l'égalité ne se limite pas à l'élimination des barrières physiques, mais nécessite une compréhension approfondie des défis spécifiques auxquels chaque personne peut être confrontée, et plaide pour une transformation de la manière dont la société aborde le handicap.

Par exemple, le rôle des proches-aidants émerge comme un facilitateur central dans le parcours de vie des personnes en situation de handicap. Tous les participants soulignent son importance cruciale. En effet, le soutien affectif, financier et pratique des proches-aidants est perçu comme un facilitateur irremplaçable pour surmonter les obstacles, comme cela a déjà été mis en évidence [20]. Pour aller dans le sens de ce facilitateur, des programmes et des aides sociales spécifiques destinés aux proches-aidants pourraient être développés, la rémunération correspondant à l'aide qu'ils apportent pourrait être revalorisée, et des services de conseil, des espaces de partage d'expériences et des dispositifs de répit temporaires pourraient être mis en place [20]. D'autant plus que ces initiatives ciblées visant le renforcement du soutien des aidants, qui font face à leur propre vulnérabilité contribuaient par la même occasion, à une meilleure qualité de vie de leurs proches en situation de handicap [21]. Dans le projet HIT (dans lequel s'inscrit cet article) deux expérimentations qui développent « l'empowerment » des proches-aidants ont été développées : une formation dédiée et un diplôme universitaire de patient-expert ouvert également aux proches-aidants.

Par ailleurs, l'analyse des parcours de vie linéaires et sans rupture des personnes vivant en institution soulève des questionnements cruciaux quant à la dichotomie entre la stabilité qu'apporte la protection et les conséquences de la ségrégation qui en découle. Dans cette configuration particulière, on observe un continuum de protection tout au long de l'existence. La vie exclusivement institutionnelle de ces personnes semble cependant les mettre à l'écart de la société. De précédents soulignent la tendance des proches et des professionnels à exercer diverses actions telles que la protection, le réconfort, la mise en sécurité, les soins et la surveillance [22]. Bien que les parcours caractérisés par une continuité institutionnelle puissent offrir une certaine égalité en termes de sécurité, ils génèrent simultanément des inégalités profondes liées à la ségrégation. La problématique actuelle des institutions sanitaires et médico-sociales réside dans la nécessité délicate de trouver un équilibre entre la protection indispensable pour les personnes vulnérables et le risque inhérent de les isoler. Ce défi s'intensifie dans le

contexte contemporain, marqué par une volonté accrue d'inclusion, telle que promulguée par la loi sur l'égalité des droits et des chances de 2005.

#### A. Limites

Des limitations sont à considérer. Tout d'abord, la difficulté d'entrer en contact avec les individus les plus vulnérables a constitué un défi majeur, et l'absence de participants présentant une grande vulnérabilité souligne les obstacles inhérents à la recherche dans ce domaine spécifique. Un autre point à considérer est la forte représentation des personnes atteintes de lésions de la moelle épinière dans l'échantillon, ce qui pourrait affecter la représentativité de la diversité des handicaps. La période post-COVID a également apporté son lot de difficultés, tant en termes de participation réduite que d'accès restreint aux institutions. En outre, les différentes modalités de passation, comprenant des entretiens à distance, à domicile, en présentiel ou au centre de recherche, peuvent introduire des variations qui influencent les données recueillies.

#### V. CONCLUSION

En synthèse, cet article offre une contribution significative en plaçant pour une vision holistique dans l'amélioration des parcours de vie des personnes en situation de handicap. Bien que l'amélioration de l'accessibilité physique soit reconnue comme une étape cruciale, l'article souligne avec force que cette seule mesure ne suffit pas à garantir des parcours de vie sans obstacles. Il met en évidence la complexité des facteurs influençant la vie des individus en situation de handicap et préconise une approche intégrée qui transcende les barrières physiques. En conclusion, l'article s'inscrit dans une perspective plaçant pour une transformation de la manière dont la société aborde le handicap. Il offre des pistes concrètes pour orienter les politiques publiques et les actions communautaires vers une approche plus inclusive et adaptée à la diversité des expériences individuelles en situation de handicap.

#### REMERCIEMENTS

Cette étude a été permise par le projet « Handicap Innovation » financé par le « Programme d'Investissement Handicap pour l'Avenir » du gouvernement français.

#### REFERENCES

- [1] M. Jaeger, Une nouvelle temporalité dans l'action sociale et médico-sociale, *Vie Sociale* n° 18 (2017) 45–56. <https://doi.org/10.3917/vsoc.172.0045>.
- [2] World Health Organization, World Bank, World report on disability 2011, (2011). <https://iris.who.int/handle/10665/44575> (accessed December 14, 2023).
- [3] Direction de la recherche, des études, et l'évaluation et des statistiques, Le handicap en chiffre, édition 2023, Panoramas de la DREES, 2023. <https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/publications-communique-de-presse/panoramas-de-la-drees/le-handicap-en-chiffres-edition-2023>.
- [4] S.D. Landes, K.E. McDonald, J.M. Wilmoth, E. Carter Grosso, Evidence of continued reduction in the age-at-death disparity between adults with and without intellectual and/or developmental disabilities, *Research Intellect Disabil* 34 (2021) 916–920. <https://doi.org/10.1111/jar.12840>.

- [5] M. Engelman, H. Jackson, Gradual Change, Homeostasis, and Punctuated Equilibrium: Reconsidering Patterns of Health in Later Life, *Demography* 56 (2019) 2323–2347. <https://doi.org/10.1007/s13524-019-00826-x>.
- [6] I. Ville, E. Fillion, J.-F. Ravaud, T. Shakespeare, G.L. Albrecht, Introduction à la sociologie du handicap: histoire, politiques et expérience, 2e éd, De Boeck supérieur, Louvain-la-Neuve (Belgique), 2020.
- [7] A. Hendriks, UN Convention on the Rights of Persons with Disabilities, *Eur J Health Law* 14 (2007) 273–298. <https://doi.org/10.1163/092902707X240620>.
- [8] World Health Organization, ed., International classification of functioning, disability and health: ICF, Version 1.0, World Health Organization, Geneva, 2001.
- [9] P. Fougereyrolas, International Network on the Disability Creation Process. The Human Development Model—Disability Creation Process—Key Concepts, (2023). <https://riiph.qc.ca/en/hdm-dcp-model/key-concepts/>.
- [10] R. Jenkins, Disability and Social Stratification, *The British Journal of Sociology* 42 (1991) 557. <https://doi.org/10.2307/591447>.
- [11] A. Charruault, Le paradigme du parcours de vie, *Informations Sociales* n° 201 (2020) 10–13. <https://doi.org/10.3917/inso.201.0010>.
- [12] T.F. Liao, C. Hronis, “The Polish Peasant” and the Sixth Life Course Principle, *Polish Sociological Review* (2007) 173–185.
- [13] A. Pellichero, M. Nezan, M.-E. Lamontagne, F. Routhier, W. Allègre, M. Le Goff-Pronost, Social Participation and Perceived Quality of Environment of Adults with Disabilities, *Disabilities* 3 (2023) 680–692. <https://doi.org/10.3390/disabilities3040044>.
- [14] C.L. Shandra, Disability Segregation in Volunteer Work, *Sociological Perspectives* 63 (2020) 112–134. <https://doi.org/10.1177/0731121419842133>.
- [15] K. Latham-Mintus, S.D. Landes, Integrating the Social and Political Dimensions of Disability Into Life Course Theory, in: H.E. Dillaway, C.L. Shandra, A.A. Bender (Eds.), *Research in Social Science and Disability*, Emerald Publishing Limited, 2023: pp. 11–28. <https://doi.org/10.1108/S1479-354720230000014002>.
- [16] S. Gaudet, Comprendre les parcours de vie: une lecture au carrefour du singulier et du social, in: *Repenser la famille et ses transitions: repenser les politiques publiques*, Presses de l'Université Laval, Québec, Qué., 2013: pp. 15–51.
- [17] F. De Coninck, F. Godard, F. De Coninck, L'approche biographique à l'épreuve de l'interprétation: Les formes temporelles de la causalité, *Revue Française de Sociologie* 31 (1990) 23. <https://doi.org/10.2307/3321487>.
- [18] N. Larivière, M. Corbière, eds., *Méthodes qualitatives, quantitatives et mixtes: dans la recherche en sciences humaines, sociales et de la santé*, Presses de l'Université du Québec, Québec, 2014.
- [19] D. Dannefer, Cumulative Advantage/Disadvantage and the Life Course: Cross-Fertilizing Age and Social Science Theory, *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences* 58 (2003) S327–S337. <https://doi.org/10.1093/geronb/58.6.S327>.
- [20] A. Campéon, B. Le Bihan-Youinou, Le développement des dispositifs d'aide aux aidants: une démarche d'investissement social?, *Informations Sociales* n° 192 (2016) 88–97. <https://doi.org/10.3917/inso.192.0088>.
- [21] M. Bresson, L. Dumais, Les paradoxes du recours aux aidants familiaux. L'exemple des politiques de soutien à domicile dans le champ du handicap en France et au Québec, *caf* 124 (2017) 43–52. <https://doi.org/10.3406/caf.2017.3203>.
- [22] L. Andrien, C. Sarrazin, Le risque: usage et déconstruction, in: *Handicap, pour une révolution participative*, Érès, Toulouse, 2022: pp. 73–101. <https://www.cairn.info/handicap-pour-une-revolution-participative--9782749273594-p-73.htm>.

# Soutenir les aidants des personnes dépressives : vers la conception d'une application mobile

Constance Bault  
Laboratoire CHArt  
Université Paris 8  
Saint-Denis, France

Céline Jost  
Laboratoire CHArt  
Université Paris 8  
Saint-Denis, France

**Résumé**—La dépression est une maladie fréquente et lourde de conséquences sur la vie de la personne et de son entourage. La présence d'un aidant est une ressource, et permet un meilleur rétablissement. Cependant, les aidants des personnes dépressives peuvent également être confrontés à leur propre mal-être et la fonction d'aidant impacte beaucoup leur vie (personnelle et professionnelle). Cet article a pour but de résumer les problématiques principales des aidants des personnes dépressives et tente de proposer des pistes pour la conception d'applications mobiles afin de soulager ces problématiques. Les principales fonctionnalités à inclure dans les applications mobiles seraient des informations à propos de la dépression et du statut d'aidant ainsi que des contacts, des auto-évaluations et des partages d'expérience.

**Mots clés**—aidant, dépression, application mobile

## I. INTRODUCTION

La dépression est une maladie fréquente : il est estimé qu'une personne sur cinq en a souffert, en souffre ou en souffrira au cours de sa vie [1]. Elle peut intervenir à tous les âges, et résulte de l'interaction de dysfonctionnements neurologiques, biologiques et psychologiques. Les symptômes impactent toute la sphère gravitant autour de la personne malade. La vie familiale, sociale et professionnelle sont touchées, ce qui peut entraîner des difficultés relationnelles, conjugales ou encore financières. La dépression est lourde de conséquences et peut parfois entraîner le suicide [1] [2].

Ces conséquences n'impactent pas uniquement la personne dépressive : elles touchent également son entourage, et surtout son ou ses aidants familiaux [3] [4] [5] [6]. Un aidant est, selon la loi française, une "personne qui vient en aide, de manière régulière et fréquente, à titre non professionnel, pour accomplir tout ou partie des actes ou des activités de la vie quotidienne d'une personne en perte d'autonomie, du fait de l'âge, de la maladie ou d'un handicap" [7]. La plupart du temps, les aidants ne sont pas rémunérés pour ce temps accordé et utilisent leur temps libre (hors du travail) pour prendre soin de leur proche. L'aidant familial peut être une personne ressource, un élément motivant.

Être aidant est une tâche complexe et intense, entre personne proche du patient et soignant. C'est une posture psychologique difficile à maintenir car la proximité émotionnelle avec le patient entre en conflit avec les décisions à prendre pour assurer les soins de la personne. Il existe également un risque important pour les aidants d'être touchés par la dépression,

en répercussion de l'épuisement et du sentiment de solitude que cette fonction procure [3]. Cela signifie qu'être aidant d'une personne dépressive peut avoir comme difficulté très particulière d'être doublement confronté à la dépression : celle du patient et la sienne. Dans cette configuration très particulière, il est souvent difficile pour les aidants de différencier leurs propres ressentis de l'empathie qu'ils éprouvent pour leur proche [4]. Les signaux d'alerte sont alors souvent négligés, les aidants étant dévoués et focalisés sur leur proche, quitte à s'oublier eux-mêmes. En plus d'autres problématiques (détaillées dans la section III), cela pose un certain nombre de problèmes dans la relation avec le patient et donc dans la qualité de l'aide apportée comme l'expliquera la section II de l'article. Le bien-être des aidants est un prérequis au rétablissement du proche dépressif, notamment parce qu'ils doivent avoir suffisamment d'énergie pour se porter eux-mêmes et pour porter la personne dépressive. L'implication d'un aidant est vraiment un élément moteur, comme le montre l'étude d'Aikens *et al.* qui a évalué l'efficacité d'un programme qui consistait à appeler la personne dépressive une fois par semaine, puis à envoyer à son proche (choisi) un compte-rendu de l'appel avec des conseils. L'équipe soignante recevait également un compte-rendu. Les résultats ont mis en évidence une meilleure adhérence aux traitements ainsi qu'une baisse des symptômes dépressifs, à condition que le proche désigné s'investisse à long terme [8].

L'objectif du travail présenté dans ce papier est de chercher comment soutenir les aidants des personnes dépressives à l'aide d'une application mobile dans le double objectif d'alléger la charge de l'aidant et indirectement d'apporter une aide à la personne dépressive. Cet article propose donc d'étudier les problématiques vécues par les personnes dépressives et par les aidants, d'étudier les aides numériques existantes, et de proposer des pistes pour la conception d'une application mobile à destination des aidants.

La section II de cet article présente les principales difficultés rencontrées par les personnes dépressives afin de comprendre les actions sur lesquelles leur aidant peut intervenir. La section III discute des problématiques de l'aidant de la personne dépressive. Comme il ne semble pas exister d'application mobile permettant d'organiser le quotidien des aidants, la section IV présente les applications qui existent à destination des personnes dépressives de façon à analyser ce que proposent

ces applications et ce dont une application pour les aidants pourrait s'inspirer. La section V propose des pistes de réflexion pour la conception d'une application mobile à destination des aidants des personnes dépressives. Enfin, la section VI présente les perspectives de ce travail et la conclusion.

## II. LA DÉPRESSION

Selon le DSM-V, la dépression est caractérisée par un changement d'état par rapport au fonctionnement habituel de la personne, les symptômes sont variés et plus ou moins présents : tristesse, apathie, manque d'intérêt ou de plaisir, modification du poids, hyper ou hypo activité, fatigue, dévalorisation, difficultés de concentration, pensées suicidaires. De plus, la présence des symptômes doit durer au moins deux semaines en continu pour que la dépression soit caractérisée [9]. Au-delà de l'aspect clinique, la dépression perturbe le quotidien de la personne et de son entourage. Elle peut dégrader l'état de santé de la personne, suite à des comportements nocifs pour elle-même : pas assez ou trop d'alimentation, troubles du sommeil, manque d'activité physique etc.

Au niveau cognitif, la dépression peut engendrer de nombreux troubles. Les principales fonctions cognitives touchées dans le cas d'un épisode dépressif caractérisé sont [10] :

- le fonctionnement exécutif : troubles de l'inhibition, planification de tâches, résolution de problèmes, prise de décision etc.
- l'attention (les troubles associés à cette fonction peuvent être corrélés à la prise de traitements)
- la mémoire : troubles souvent rapportés dans la phase aiguë de la dépression, mais les mécanismes associés à ces troubles ne sont pas encore clairs.

Le fonctionnement cognitif affecte toutes les sphères de la vie du patient et doit être au centre du traitement de la dépression [10]. En plus des fonctions cognitives défaillantes détaillées ci-dessus, la cognition sociale semble également être impactée dans la dépression, même si les avis divergent [11]. La cognition sociale concerne, entre autres, la théorie de l'esprit, la perception sociale ou encore la métacognition [12]. Cette composante de la cognition a un rôle important dans notre perception des autres et dans nos relations. Dans leur article, Billeke *et al.* expliquent que la cognition sociale est dégradée dans la dépression et insistent sur le rôle primordial de la qualité des relations sociales dans le rétablissement et le mieux-être des patients dépressifs [13]. C'est pour cela que la présence d'un aidant familial est un élément qui permet dans la plupart des cas une meilleure prise en charge de la maladie. Une atteinte de la cognition sociale réduit la qualité de vie des patients. Les déficits de théorie de l'esprit semblent corrélés avec le risque de rechute de la dépression et peuvent persister après la rémission [13]. Concernant la reconnaissance des émotions des autres, on observe des résultats contradictoires. Plus précisément et à titre d'exemple, avec la dépression, les visages neutres sont parfois apparentés à des émotions négatives. Les patients ont des difficultés pour reconnaître les émotions positives [14]. Cela est très néfaste car il peut en découler une augmentation de la tristesse et des sentiments

négatifs liés à cette pathologie. On retrouve cependant dans un autre article que les patients dépressifs ne semblent pas avoir de difficultés à évaluer l'état émotionnel des autres, et ne montrent pas de déficit dans la théorie de l'esprit [17].

En ce qui concerne la métacognition, c'est à dire la connaissance que le sujet a de ses propres processus mentaux, on retrouve des difficultés pour se rendre compte et interpréter ses propres émotions, ce qui est en lien avec l'alexithymie (difficultés pour reconnaître et traiter ses propres émotions) qui peut être présente et qui augmente le risque de développer certaines dépressions, notamment la dépression post-partum [15]. La présence de comorbidités ou d'autres troubles psychiatriques chez la personne dépressive peut augmenter les troubles cognitifs : par exemple, personnalité borderline ou anxiété [16]. De plus, les fonctions de la cognition sociale sont influencées par d'autres cognitions. Par exemple, les jugements moraux élaborés requièrent les fonctions exécutives, touchées par la dépression. Ces fonctions exécutives permettent de s'organiser pour atteindre un but. Cela indique que même si la cognition sociale n'est pas touchée en première ligne, elle peut l'être par l'altération d'autres fonctions cognitives. Dans l'étude de Porter-Vignola *et al.*, qui a comparé la cognition sociale d'adolescentes dépressives à celle d'adolescentes non dépressives, la maturité socio-morale semble moins évoluée chez les adolescentes dépressives. Ce paramètre est influencé par l'humeur de la personne et induit des comportements sociaux non appropriés. Plus les symptômes de la dépression sont élevés, moins la maturité socio-morale est évoluée [16]. Les résultats ont permis de mettre en lumière le fait que les patients dépressifs éprouvent plus de détresse empathique (*empathic distress*), et ont tendance à être plus sensibles en ce qui concerne la reconnaissance des émotions négatives (ces deux caractéristiques sont plus fortes chez les patients avec dépression persistante). Les problèmes de cognition sociale augmentent les risques suicidaires et les personnes se mutilant présentent une plus grande détresse empathique [18]. Il ne semble pas y avoir de différence de difficultés de cognition sociale entre les patients dépressifs chroniques ou les patients qui traversent leur premier épisode dépressif [19]. Les patients dépressifs chroniques ont cependant souvent eu le temps de mettre en place des compensations. La sévérité des symptômes dépressifs n'est pas liée à une cognition sociale dégradée. De plus, les traitements peuvent impacter positivement ou négativement cette composante de la cognition [19].

## III. L'AIDANT

Comme énoncé dans la section précédente, la personne dépressive éprouve des difficultés en terme de relations sociales. Cela peut impacter ses relations familiales, et peut générer des conflits avec son aidant. Or, leur présence est un atout majeur au mieux-être de la personne dépressive. La proximité de cet aidant est à la fois un atout et un inconvénient : le proche connaît bien le malade mais cette fonction d'aidant peut entâcher la relation avec le proche malade et le reste de l'entourage. Des conflits peuvent survenir entre l'aidant et la personne dépressive, car la position d'aidant

modifie les relations et instaure de nouvelles habitudes et une communication modifiée.

Nous nous intéressons ici aux aidants non professionnels, issus de l'entourage familial du patient. Dans le cadre de la dépression, les aidants sont le plus souvent la conjointe ou le conjoint, un enfant, une sœur, un frère ou encore une nièce ou un neveu [6] [5]. Les aidants rencontrent des difficultés liées à leur statut. La charge émotionnelle est très importante. L'aidant doit « prendre sur soi » pour aider au maximum son proche sans montrer ses propres limites, et il endure les symptômes de la maladie tout en voyant son proche affaibli et différent de son comportement habituel [6]. Le fonctionnement cognitif d'une personne dépressive est différent : difficultés en termes de cognition sociale, d'attention, de mémoire, de fonctionnement exécutif [10]. Cela peut entraîner des incompréhensions et générer des conflits. Il y a également un fort manque de compréhension de la part de l'entourage de l'aidant et cela peut entraîner des conflits dans la sphère privée comme dans la sphère professionnelle. Les aidants se sentent souvent éloignés et incompris de la part des hôpitaux et des structures de soin [4]. Des problèmes de santé peuvent toucher l'aidant, souvent dus à la fatigue physique et psychologique ; ils peuvent eux-même traverser une dépression [5] [6]. L'intégration de créneaux d'aide à la personne dépressive modifie l'emploi du temps de l'aidant, ce qui peut laisser moins de place aux loisirs et à l'imprévu.

En somme, toutes ces difficultés peuvent ajouter des problèmes dans la sphère personnelle, professionnelle et financière [3] [4].

#### IV. LES APPLICATIONS MOBILES POUR LA DÉPRESSION

Aujourd'hui, les smartphones tiennent une place importante et permanente dans notre vie et peuvent même devenir un outil thérapeutique. Beaucoup d'applications ont été développées pour entretenir la santé et le bien-être des utilisateurs, comme par exemple les applications de méditation, suivi des traitements, prises de rendez-vous, suivi de grossesse. Leur impact est particulièrement positif sur les affections chroniques qui nécessitent un suivi tout au long de la vie [20].

Dans le cadre de la santé mentale et de la dépression, les applications mobiles sont destinées à la personne dépressive elle-même [21]. Elles sont nombreuses et variées. Elles peuvent permettre de prévenir, d'aider au dépistage ou de suivre la dépression [22]. Elles ont des objectifs différents et appartiennent à différentes catégories d'applications, comme par exemple [21] [23] [24] : médecine, santé mentale, sport/fitness, réseaux sociaux, relaxation et méditation, actualités et magazines, jeux, éducation. Elles ne sont pas forcément dédiées uniquement à la santé mentale. Par exemple, des utilisateurs ont rapporté utiliser des réseaux sociaux ou des jeux pour les aider [21] [23]. Certaines applications à destination des personnes dépressives proposent du contenu uniquement dédié à la pathologie. Il existe des applications de Thérapie Cognitivo-Comportementale (TCC) [25] [26] [27] [20] [28], de suivi de l'humeur [25] [24] [23] [28] ou encore d'évaluation de la dépression avec des échelles telles que l'échelle d'Édimbourg

[22] [29]. Cette échelle est à destination des mères ayant récemment accouché. Elle évalue la présence de dépression post-partum en dix questions, qui interrogent la mère sur ses ressentis. L'évaluation des symptômes via une application est intéressante, car la personne peut exprimer ses ressentis en temps direct et en milieu écologique ; cela procure une meilleure fiabilité des symptômes [20].

L'efficacité des applications mobiles pour la dépression n'est pas reconnue et les avis sont partagés et mitigés [30] [27]. Les applications semblent dans certains cas avoir un effet bénéfique sur les utilisateurs, mais cela n'a été mesuré qu'à court terme [26] [24]. Même si elles peuvent avoir un effet positif, leur utilisation est souvent courte, alors que pour obtenir un effet sur le long terme, il faudrait augmenter la fréquence et faire perdurer l'utilisation [26] [29] [27]. L'effet de nouveauté fait rapidement chuter l'utilisation [29]. Cependant, dans certains cas, la démarche et le simple fait de télécharger l'application montre un effet bénéfique [24]. Dans tous les cas, la dépression affecte la motivation et les ressources de la personne : elle néglige souvent ses besoins vitaux, il est donc difficile pour elle de s'engager dans l'utilisation d'une application.

L'accès à ce genre d'application peut permettre à des personnes vivant en milieu rural, n'ayant pas accès à des structures de santé mentale ou étant en liste d'attente des praticiens de santé mentale d'accéder à une première aide psychologique [22] [20].

Du côté des chercheurs et des professionnels de santé mentale, ils reportent souvent que le contenu de ces applications n'est pas assez validé par des professionnels de santé, qu'il manque de rigueur dans leurs évaluations ; il nécessite également plus de transparence et de communication entre les développeurs et les professionnels de santé [24] [22] [30].

Il existe donc beaucoup d'applications à destination des personnes dépressives. Cependant, leur contenu et leur efficacité sur les symptômes dépressifs ne sont pas des éléments prouvés à long terme et l'engagement des patients est souvent insuffisant.

#### V. PISTES DE RÉFLEXION POUR LA CONCEPTION D'UNE APPLICATION MOBILE À DESTINATION DES AIDANTS

##### A. Introduction

L'objectif de cette section est d'une part d'analyser le retour des utilisateurs des applications pour les personnes dépressives afin de déduire les éléments importants à mettre dans une application pour les aidants et d'autre part d'explorer à quelle problématique des aidants une application mobile pourrait apporter une solution et comment. Cette section commence par discuter des applications de façon globale. Ainsi elle présente la **structure générale** des applications existantes puis leurs **caractéristiques** les plus appréciées et enfin décrit les **impacts** de quelques applications qui ont été étudiées dans la littérature. Ensuite la section propose de détailler deux points qui semblent essentiels pour concevoir une application utilisée et utile : la possibilité de **personnaliser** l'application à son utilisateur puis la possibilité de favoriser les **relations**

**humaines** via l'application. Cette section poursuit en détaillant les **problématiques des aidants** issues de deux études de la littérature tout en mettant en lien la manière dont une application mobile pourrait **apporter une solution**. Enfin cette section conclut par quelques **pistes** pour la conception d'une application destinée à assister les aidants de personnes dépressives.

### B. Structure générale des applications

On retient de la section IV que les éléments les plus retrouvés dans les applications à destination des personnes dépressives sont les suivants :

- contenu d'informations sur la pathologie
- suivi de l'humeur
- évaluation de la dépression
- partage d'expériences

Une majorité des applications est basée sur la TCC qui est une thérapie validée scientifiquement et très utilisée pour la prise en charge en psychiatrie. Si on généralise les 4 items ci-dessus, nous constatons qu'une application dédiée à une personne ayant une problématique à gérer est composée de 3 éléments :

- **information** et prise de connaissance sur la problématique : pour pouvoir mettre en place des stratégies de vie permettant de gérer la problématique il est essentiel de savoir à quoi s'attendre.
- **évaluation** : il est important de savoir comment se positionner au regard de sa problématique pour pouvoir agir.
- **communauté** : il est important pour la personne de pouvoir trouver du soutien et des témoignages de la part d'autres personnes vivant la même problématique. Le fait de ne pas se sentir seul est vraiment important psychologiquement.

Pour pouvoir fournir ces trois éléments, il faut que le contenu se base sur les connaissances médicales ou psychologiques appropriées.

### C. Résumé des caractéristiques appréciées

La littérature sur les applications à destination des personnes dépressives met en évidence 4 caractéristiques qui semblent particulièrement appréciées par les utilisateurs :

- **partage d'expériences** : les utilisateurs aiment lire des témoignages d'autres personnes, poser des questions, échanger avec des gens qui vivent la même problématique [24] [23] [25].
- application régulièrement **mise à jour et personnalisée** : les utilisateurs aiment avoir un contenu évolutif qui s'adapte à eux et à leurs besoins [25] [29] [23].
- **suivi de l'humeur** : les utilisateurs aiment avoir un outil qui leur permet de s'évaluer au quotidien [24] [23] [28].
- **acquisition de compétences** : les utilisateurs aiment apprendre des informations qui leur permettent d'augmenter le nombre de stratégies qu'ils peuvent mettre en place (comme les exercices de méditation) [23] [24].

Deux autres caractéristiques semblent intéressantes à étudier, bien que peu citées dans ces études :

- **diversité des formats** : une personne a apprécié pouvoir trouver le même contenu sous plusieurs formes, ce qui est de toutes façons très important pour pouvoir fournir une application accessible au plus grand nombre [25].
- **aspect visuel épuré** : une personne a évoqué l'importance de l'ergonomie de l'application, ce qui rejoint à la fois le besoin de personnalisation et à la fois le fait qu'une application doit être conçue de façon ergonomique [25].

### D. Impacts des applications

L'impact des applications reste encore à démontrer. La littérature ne semble converger vers aucun consensus. Nous avons recensé 4 études importantes conduites pour tester les éléments suivants : l'efficacité d'une application mobile pour la dépression postpartum (100 participantes sur 8 semaines) [28], l'efficacité d'une application mobile couplée à une intervention en ligne menée par une infirmière sur les symptômes dépressifs et les questions de parentalité (113 participantes sur 4 mois) [34], l'utilisabilité d'une application pour la dépression basée sur la TCC à destination des 18-25 ans (15 participants divisés en 3 groupes : patients pendant 12 semaines et professionnels de santé mentale ou chercheurs pendant au moins 7 jours) [26] et l'efficacité d'une application pour la dépression basée sur la TCC (34 participants sur 3 semaines) [29]. Les deux premières études n'ont montré aucune différence d'efficacité entre un groupe utilisant l'application et un groupe contrôle ne l'utilisant pas, bien que les personnes ayant utilisé l'application dans la deuxième étude ont trouvé l'application utile, aidante et simple d'utilisation. Il est à noter que dans la première étude, une fonctionnalité permettant d'ajouter des activités de loisirs à un calendrier semblait promouvoir les comportements sains pour la santé des mères. La troisième étude conclut que les patients ont pu utiliser l'application facilement mais rien ne précise s'ils ont eu une amélioration au niveau de la dépression car l'étude portait sur l'ergonomie de l'application. Seule la quatrième étude a montré un impact positif de l'application avec une amélioration pour les patients ayant utilisé l'application et/ou le suivi de l'humeur : le DAS (Dysfunctional Attitude Scale) avait baissé (qui est corrélé fortement à l'inventaire de dépression de Beck, évaluation largement utilisée pour mesurer la dépression).

### E. Personnalisation de l'application

Dans la littérature, un élément semble être très important à prendre en compte dans la conception des applications : la personnalisation de l'application. Les études menées par Pung *et al.* et Fuller-Tyszkiewicz *et al.* ont toutes deux montré que les utilisateurs apprécient que les applications soient personnalisées et interactives [23] [25]. La seconde étude donne des détails poussés sur le retour des utilisateurs. On peut alors constater que la personnalisation est de deux ordres : **adaptation** en fonction du profil de l'utilisateur et **paramètres** de l'application. D'autres auteurs ont également mis en évidence

le besoin d'adapter l'application à la personne. Par exemple Graham *et al.* ont retenu que le fait de proposer un contenu en fonction des habitudes de la personne dans l'application et de ses préférences était perçu comme bénéfique pour les utilisateurs et favorisait l'utilisation de l'application [29]. Enfin, selon Aguilera *et al.*, il est intéressant d'utiliser l'apprentissage automatique pour adapter les messages à l'utilisateur, par exemple en ajustant le type de message, la fréquence et l'heure d'envoi pour motiver la personne à augmenter son nombre de pas quotidien [31].

#### F. Relations humaines

Un deuxième élément qui semble très important dans les applications est la possibilité d'échanger avec d'autres personnes. Les utilisateurs apprécient le partage d'expériences avec d'autres personnes dépressives [24] [23] [25] ou d'être en contact avec d'autres utilisateurs tout simplement [23]. Ils sont notamment intéressés par des échanges avec d'autres utilisateurs de l'application pour partager leur histoire, des conseils et se sentir moins seul [24]. Les utilisateurs expriment le souhait de pouvoir poser des questions à un professionnel de santé via l'application [24].

#### G. Problématiques principales des aidants

Les deux études menées par Bauer *et al.* [3] et Highet *et al.* [4] ont permis d'obtenir la liste des problématiques des aidants que nous avons regroupées en 5 catégories : émotions, santé, relations, organisation et vie quotidienne.

Émotions :

- sentiment d'être isolé
- inquiétude à propos du proche dépressif (suicide...)
- anxiété et symptômes dépressifs
- tension, surcharge/charge due aux symptômes de la dépression

Santé :

- plaintes somatiques
- problèmes de santé mentale et physique (difficultés/charges émotionnelles)

Relations :

- problèmes relationnels avec le patient/conflits dans la relation avec les autres
- problèmes dans la coopération avec les hôpitaux/structures
- stigmatisation
- manque de compréhension, d'empathie et de soutien
- manque de reconnaissance

Organisation :

- manque de flexibilité dans l'emploi du temps, moins de loisirs/perte d'autonomie
- prise de contrôle sur la vie du patient (emploi du temps, traitements, etc.)
- mauvaises stratégies face aux problèmes (coping)

Vie quotidienne :

- dépenses additionnelles/problèmes financiers
- effets sur le travail

#### H. Application mobile : premières idées

Dans cette dernière partie, nous tentons d'explorer comment une application mobile pourrait apporter une solution ou pas aux problématiques énoncées dans la partie précédente.

**Pour la partie informations**, il serait intéressant de proposer des contacts d'associations pour les aidants, qui peuvent informer sur les démarches et avoir un rôle de médiateur entre toutes les composantes de la vie de l'aidant. Cela pourrait leur apporter de l'aide pour les difficultés relationnelles, le lien avec les hôpitaux/structures, le manque de compréhension et de reconnaissance ainsi que les effets sur le travail. Un calendrier séparant les temps travail/aidant/loisirs permettrait à l'aidant de répartir les activités sur sa semaine, ce qui pourrait l'aider dans l'organisation et diminuer le manque de flexibilité qui résulte de la fonction d'aidant. Il est également possible, en France, d'être rémunéré pour sa fonction d'aidant, mais cela représente des démarches ; il serait intéressant de mettre à disposition des informations et de proposer les liens vers les démarches à effectuer.

**Pour la partie évaluation**, la présence de questionnaires auto-administrés et présentant un résultat simple de compréhension permettrait aux aidants d'évaluer leurs symptômes et de prendre conscience qu'eux-même sont confrontés à ces difficultés, ce qui pourrait leur apporter de l'aide en ce qui concerne l'anxiété et les symptômes dépressifs. Il serait intéressant d'informer l'aidant sur les liens corps/esprit et de proposer des contacts pour les problématiques liées à la santé (plaintes somatiques et problèmes de santé physique et mentale). Un système de télébienveillance, afin de veiller sur son proche à distance, pourrait diminuer l'inquiétude que l'aidant exprime. Cela permettrait de préserver la vie professionnelle et personnelle de l'aidant.

**Pour la partie communauté**, un espace partage d'expériences permettrait de soulager différentes problématiques : le sentiment d'isolement, l'anxiété et les symptômes dépressifs, les problèmes relationnels (avec le patient et les autres personnes), les problèmes dans la coopération avec les hôpitaux et structures, la stigmatisation et le manque d'empathie, de compréhension et de soutien. Cela permettrait un espace d'échange dans lequel les aidants pourraient discuter et partager avec d'autres aidants vivant des situations similaires.

**D'un point de vue général**, l'application se doit d'être simple d'utilisation et présenter des informations concrètes. Il est également important que les informations proposées et les liens soient régulièrement mis à jour.

## VI. CONCLUSION

Cet article avait pour but d'énoncer des pistes de réflexion pour la conception d'une application à destination des aidants des personnes dépressives. Cette application aurait comme objectifs d'alléger leur charge et d'aider le patient dépressif par leur intermédiaire. Il est important de considérer qu'une application peut être perçue comme invasive par l'aidant ou la personne dépressive [20]. De plus, elle serait à utiliser en complément d'un suivi psychiatrique et psychologique traditionnel [20], ou être un support pour le mieux-être des

aidants et des personnes dépressives. Comme énoncé dans les références citées, il est nécessaire que cette application et son contenu soient validés scientifiquement et il serait judicieux de proposer un outil open source, afin de limiter les coûts et de multiplier les applications [20]. De la section IV, on retient les problématiques suivantes : Comment faire perdurer l'utilisation de l'application ? Comment augmenter la fréquence d'utilisation ? Comment assurer la validation de l'application par des professionnels de santé ? En ce qui concerne les perspectives, l'objectif prochain est la conception des maquettes d'une application prenant en compte les pistes énumérées dans cet article, en collaboration avec des professionnels de santé mentale et des aidants. Ensuite, la conception de cette application est envisagée, puis son évaluation d'abord avec des professionnels puis avec des aidants.

#### RÉFÉRENCES

- [1] "Dépression mieux la comprendre pour la guérir durablement," 2017, visité le 3 janvier 2024. [Online]. Available : <https://www.inserm.fr/dossier/depression/>
- [2] X. Briffault, *La fabrique de la dépression : Observer, comprendre, agir*. Armand Colin, 2010.
- [3] R. Bauer, F. Koepke, L. Sterzinger, and H. Spiessl, "Burden, rewards, and coping—the ups and downs of caregivers of people with mental illness," *The Journal of nervous and mental disease*, vol. 200, no. 11, pp. 928–934, 2012.
- [4] N. J. Highet, B. G. McNair, T. A. Davenport, and I. B. Hickie, "“how much more can we lose?” : Carer and family perspectives on living with a person with depression," *Medical Journal of Australia*, vol. 181, pp. S6–S9, 2004.
- [5] A. M. Heru and C. E. Ryan, "Burden, reward and family functioning of caregivers for relatives with mood disorders : 1-year follow-up," *Journal of Affective Disorders*, vol. 83, no. 2-3, pp. 221–225, 2004.
- [6] L. A. M. González, Y. M. P. Romero, M. R. López, M. Ramírez, and M. C. Stefanelli, "The experience of family caregivers of older people with depression," *Revista da Escola de Enfermagem da USP*, vol. 44, pp. 32–39, 2010.
- [7] "Loi n° 2015-1776 du 28 décembre 2015 relative à l'adaptation de la société au vieillissement (1)," 2015, visité le 18 janvier 2024. [Online]. Available : <https://www.legifrance.gouv.fr/loda/id/JORFTEXT000031700731>
- [8] J. E. Aikens, R. Trivedi, A. Heapy, P. N. Pfeiffer, and J. D. Piette, "Potential impact of incorporating a patient-selected support person into mhealth for depression," *Journal of general internal medicine*, vol. 30, pp. 797–803, 2015.
- [9] A. P. Association *et al.*, *DSM-5-Manuel diagnostique et statistique des troubles mentaux*. Elsevier Masson, 2015.
- [10] Å. Hammar and G. Årdal, "Cognitive functioning in major depression—a summary," *Frontiers in human neuroscience*, vol. 3, p. 728, 2009.
- [11] U. Tekin, H. S. Eremiş, A. Satar, A. N. Aydın, S. Köse, and T. Bildik, "Social cognition in first episode adolescent depression and its correlation with clinical features and quality of life," *Clinical child psychology and psychiatry*, vol. 26, no. 1, pp. 140–153, 2021.
- [12] N. Ladegaard, E. R. Larsen, P. Videbech, and P. H. Lysaker, "Higher-order social cognition in first-episode major depression," *Psychiatry research*, vol. 216, no. 1, pp. 37–43, 2014.
- [13] P. Billeke, S. Boardman, and P. Doraiswamy, "Social cognition in major depressive disorder : A new paradigm?" *Translational Neuroscience*, vol. 4, no. 4, pp. 437–447, 2013.
- [14] A. J. d. L. Bomfim, R. A. d. S. Ribeiro, and M. H. N. Chagas, "Recognition of dynamic and static facial expressions of emotion among older adults with major depression," *Trends in psychiatry and psychotherapy*, vol. 41, pp. 159–166, 2019.
- [15] S. Diop, L. Turmes, C. Specht, S. Seehagen, G. Juckel, and P. Mavrogiorou, "Capacities for meta-cognition, social cognition, and alexithymia in postpartum depression," *Psychiatry Research*, vol. 309, p. 114430, 2022.
- [16] E. Porter-Vignola, L. Booij, È. M. Dansereau-Laberge, P. Garel, G. B. Chartier, A. G. Seni, M. H. Beauchamp, and C. M. Herba, "Social cognition and depression in adolescent girls," *Journal of Behavior Therapy and Experimental Psychiatry*, vol. 76, p. 101750, 2022.
- [17] N. Struck, T. Gärtner, T. Kircher, and E.-L. Brakemeier, "Social cognition and interpersonal problems in persistent depressive disorder vs. episodic depression : the role of childhood maltreatment," *Frontiers in psychiatry*, vol. 11, p. 608795, 2021.
- [18] S. Senna, B. Schwab, H. M. Melo, A. P. Diaz, and M. L. Schwarzbold, "Social cognition and suicide-related behaviors in depression : a cross-sectional, exploratory study," *Brazilian Journal of Psychiatry*, vol. 44, pp. 639–643, 2022.
- [19] N. Ladegaard, P. H. Lysaker, E. R. Larsen, and P. Videbech, "A comparison of capacities for social cognition and metacognition in first episode and prolonged depression," *Psychiatry Research*, vol. 220, no. 3, pp. 883–889, 2014.
- [20] J. T. Grossman, M. R. Frumkin, T. L. Rodebaugh, and E. J. Lenze, "mhealth assessment and intervention of depression and anxiety in older adults," *Harvard review of psychiatry*, vol. 28, no. 3, p. 203, 2020.
- [21] A. Teles, I. Rodrigues, D. Viana, F. Silva, L. Coutinho, M. Endler, and R. Rabêlo, "Mobile mental health : A review of applications for depression assistance," in *2019 IEEE 32nd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*. IEEE, 2019, pp. 708–713.
- [22] A. Dosani, H. Arora, and S. Mazumdar, "mhealth and perinatal depression in low-and middle-income countries : a scoping review of the literature," *International journal of environmental research and public health*, vol. 17, no. 20, p. 7679, 2020.
- [23] A. Pung, S. L. Fletcher, and J. M. Gunn, "Mobile app use by primary care patients to manage their depressive symptoms : qualitative study," *Journal of medical Internet research*, vol. 20, no. 9, p. e10035, 2018.
- [24] A. Ahmed, N. Ali, A. Giannicchi, A. A. Abd-alrazaq, M. A. S. Ahmed, S. Aziz, and M. Househ, "Mobile applications for mental health self-care : A scoping review," *Computer Methods and Programs in Biomedicine Update*, vol. 1, p. 100041, 2021.
- [25] M. Fuller-Tyszkiewicz, B. Richardson, B. Klein, H. Skouteris, H. Christensen, D. Austin, D. Castle, C. Mihalopoulos, R. O'Donnell, L. Arulka-dacham *et al.*, "A mobile app-based intervention for depression : End-user and expert usability testing study," *JMIR mental health*, vol. 5, no. 3, p. e9445, 2018.
- [26] T. McCloud, R. Jones, G. Lewis, V. Bell, E. Tsakanikos *et al.*, "Effectiveness of a mobile app intervention for anxiety and depression symptoms in university students : randomized controlled trial," *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 8, no. 7, p. e15418, 2020.
- [27] J.-M. Seo, S.-J. Kim, H. Na, J.-H. Kim, and H. Lee, "Effectiveness of a mobile application for postpartum depression self-management : Evidence from a randomised controlled trial in south korea," in *Healthcare*, vol. 10, no. 11. MDPI, 2022, p. 2185.
- [28] J.-W. Hur, B. Kim, D. Park, and S.-W. Choi, "A scenario-based cognitive behavioral therapy mobile app to reduce dysfunctional beliefs in individuals with depression : a randomized controlled trial," *Telemedicine and e-Health*, vol. 24, no. 9, pp. 710–716, 2018.
- [29] A. K. Graham, C. J. Greene, M. J. Kwasny, S. M. Kaiser, P. Lieponis, T. Powell, and D. C. Mohr, "Coached mobile app platform for the treatment of depression and anxiety among primary care patients : a randomized clinical trial," *JAMA psychiatry*, vol. 77, no. 9, pp. 906–914, 2020.
- [30] Z. Tsai, A. Kiss, S. Nadeem, K. Sidhom, S. Owais, M. Faltyn, and R. J. Van Lieshout, "Evaluating the effectiveness and quality of mobile applications for perinatal depression and anxiety : A systematic review and meta-analysis," *Journal of affective disorders*, vol. 296, pp. 443–453, 2022.
- [31] A. Aguilera, C. A. Figueroa, R. Hernandez-Ramos, U. Sarkar, A. Cemballi, L. Gomez-Pathak, J. Miramontes, E. Yom-Tov, B. Chakraborty, X. Yan *et al.*, "mhealth app using machine learning to increase physical activity in diabetes and depression : clinical trial protocol for the diamante study," *BMJ open*, vol. 10, no. 8, p. e034723, 2020.

# Nos incomplétudes respectives

## Des corps altérés à l'éthique de l'altérité

Isabelle Bazet, Iheb Garbaya, Philippe Marrast  
 CERTOP UMR 5044 CNRS, axe Santé et Alimentation  
 IUT de Tarbes, Département MMI, UT-TOP  
 Université de Technologie Tarbes Occitanie Pyrénées  
 [isabelle.bazet],[iheb.garbaya],[philippe.marrast]  
 @iut-tarbes.fr

Etienne Ceretto  
 Fans4All, Responsable scientifique  
 6, rue Galilée 75116 Paris

**Résumé**—L'article collectif que nous proposons décrit une approche transversale et une éthique particulière du design technique, basées sur l'altérité et sur la reconnaissance de nos incomplétudes respectives. Nous montrerons comment cette approche nourrit notre méthodologie de conception de technologies d'assistance pour des personnes avec des difficultés d'audition et d'élocution. Nous prenons en compte les dimensions humaines en questionnant la corporéité comme forme alternative à la communication orale, ainsi que la reconnaissance de l'altérité comme caractéristique fondamentale dans nos processus de design. Nous interrogeons également la dimension sociétale à travers le projet d'autonomisation des pilotes dans leur pratique aéronautique fortement réglementée et contrainte.

**Mots clés** : *aéronautique, design inclusif, altérité, corporéité, capacités*

### I. LE CONSORTIUM FANS4ALL

#### A. *Design inclusif d'un Dispositif Multimodal de Suppléance Communicationnelle*

Notre projet de recherche se développe autour d'une forme singulière de design inclusif, que nous définissons comme une activité collaborative et itérative de construction d'artefacts numériques de suppléance à la communication orale d'informations nécessaires au pilotage. Cette activité collective et interdisciplinaire consiste à concevoir, développer puis tester des dispositifs digitaux imaginés avec et pour des personnes présentant des difficultés d'audition et d'élocution, que nous appellerons dans la suite de ce document pilotes HSI pour Hearing and Speaking Impaired [1].

La focale de cet article porte sur l'étendue du travail de co-design et plus particulièrement sur les méthodes de travail que nous avons mobilisées dans ce programme et qui progressivement nous ont amené à caractériser les interactions à l'aune des matérialités des environnements, de la corporéité et de l'altérité dans l'activité de design collaboratif. Nous proposons d'explorer la question de la construction du sens via l'observation du corps au travail et du corps travaillé par les situations, la pratique aéronautique, les règles et les normes qui les structurent.

Afin de permettre à des pilotes avec des difficultés d'audition et d'élocution de pouvoir voler de façon autonome

en espace aérien contrôlé, le programme de recherche opérationnelle et scientifique FANS4All (<https://fans4all.org/>) développe depuis 2017 un dispositif silencieux et multisensoriel (vue, toucher notamment) de suppléance à la communication (DSMC) pour équiper les échanges normalement vocaux d'informations entre pilote et contrôleur.

Ce point de départ nous amènera dans une première partie à présenter les expériences de terrain qui ont caractérisé notre démarche exploratoire et empirique afin de montrer et de questionner les manifestations des corps en action dans les scènes interactionnelles. La question centrale que nous allons tâcher d'explorer dans cet article consistera ensuite à interroger et caractériser les formes singulières d'expression corporelle que nous avons pu observer durant nos activités de recherche : que nous disent les corps quand nous sommes en train de construire ces dispositifs dans les différentes situations expérimentales que nous avons mises en oeuvre : interviews, ateliers de co-conception, sessions de brief et de formation sur les scénarios de vols et les différents concepts aéronautiques, vols en simulateurs, vols de tests en avion, ...

Enfin, nous montrerons comment l'inclusivité dans le design de notre dispositif de suppléance, prise dans une acception large, permet de développer une méfis collective performante. Elle crée les lieux, les temps, les concepts et les formes communicationnelles propices à la rencontre et à la mise *en dispositions* vis-à-vis du dispositif de suppléance, les personnes en situation de handicap, les universitaires, les acteurs de l'ingénierie technique, les professionnels de la réglementation aérienne et aéromédicale. Autant d'arènes qui reposent sur des habiletés qu'il s'agit de révéler et de coordonner pour échafauder et conduire afin qu'advienne le design inclusif.

#### B. *Focale : Matérialités, corporéité et interactions pour interroger l'altérité*

Quelles sont les questions et les enjeux en termes de design inclusif soulevés par l'analyse de la photographie ci-dessous : manifestement, le corps des pilotes HSI et des étudiants observateurs ou acteurs de la scène est extraordinairement impliqué. Les gestes expriment l'intensité d'une émotion, l'engagement dans l'interaction, la volonté de répondre précisément à une question précise, d'attendre une réponse ou

des compléments... À quels stimuli les corps répondent-ils? Comment le langage du corps sera-t-il interprété par l'interlocuteur? Qu'est ce que la littérature nous dit à propos de ce qui se joue dans cette scène, dans cette "arène des habiletés techniques" ? [2][3]. Comment pouvons-nous questionner les attitudes des corps et les habiletés sensorielles forcément extra-ordinaires, pour des personnes en situation de handicap impliquées dans un processus de recherche action et de co-design technique?



Figure 1 : Co-design de pictogrammes avec les pilotes HSI

Cette illustration issue d'éléments d'observations, met en lumière le travail accompli avec les pilotes HSI. Elle offre une entrée en matière sur la manière dont les informations prennent forme et sont interprétées dans un contexte où nous envisageons la corporéité et ses manifestations comme un élément important voire fondateur de la communication [3], [4]. Cette réflexion nous amène à considérer comment les pilotes HSI s'expriment à travers diverses formes corporelles pour jouer un rôle actif dans ce processus. De plus, cette illustration soulève la question de la compréhension du langage du corps : de quelle manière peut-il être interprété par les interlocuteurs, notamment en fonction de leur regard professionnel, disciplinaire ou académique?

Pour éclaircir l'intrigue que constitue le travail de co-design éthique, nous l'appréhenderons en tant qu'activité technique telle que définie par Dodier [5] comme "l'ensemble des interventions des hommes nécessaires pour réguler les rapports d'un objet technique avec son environnement de telle sorte qu'il ne se détruise pas, et réalise un certain équilibre malgré les variations de son milieu". Cette activité technique de conception est loin d'être triviale tant elle met en jeu des arènes marquées par l'altérité des parties prenantes au sein du consortium et remet au centre du jeu le travail de réglage autour de nos propres échanges - comment s'entendre ? - et comment négocier autour des "objets techniques" en construction? Comment rendre compte des expériences respectives au sein de ces arènes dont nombre d'entre-elles sont intériorisées dans des habitudes, des usages ou des réflexes et que se pose d'emblée la question criante de leur traduction dans un langage explicite - dont les formes et les

modalités sont ici à inventer. Il s'agit dès lors de parvenir à mettre en place dans ces arènes un champ d'attention ouvert à nos altérités et à réunir les conditions pour que puissent émerger les "appuis décisifs de l'individu, qui sont soit en lui, dans son corps, soit entre l'objet et lui, mais forgés par lui-même." [5] ... et que les conditions de leur formalisation et de la mise en dialogue auprès du collectif de co-design puissent être garanties.

Nous considérons la corporéité comme la production de sens du corps en action dans son environnement, qui vit et interagit. Il s'agit dès lors de s'interroger sur la production de sens à travers le décodage des attitudes corporelles : en quoi le corps rend possible ou enrichit l'interaction, qui dans son étymologie même, suggère l'idée d'une action mutuelle, en réciprocité, de plusieurs éléments? [6] " La corporéité représente alors la matrice de chaque transformation de l'action de l'œuvre, de l'agir dans le faire, elle est donc les racines même de facultés créatrices de l'homme, de la pensée et de l'art" [7]. Dans ce contexte, Emmanuel Lévinas affirme que "Toute action que nous faisons et toute relation que nous construisons mettent en jeu notre corporéité", c'est-à-dire que notre régime attentionnel, qui est producteur d'actions corporelles, nous met en jeu, dans le jeu. C'est aussi "notre moyen de saisir le monde" selon Merleau ponty [8].

Cette interaction et cette réciprocité, qui connectent le corps à la situation, donnent naissance à des espaces, à des formes invisibles et des expériences qui transcendent les limites conventionnelles, accueillant la diversité, célébrant l'inclusivité et créant une interaction avec le médium qui forme un " théâtre sans théâtre ", selon Andrieu Bernard dans son manifeste des arts immersifs, où le récepteur devient ainsi l'acteur principal comme l'illustre la photo introductive de cette partie [9]. Cela souligne l'intentionnalité et oriente les corps à agir spontanément, sans avoir besoin d'être contraints par des mécanismes internes, créant ainsi un état d'être naturel et authentique dans les situations de design.

## II. EXPÉRIENCES DE TERRAIN

### A. Accorder les corps : La négociation corporelle du sens

Dans les premiers temps du processus de conception technique, l'attention du consortium s'est portée sur la définition des fonctions auxquelles les différents composants du Dispositif de Suppléance devaient répondre. Nous avons adopté une approche d'ingénierie et d'élicitation des exigences compréhensive, centrée sur les pratiques spécifiques de communication en vol ou en simulateur des pilotes HSI que nous avions préalablement observées et caractérisées.

Il nous a fallu créer des pictogrammes, imaginer des messages haptiques, développer l'interface utilisateur de la tablette tactile, concevoir et mettre en œuvre des scénarios de vols adaptés, et vérifier l'intelligibilité des messages et l'efficacité globale du dispositif de suppléance lors de différentes séquences de tests puis de simulation. Nous étions tout entiers focalisés sur la définition de l'équipement de

suppléance à la communication, sur la caractérisation des besoins spécifiques des pilotes HSI et sur l'évaluation de l'efficacité du prototype en construction. Les différentes sessions de travail qui ont servi ce processus itératif nous ont permis de constater que la barrière de la communication orale ne se limitait pas aux seules situations de communication sol-bord entre pilote HSI et contrôleur, et qu'elle devait être adressée en permanence pour permettre nos échanges et nos collaborations en phase de design.

La question du corps et plus largement de la corporéité des pilotes HSI, mais également des "entendants", dans ces situations d'interaction est ainsi devenue, chemin faisant, une question centrale pour le consortium, soucieux de travailler pour des personnes en situation de handicap, mais surtout avec elles. En incluant les pilotes HSI activement dans toutes les étapes du processus, nous en sommes venu à nous poser la question de comment inclure également des "entendants" : des chercheurs de différentes disciplines scientifiques, des pilotes instructeurs, des aéroclubs, ou des acteurs de la sécurité aérienne ou de la réglementation dans ce processus collaboratif. Comment les disposer à "entendre" ce qui se jouait dans cette arène singulière? Nous considérons ainsi que la reconnaissance de l'altérité, le regard porté vers les attitudes corporelles ainsi que l'agencement des situations interactionnelles ou leur équipement technique permettant collectivement de nous "entendre", nous a conduit à développer des formes particulières d'interactions vertueuses. Ces interactions nourrissent littéralement nos réflexions de chercheurs, de designers et bien sûr d'humains désireux de nous accorder afin de porter ensemble un projet singulier.

Différentes phases de travail ainsi équipées ont permis de structurer la conception et de voir progressivement émerger une solution globale pour le dispositif de suppléance.

1) Phase de préparation du vol - élaboration des scénarios



Figure 2 : Co-conception de scénarios à l'écran tactile

Cette phase correspond à l'ingénierie du protocole de vol qui servira ensuite à tester le dispositif selon un cas d'usage spécifique (tour de piste, entrée en zone de contrôle,

atterrissage, ...). Nous avons mis en œuvre une modalité de design qui permet un engagement corporel actif dans la co-construction interactive et des scénarios de vol. Il s'agit d'un espace de travail collaboratif associé à un tableau interactif qui projette et met à disposition des pilotes HSI et de l'ingénieur-instructeur, des éléments visuels manipulables et modifiables (cartes, pictogrammes, éléments langagiers,...).

Comme le montre l'illustration ci-avant, le corps se met au travail pour participer physiquement à l'acquisition des différents éléments et concepts qui structurent et explicitent les caractéristiques du scénario de vol. Le résultat de cette session est modélisé sous forme d'arbre à choix structuré autour de différents "points de contact", correspondant à des moments d'échanges entre pilote et contrôleur, et de prise de décision sur les actions à mener (figure 3). Lors de l'interaction avec la tour de contrôle c'est l'information portée conjointement par le message vibratoire combiné à l'interface de la tablette qui permet au pilote à bord de prendre une décision de pilotage et de navigation.

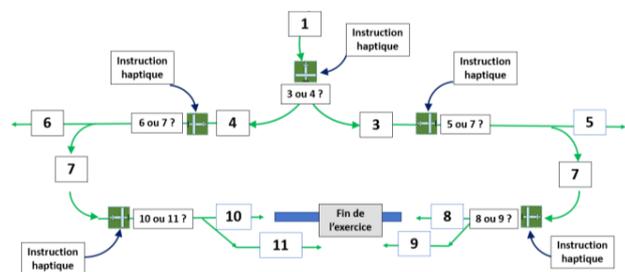


Figure 3 : Modélisation par un arbre à choix et points de contact

L'hypothèse prise ici, et valable pour l'ensemble des réflexions émises dans cet article, est que le pilote n'a pas la capacité, à bord, de lire des textes qui seraient la transposition écrite de la phraséologie vocale, pour des raisons de charge cognitive et de dispersion visuelle, d'où le recours notamment aux pictogrammes et aux messages vibratoires pour codifier les échanges sur chaque point de contact.

2) Préparation pédagogique

Une fois stabilisé et modélisé le scénario de vol lié au cas d'usage que nous souhaitons explorer, une phase pédagogique opérée par un pilote instructeur va permettre aux pilotes HSI de préparer soit le vol de test en avion, soit le vol simulé.

L'objectif de cette préparation consiste à mettre en œuvre le vol en question en intégrant un rappel des règles aéronautique. Le corps apprenant se voit discipliné par les 2 composantes sécuritaire et réglementaire de la pratique aéronautique. Lors de cette phase d'autres caractéristiques viennent enrichir le cas d'étude d'éléments concrets : quantité de carburant, marges de sécurité, contrôles au décollage...



Figure 4 : Brief avec le pilote instructeur avant simulation

Le corps qui était sur le devant de la scène lors de la première phase se trouve ici travaillé par la situation pédagogique. Il devient récepteur d'injonctions à une attention renforcée à l'environnement de vol et aux règles, caractéristiques de la pratique de pilotage et de navigation.

### 3) Phase de simulation ou de vols de test

Plusieurs modalités de test ou de simulation ont été envisagées.



Figure 5 : Répétition au pédi-simulateur

Le "pédi-simulateur" illustré ci-dessus permet une visualisation très simplifiée du contexte aéronautique. Du scotch au sol matérialise les points de contact et certains repères. Cette modélisation est nécessaire et suffisante pour réviser les scénarios et pour tester l'activité de communication pilote-contrôleur en éliminant les contraintes et la charge cognitive liées à l'activité de pilotage et de navigation.

Le pilote met en corps la situation d'activité de communication avec le contrôle aérien. Il y explicite, verbalement, par pointage et arrêt de sa marche, les actions qu'il doit mener à chaque point de contact (poursuivre ou maintenir) et mime corporellement la scène (sortie du train d'atterrissage, sortie des volets, diminution des gaz,...).

Lorsque nous regardons le pilote nous pouvons nous projeter dans la situation, nous imaginer à sa place. A travers ses mimiques, il nous invite à partager sa façon de vivre l'expérience de vol. Le pilote met en jeu des singularités de situation et sollicite une lecture particulière et attentive de la part des observateurs. Ce faisant, il nous livre physiquement son besoin, par un mécanisme d'écriture du corps [7], donnant ainsi toute son épaisseur à la question de l'activité de design inclusif telle que nous l'envisageons dans le consortium.

### III. INVISIBILISATION ET CAPABILITÉS : LE CORPS RACCORD COMMUNICATIONNEL

L'exploration des réalités, qu'elles soient visibles ou invisibles, prend vie à travers une diversité d'expériences. Lorsque nous plaçons les corps au cœur des dualités entre le visible et l'invisible dans le cadre d'un design inclusif pour les pilotes HSI. La répétition en préparation au spectacle vivant orchestré par le consortium nous confronte à la dichotomie entre ce qui est exposé au regard et ce qui demeure dissimulé. Cette dynamique entre en contradiction avec la perspective de Guy Debord dans sa "société du spectacle"[10], où tout est considéré comme artifice. Selon Debord, "tout ce qui était directement vécu s'est éloigné dans une représentation." Dans notre approche, la communication devient un élément constitutif essentiel du processus de co-design. Cette perspective suggère une vision de la réalité en tant qu'entité médiatisée, altérée ou fabriquée par des représentations, des images telles que des pictogrammes ou des schémas, ainsi que par les médias, plutôt que d'être une expérience directe et authentique.

Dans cette optique, tout ce qui est directement vécu lors de la présentation des pictogrammes, les échanges sur la forme idéale qui donnent sens, est perçu par les pilotes HSI comme s'éloignant de sa nature authentique lorsqu'il est médiatisé ou représenté. C'est "la raison sensible", selon Jean-Jacques Boutaud [11], qui produit l'affect des représentations mentales et du sentiment d'appartenance [12, p. 7].

Les interactions, du fait de nos incomplétudes respectives à les figurer, présentent des limitations au niveau de la fiabilité des informations, quelles que soient leurs formes et leur nature. Il devient donc impératif de créer des registres et des modes adaptés, permettant de faire émerger des interactions équipées qui adressent spécifiquement la situation de communication altérée, afin de permettre aux pilotes HSI de devenir pleinement acteurs de leur pratique.

Dans cette approche transversale, toutes les situations de design, les processus de co-conception, de scénarisation, d'apprentissage, de tests, de simulation, et de validation ont

une égale importance dans notre travail. Chacune renseigne et enrichit notre compréhension des interactions et nous permet progressivement de comprendre les constituants d'une situation de communication altérée et de tâcher d'y répondre à travers notre dispositif de suppléance communicationnelle dont on voit que le périmètre s'étend largement au-delà de la communication pilote-contrôleur.

Lorsque l'attention se porte à ce qui caractérise nos différences, aux éléments qui produisent une situation de communication altérée, nous développons une forme de vigilance organisationnelle et communicationnelle qui oriente les expérimentations vers une prise d'action plus impliquante. Intégrer ces démarches expérimentales dans le cadre de la représentation du "client" pose déjà une difficulté intrinsèque, même en l'absence de situations de handicap. Il nous apparaît ainsi incontournable d'adopter une approche où l'on agit "avec" la personne autant que "pour" elle, afin de limiter au maximum les effets de ventriloquie du concepteur sur le "client", dont nous savons désormais que nous ne le connaissons que très partiellement.

Cette perspective d'action conjointe garantit une conception plus authentique, assurant que les besoins et les expériences réelles de la personne sont pris en compte avec un soin très particulier apporté à la qualité et aux sens des interactions que nous avons avec elle, quelle que soit leur nature, dans le processus de design. Lors des ateliers de conception et d'apprentissage, la découverte et l'assimilation de l'interface des tablettes, des pictogrammes, des images, du texte et de la présence haptique représentent un défi particulier. Dans ces contextes, l'observation du geste prend un relief singulier, par exemple, hocher la tête pour montrer la compréhension, son accord, ou encore sa reconnaissance d'une information. Cependant, ce geste peut également exprimer des nuances subtiles, comme une approbation réservée ou une compréhension partielle. Corollairement, l'expression du désaccord peut être manifestée de diverses façons, allant d'un simple signe de tête négatif à des gestes plus expressifs du visage ou du corps.

Ce constat nous amène à déchiffrer que chaque gestuelle est porteuse d'une signification implicite, et que chaque participant peut exprimer son accord ou son désaccord de manière unique. Il devient donc essentiel de tracer et de décoder l'implicite derrière chaque geste, de tenir compte des nuances individuelles et de favoriser une compréhension plus approfondie des réponses non verbales afin d'ajuster au mieux le dispositif multimodal. Ensuite, dans chaque cas de figure, l'environnement exerce une influence considérable sur la manière dont l'interaction corporelle est catégorisée, accentuant ainsi la complexité des situations.

Dans le cadre du pédi-simulateur, le marquage au sol a été exploré comme moyen de guider les pilotes dans l'espace et de renforcer la compréhension des scénarios par l'utilisation de supports visuels et interactifs pour rendre les informations plus tangibles, facilitant ainsi l'assimilation des scénarios.

La présence d'éléments abstraits, même éloignés de l'environnement de vol réel, contribue à la formulation d'une image mentale et au développement de l'imagination situationnelle. L'introduction d'éléments abstraits dans les scénarios de vol vise à stimuler l'esprit des pilotes, les encourageant à visualiser des situations et des interactions de manière plus concrète. En faisant appel à des éléments tels que des symboles, des schémas ou des représentations visuelles, les pilotes peuvent créer des images mentales qui représentent des concepts ou des scénarios spécifiques. Cela leur permet de se représenter mentalement les différentes étapes, les relations entre les éléments et les actions à entreprendre. En outre, la simulation, et le co-design offrent une confrontation avec l'altérité, c'est-à-dire une mise en présence de la diversité et de la différence. Cette confrontation encourage une réflexion approfondie sur les différentes perspectives et expériences, favorisant ainsi une approche plus inclusive et sensible dans le processus de conception et de communication avec les pilotes malentendants.

Le corps, souvent entravé par ses limitations, devient un moyen d'expression puissant, permettant au consortium de dépasser certaines barrières de communication et de rendre l'inaccessible perceptible et plus explicite à travers le dispositif de suppléance communicationnelle. Le corps équipé de ces dispositifs dans des situations spécifiques, devient ainsi une machine à écrire le présent, à manifester la présence. Le corps devient une machine à communiquer à travers divers mécanismes et formes corporelles. Le corps, authentique ou influencé par des dispositifs, devient un objet d'étude central dans la compréhension et la caractérisation des situations. Cette dynamique met en lumière les liens entre la sociologie du travail, la médecine aéronautique et les normes médicales et sociales du corps "capable". Ces réflexions s'inscrivent dans la lignée des idées de Canguilhem sur le normal et le pathologique, explorant la relation complexe entre le corps, la science et les normes sociétales[13].

#### IV. RÉSULTATS ET PERSPECTIVES : LA BIENVEILLANCE DISPOSITIVE

Être appareillé est une condition nécessaire mais pas suffisante pour adresser les questions de perception des situations, de prise de décision ou de capacité d'action sur le monde. Nous nous sommes aperçus au fil des ateliers de co-conception, des sessions de formation ou de simulation qu'il nous fallait désormais explorer les capacités communicationnelles corporelles des pilotes, des instructeurs et des autres intervenants.

Au début de notre travail de recherche, le corps était considéré uniquement comme le réceptacle des informations transmises à bord, que ce soient les vibrations de la veste ou les pictogrammes de la tablette. L'exploitation des situations que nous avons observé depuis un an nous a amené à réfléchir à comment mettre en scène les apprentissages en rendant les pilotes physiquement beaucoup plus acteurs des situations.

Du corps travaillé qui tâche de capter et de comprendre les informations à bord, nous en sommes venus à proposer un environnement d'apprentissage dynamique qui mettait le corps au travail, un corps qui vit et porte la vie de l'avion. Avec le pédi-simulateur, nous reconstituons dynamiquement un scénario de vol. Les sessions ainsi réalisées, nous ont permis de constater le niveau élevé d'immersion corporel et cognitif des pilotes dans l'exercice (mimer l'orientation de l'avion, sortir les volets avec la main, gérer la manette des gaz,...). En observant les pilotes répéter les scénarios, nous avons été, à notre tour, enrôlés et pouvions facilement nous imaginer à la place des pilotes.

De plus, la catégorisation corps au travail - corps travaillé donne lieu à la production, à l'analyse ou à l'assimilation de deux registres d'information complémentaires qui participent d'un côté de la co-construction et de l'autre des processus d'incorporation des différents éléments afférents à la pratique de pilotage. Elle contribue aussi à la compréhension des émotions et des affects en situation qui répond à l'objectif de sécurité aéronautique auquel doit répondre le dispositif de suppléance.

Parce que vigilants à la qualité interactionnelle et soucieux de travailler pour des personnes en situation de handicap, mais surtout avec elles, nous avons développés dans nos façons de nous exprimer, dans le choix des outils et des modalités de traduction, dans la forme des approches pédagogiques, des médiations techniques ou expressives permettant que les situations soient "vraies", vécues avec un minimum d'artifice.

Ces considérations nous ont amené à une bifurcation dans la manière de penser le langage de communication et les interactions entre entendants et personnes HSI. Aujourd'hui, notre méthode de travail a évolué et nous nous projetons avec une perspective renouvelée dans le travail de conception.

Nous sommes convaincus qu'en travaillant avec des personnes aux capacités interactionnelles différentes, nous apprenons de nos vies de chercheurs, d'ingénieurs quant à nos propres cécités, surdités, et vulnérabilités. Notre consortium explore finalement des fondements humains transversaux pour nous permettre de nous entendre alors que nous nous entendons parfois difficilement.

Nous avons démontré, chemin faisant, que les postulats d'inclusivité et d'approche interdisciplinaire étaient vrais et féconds à condition que nous les traduisions par des logiques d'appariement et de réciprocité. Nous nous rendons mutuellement accessibles et disponibles, ce qui nous paraît être une nécessité pour envisager un contexte plus global d'inclusivité dans les sociétés modernes d'indisponibilités dans lesquelles nous sommes aujourd'hui embarqués[14].

#### V. DES CORPS ALTÉRÉS À L'ÉTHIQUE DE L'ALTÉRITÉ : LA CONSTRUCTION DE LA MÉTIS AUTOUR D'UN COLLOQUE SINGULIER

Le design inclusif requiert à la suite des travaux d'Hendren [15] de rompre avec une vision darwinienne et pauvre du handicap. Cela nécessite de sortir de la posture de l'expert face au profane : de considérer le handicap comme un élément fluide et labile qui nécessite d'instruire comment, pour les humains, les états de dépendance sont la règle, et non l'exception et rompre ainsi avec toute forme de condescendance. Ce positionnement invite dès lors à mettre au centre de la démarche de design inclusif ce que Karpik qualifie d'homo singularis qui se différencie de l'homo economicus, par une hypothèse de "rationalité procédurale" (au sens d'Herbert Simon) mais surtout par sa capacité à s'orienter dans une pluralité de mondes, face à une pluralité de valeurs; (pilotes inspecteurs, médecine aéronautique, chercheurs de différentes disciplines, ...) [16]. Finalement, un des objectifs épistémologique et méthodologique du consortium Fans4all consiste à amener la pluralité des interlocuteurs à être "disposés" à la singularité, disposés au processus de renormalisation inclusive permettant de faire rentrer des homo singularis équipés de ces dispositifs co-conçus dans le cénacle des personnes répondant à la norme sans équipement spécifique.

Pour autant, le design inclusif ne peut pas se promulguer. C'est avant tout un travail de soin sur la relation à l'autre et à ses différences. Il se co-construit du fait de la singularité du collectif au travail, des situations handicapantes que nous cherchons à équiper, du type de vulnérabilités individuelles ou collectives que nous connaissons ou découvrons. L'implicite du design inclusif c'est l'interdisciplinarité en dehors des strictes disciplines scientifiques, et le consortium en constitue une forme de réponse.

Si la conception des systèmes s'appuyait uniquement sur une pratique d'ingénierie descendante, fonctionnaliste, quand bien même compréhensive, nous atteindrions probablement certains critères quantitatifs en termes de charge mentale, de bonnes pratiques en design d'interface, ou de respect d'éléments de réglementation ou d'aéromédecine. Mais le résultat pourrait potentiellement être inutilisable en pratique, d'où l'intérêt d'un collectif au croisement des sciences exactes, de l'ingénierie, des SHS et des pratiques situées adoptant cette éthique inclusive pour notamment rendre visibles les qualités invisibles des corps.

Nous plaçons dès lors pour la construction d'une métis par l'intégration de l'altérité en tant que reconnaissance de l'autre dans ses singularités. Faisons en sorte qu'un dialogue se noue et que chacun se reconnaisse dans ses différences pour créer une "autre chose" qui n'appartient qu'à la rencontre des parties prenantes.

Au-delà de l'aspect humain de cette aventure, cette vocation à l'inclusion permet très tôt de donner une dimension

organisationnelle et structurante, notamment en termes de critères d'évaluation. La démarche permet aux différentes parties prenantes de devenir très tôt partenaires, contributeurs des critères définissant la complétude suffisante de la renormalisation des corps altérés, notamment en participant à l'élaboration des grilles d'évaluation des situations et de l'activité équipée.

Un des enjeux majeurs du projet consiste, au-delà de l'expérimentation, à produire un dispositif homologable et certifiable. Une fois équipé du DSMC, les pilotes HSI et les situations de pilotage ont vocation à revenir dans la conformité des normes aéromédicales et des réglementations aériennes.

Notre approche montre finalement une forme de réalisme pragmatique et d'efficacité opérationnelle, réglementaire et sécuritaire en cela qu'elle fait le pari d'une intégration riche, interdisciplinaire, située et négociée du concept de "handicap". Le consortium en intégrant l'idée même de ses propres vulnérabilités individuelles, collectives et selon les différents âges de la vie, évalue, chemin faisant, son rapport au corps, à son fonctionnement et ses amoindrissements.

Nous reconsidérons nos incomplétudes respectives, ancrées dans une éthique inspirée par les concepts de Strauss dans miroirs et masques[17]. Du corps individuel physique et sensible au corps organisationnellement agencé; mais aussi des épreuves que ces corporéités traversent tout au long de l'avancée du projet et des socialisations croisées qui s'y opèrent. Nos corps altérés communiquent, s'adaptent et deviennent "des outils" vertueux, des messagers qui contribuent singulièrement à produire une forme de complétude qui quoique située dans l'espace, le temps et les pratiques n'en reste pas moins porteuse de valeurs humanistes universelles. Cette perspective nous oblige et implique également le collectif dans la reconnaissance de ses limites et de sa propre vulnérabilité partagée qu'il cherche finalement à dépasser [15].

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] C. Lounis *et al.*, « Towards a Multidisciplinary Approach for Designing Multimodal Sensory Communication Devices for Aeronautics », in *Design for Sustainable Inclusion: CWUAAT 2023*, Springer, 2023, p. 146- 155.
- [2] B. Conein, N. Dodier, L. Thévenot, et others, *Les objets dans l'action: de la maison au laboratoire*. Éditions de l'École des hautes études en sciences sociales, 2020.
- [3] N. Henke, « La corporéité des affects selon le design dans les projets d'innovation: approche critique, analyse des pratiques et perspectives », PhD Thesis, Université Grenoble Alpes, 2021.
- [4] A. Dumas, V. Lépine, et F. Martin-Juchât, « Le tournant affectif dans les études en communication organisationnelle », *Communication & Organisation*, p. 75- 93, 2023.
- [5] N. Dodier, *Les hommes et les machines: la conscience collective dans les sociétés technicisées*. FeniXX, 1995.
- [6] E. Marc et D. Picard, *Relations et communications interpersonnelles*, 4e éd. in *Psycho sup*. Paris: Dunod, 2020.
- [7] M.-P. Julien, C. Rosselin, et J.-P. Warnier, « Le corps: matière à décrire », *Corps*, n° 1, p. 45- 52, 2006.
- [8] M. Merleau-Ponty, *Phénoménologie de la perception*. in Collection Tel,

- no. 4. Paris: Gallimard, 1976.
- [9] A. Bernard et B. Andrieu, Éd., *Manifeste des arts immersifs*. in Collection Epistémologie du corps. Nancy: PUN - Presses Universitaires Nancy - Ed. Univ. de Lorraine, 2014.
- [10] *La société du spectacle*. in Collection Folio. Essais, no. 644. Paris: Gallimard, 2018.
- [11] *Sensible et communication: du cognitif au symbolique*. in Collection Sciences cognitives. Londres: Iste éditions, 2016.
- [12] J. Caune, *Esthétique de la communication*, 1. éd. in *Que sais-je?*, no. 3259. Paris: Presses Univ. de France, 1997.
- [13] G. Canguilhem, « Le normal et le pathologique », 1966.
- [14] M. Benejean, P. Marrast, F. Hemont, M. Patrascu, A. Février, et I. Bazet, « Matérialisation d'un dispositif de suppléance communicationnelle : un programme de recherche-conception collaborative et inclusive », *Approches Théoriques en Information-Communication (ATIC)*, vol. 8, A paraître 2024.
- [15] S. Hendren, *What Can a Body Do?: How We Meet the Built World*. Penguin, 2020.
- [16] L. Karpik, *L'économie des singularités*. Paris: Gallimard, 2007.
- [17] A. L. Strauss et M. Falandry, *Miroirs et masques: une introduction à l'interactionnisme*. Métailié Paris, 1992.



---

# **Session : Accessibilité aux contenus numériques (2/2)**

---

**Président de session : Dominique Archambault**



# Usage d'internet des personnes atteintes d'une déficience visuelle et ses déterminants

Exploitation des données de l'étude Homère<sup>1</sup>

---

L'étude a été initiée et en partie financée par la FAAF, la FFAC, Voir Ensemble, l'ANPEA, l'INJA, les PEP 69, le GAPAS, l'AVH et RETINA France. L'Agefiph, OPTIC 2000, le CCAH, Klésia et la CNAV ont contribué au financement.

Caroline Pigeon  
Lescot  
Université Gustave Eiffel  
Bron, France  
[Caroline.Pigeon@Univ-eiffel.fr](mailto:Caroline.Pigeon@Univ-eiffel.fr)

Anna Rita Galiano  
DIPHE  
Université Lumière Lyon 2  
Bron, France  
[Anna.Galiano@univ-lyon2.fr](mailto:Anna.Galiano@univ-lyon2.fr)

Nicolas Baltenneck  
DIPHE  
Université Lumière Lyon 2  
Bron, France  
[Nicolas.Baltenneck@univ-lyon2.fr](mailto:Nicolas.Baltenneck@univ-lyon2.fr)

Myriam Evennou  
Lescot  
Université Gustave Eiffel  
Bron, France  
[Myriam.Evennou@Univ-eiffel.fr](mailto:Myriam.Evennou@Univ-eiffel.fr)

Gérard Uzan  
CHART-THIM  
Université Paris 8  
Saint-Denis, France  
[Gerard.Uzan@univ-paris8.fr](mailto:Gerard.Uzan@univ-paris8.fr)

**Abstract**—L’essor d’internet ces dernières années ouvre une perspective d’inclusion intéressantes pour les personnes atteintes d’une déficience visuelle. En dépit de cela, l’accès à internet pour ces personnes semble restreint. Cet article vise à décrire l’usage d’internet et à identifier les déterminants de cet usage dans cette population, en présentant des analyses complémentaires de l’étude Homère, une recherche participative. Les résultats indiquent que 69 % des 1859 répondants de 16 ans et plus utilisent internet tous les jours ou presque, alors que 19 % n’en sont pas du tout usagers. Parmi différents déterminants étudiés, l’âge, la sévérité de la déficience visuelle et l’utilisation des aides techniques de compensation sont des facteurs qui apparaissent déterminants de l’usage (ou non) d’internet et de la facilité d’usage. Ces résultats permettent de mieux connaître les différents profils de personnes atteintes d’une déficience visuelle au regard de leur usage d’internet et ouvre des pistes pour leur en faciliter l’accès.

**Mots-clés**— numérique ; technologies de l’information et de la communication ; accessibilité ; cécité ; malvoyance ; handicap

## I. INTRODUCTION

Le développement du numérique ces dernières décennies est une opportunité d’inclusion pour celles et ceux pour qui consulter des documents écrits ou se déplacer est difficile ou impossible, comme cela peut être le cas avec une déficience visuelle. Avec l’essor d’internet, les personnes atteintes d’une déficience visuelle peuvent en théorie accéder plus facilement à de l’information, communiquer avec autrui, faire des achats, générer du contenu, se divertir, ou encore bénéficier de services. L’accès aux technologies de l’information et de la communication devient essentiel pour garantir aux personnes présentant des incapacités la possibilité de participer socialement [1]. Cet accès est même indispensable pour exercer sa citoyenneté, considérant la dématérialisation des démarches administratives amorcée par le gouvernement français depuis 2017 [2]. Pour autant, être équipé d’un ordinateur, d’une tablette ou d’un smartphone et avoir accès à

une connexion internet ne sont pas des conditions suffisantes pour l’accès à internet par les personnes atteintes d’une déficience visuelle.

L’accessibilité des services en ligne et des contenus numériques est une condition préalable cruciale. Malgré les recommandations internationales du *World Wide Web Consortium* (W3C), via les *Web Content Accessibility Guidelines* (WCAG), reprises en France depuis 2009 dans le Référentiel Général d’Amélioration de l’Accessibilité (RGAA), internet demeure insuffisamment accessible aux personnes atteintes d’une déficience visuelle [3]. Non seulement ces recommandations sont peu suivies, mais elles sont aussi insuffisantes pour assurer une accessibilité effective [4]. Le manque de formation des développeurs, les mises à jour affectant la compatibilité entre les contenus et les aides techniques informatiques de compensation et les préjugés relatifs à l’esthétique et aux coûts techniques et économiques de l’accessibilité expliquent en partie cette inaccessibilité [5].

Au niveau individuel, l’acquisition de compétences numériques est un prérequis essentiel. Ces compétences incluent la capacité à sélectionner, utiliser, et gérer avec efficacité et efficience les outils numériques pour accéder à l’information, la comprendre (en étant critique au regard de son authenticité, de sa validité, et de son utilité) et produire de l’information de façon sûre et responsable [6]. Pour les personnes avec une déficience visuelle, elles incluent aussi la maîtrise des aides techniques informatiques de compensation adéquates [6]. Ces aides techniques diffèrent selon la sévérité de la déficience visuelle : généralement logiciels d’agrandisseur d’écran et/ou d’inversion de couleurs lorsque les résidus visuels sont suffisants ou logiciels de lecteur d’écran qui transpose l’information visuelle en information textuelle, et la transmet via une synthèse vocale ou une plage braille dans le cas contraire [5,7].

L'objectif de cet article est de décrire l'usage d'internet de personnes ayant une déficience visuelle, et d'identifier des déterminants de cet usage.

II. MÉTHODES

A. Questionnaire et collecte de données

Les données présentées dans cet article ont été recueillies dans le contexte de l'étude Homère, dont l'objectif était de décrire la vie quotidienne des personnes avec une déficience visuelle au moyen d'une enquête en ligne. Le questionnaire a été développé dans une démarche participative, en impliquant les personnes concernées par la déficience visuelle [8]. Il comprend environ 200 questions sur différentes thématiques (par ex. : éducation, mobilité, culture, accès aux droits) et a atteint 2201 participants de tout âge. Le présent article porte spécifiquement sur l'usage d'internet et ses déterminants potentiels ; 16 questions ont été sélectionnées comme variables d'intérêt sur la base de leur lien attendu avec le sujet. La collecte de données a eu lieu entre février 2021 et juin 2022, visant les personnes atteintes d'une déficience visuelle de tout âge résidant en France métropolitaine. Elles pouvaient répondre en ligne seules ou accompagnées par une tierce personne, ou par téléphone.

B. Analyse de données

L'éligibilité des répondants était déterminée avec des questions sur le diagnostic visuel et les difficultés fonctionnelles. Quatre niveaux de déficience visuelle ont été définis : cécité, malvoyance sévère, malvoyance moyenne et malvoyance légère, en fonction de l'acuité visuelle et/ou du champ visuel déclarés lorsque ces données étaient disponibles, ou dans le cas contraire à partir des difficultés pour lire ou se déplacer [9]. Une pondération a été faite sur la base des données de l'édition 2019 de l'*European Health Interview Survey* [10] sur la totalité des répondants à l'étude Homère, afin de faire correspondre la répartition par âge et genre des répondants de l'étude Homère avec celle de la population de France métropolitaine atteinte d'une limitation sévère de la fonction visuelle.

Les caractéristiques des participants ont été analysées à l'aide de statistiques descriptives. Une analyse de *cluster* hiérarchique utilisant le critère de la distance de Ward a été effectuée pour identifier des classes homogènes relatives à l'usage d'internet. Les classes ont été comparées à l'aide d'analyses de variance pour les variables continues et de tests du  $\chi^2$  pour les variables catégorielles. L'importance relative de facteurs reliés à l'usage d'internet a été définie à l'aide d'arbres de décisions utilisant la méthode CART (*Classification and Regression Tree* [11]). Ce type d'analyse permet d'identifier les sous-groupes d'une population dont les membres partagent des caractéristiques influençant la variable d'intérêt [12]. Les analyses portent sur les 1859 répondants à l'étude Homère âgés de 16 ans et plus, correspondant à un

effectif pondéré de 2089 en gardant les poids calculés sur l'ensemble de l'échantillon initial. Les analyses ont été réalisées avec SPSS Statistics 29.0.

III. RÉSULTATS

A. Caractéristiques des répondants

L'âge maximum des répondants est de 101 ans, avec une moyenne (M) d'âge de 63 ans et un écart-type (ET) de 19 ans ; 55 % des répondants sont des femmes. La déficience visuelle est survenue entre 0 et 97 ans (M = 27 ; ET = 28) ; elle est de naissance pour 28 % des répondants. 39 % des répondants sont aveugles, 21 % malvoyants sévères, 25 % malvoyants moyens et 15 % malvoyants légers. 29 % des répondants déclarent avoir déjà été pris en charge pour un autre handicap ou trouble : 21 % un trouble auditif, 10 % un trouble moteur, 12 % un trouble psychologique ou psychiatrique, et 2 % pour un trouble cognitif, neurodéveloppemental, ou un trouble du langage. Les répondants sont 39 % à avoir un niveau d'étude inférieur au baccalauréat, 15 % équivalent, 29 % entre bac et bac + 4, et 17 % équivalent au master ou doctorat. Les répondants sont retraités ou en pré-retraite à 55 %, en emploi pour 19 %, et dans une autre situation (étudiant, au foyer, en invalidité, etc.) pour 26 %.

B. Aides techniques informatiques et usage d'internet

81 % des répondants aveugles utilisent des aides techniques informatiques de compensation, 78 % des malvoyants sévères, 62 % des malvoyants moyens et 48 % des malvoyants légers. Les lecteurs d'écran, synthèses vocales et plages braille sont surtout utilisés par les répondants aveugles (69 %, 49 % et 27 %), et dans une moindre mesure par les répondants malvoyants sévères (40 %, 43 % et 7 %). Les logiciels d'agrandisseur d'écran et d'inversion des couleurs sont plutôt utilisés par les répondants malvoyants sévères (46 % et 28 %), moyens (47 % et 19 %) et légers (37 % et 7 %). Enfin, 20 % des répondants ont été formés aux outils numériques adaptés.

69 % des répondants utilisent internet tous les jours ou presque, 7 % au moins une fois par semaine, 5 % quelques fois par an à quelques fois par mois, et 19 % jamais. Pour les répondants qui utilisent internet, la facilité d'utilisation dépend de la tâche en ligne (Tableau I). Par exemple, échanger des mails est très facile à faire seul, ou nécessite parfois de l'aide pour 87 % des usagers d'internet. En revanche, faire des démarches administratives est très facile à faire seul, ou nécessite parfois de l'aide pour seulement 45 % d'entre eux. La déficience visuelle est pour un usager sur dix un motif de non-réalisation des tâches en ligne suivantes : assister à des cours ou réunions, faire des achats, des démarches administratives et utiliser les réseaux sociaux. Cependant, pour les réseaux sociaux et les cours ou réunions, le motif de non-réalisation n'est pas la déficience visuelle pour respectivement plus d'un tiers et un quart.

TABLEAU I. FACILITE D'UTILISATION D'INTERNET, SELON LE TYPE DE TACHE DES REpondANTS QUI UTILISENT INTERNET (N NON PONDERE = 1653)

	Echange de mails	Consultation d'informations	Cours ou réunions	Réseaux sociaux	Achats	Démarches administratives
Très facile, même seul	62 %	30 %	27 %	29 %	24 %	17 %
Facile, mais parfois besoin d'aide	25 %	41 %	22 %	16 %	25 %	28 %
Besoin d'aide pour le faire	5 %	14 %	11 %	5 %	13 %	23 %

Besoin que quelqu'un le fasse pour soi	3 %	6 %	2 %	1 %	12 %	17 %
Ne le fait pas, à cause du problème visuel	4 %	8 %	14 %	10 %	12 %	11 %
Ne le fait pas, pour d'autres raisons	1 %	2 %	24 %	39 %	13 %	3 %

Concernant les répondants qui n'utilisent pas internet, les principales raisons sont : ne pas être à l'aise avec les technologies numériques (32 %), ne pas avoir eu de formation (28 %), ne pas être intéressé (24 %), se trouver trop âgé (23 %), l'inaccessibilité du matériel informatique (16 %), des sites internet (11 %), et le coût du matériel adapté (15 %).

### C. Déterminants de l'usage d'internet

L'analyse de *cluster* hiérarchique a permis d'identifier deux classes d'utilisateurs d'internet, sur la base du niveau de facilité de réalisation des six types de tâches, parmi les répondants utilisant internet au moins quelques fois par an. Une variable usage d'internet à 3 modalités a été définie en ajoutant la modalité « n'utilise pas internet ». La répartition des répondants dans les modalités de cette variable est de 41 % pour *avec facilité*, 40 % pour *avec moins de facilité*, et 19 % pour *n'utilise pas internet*.

Les analyses de variance et les tests du khi2 indiquent des différences significatives entre ces trois groupes pour l'âge, le genre, le niveau d'étude, l'âge de survenue de la déficience visuelle, sa sévérité, la prise en charge pour un autre handicap, la formation aux outils numériques adaptées, l'usage d'aides techniques informatiques de compensation, et l'adhésion à une association dans le champ du handicap visuel (Tableau II).

L'importance relative de 10 facteurs sur l'usage ou non d'internet a été étudiée par le biais d'un arbre de décision. Ont été testées les variables suivantes : âge, genre, sévérité de la déficience visuelle, âge de sa survenue et soudaineté, présence d'un autre handicap, niveau de maîtrise du braille, fait d'avoir reçu une formation en outils numériques adaptés, d'utiliser des outils techniques informatiques de compensation, et d'être adhérent à une association du champ de la déficience visuelle. L'arbre de décision obtenu (Fig. 1) présente un taux de classification correcte de 89,0 %. En se basant sur le critère de Gini, les variables ayant le plus d'influence sur l'arbre sont, par ordre d'importance, l'âge, l'utilisation des aides techniques, la sévérité de la déficience visuelle, et l'âge de sa survenue.

La première scission de l'échantillon repose sur l'utilisation des outils techniques informatiques de compensation ; les répondants se servant de ces outils sont des usagers d'internet à 92 % (nœud 1), alors que parmi ceux qui ne s'en servent pas, seuls 55 % utilisent internet (nœud 2). Les autres variables de scission sont l'âge, la sévérité de la déficience visuelle et l'âge de sa survenue.

Les répondants se servant d'aides techniques informatiques et âgés de moins de 70 ans sont des usagers d'internet à 97 % (nœud 3). Ceux qui emploient des aides techniques informatiques, qui sont âgés d'au moins 70 ans et qui sont aveugles utilisent internet à 92 % si leur déficience visuelle est survenue avant 3 ans (nœud 13), et à seulement 64 % si elle est survenue après l'âge de 3 ans (nœud 14).

Les usagers d'aides techniques informatiques âgés de plus de 70 ans qui ont une malvoyance légère utilisent tous internet (nœud 16). Ceux qui emploient des aides techniques

informatiques, âgés de 70 ans et plus et étant malvoyants sévères ou malvoyants moyens utilisent internet à 96 % s'ils sont aussi âgés de moins de 76 ans (nœud 21), et seulement à 86 % s'ils sont âgés de 76 ans ou plus (nœud 22).

Les répondants ne se servant pas d'aides techniques informatiques de compensation et qui sont aveugles ou malvoyants sévères se répartissent en 3 nœuds terminaux. Ceux qui sont âgés de 73 ans maximum utilisent internet à 48 % (nœud 9), ceux de 73 ans et plus l'utilisent à 3 % seulement si la déficience visuelle est survenue avant 67 ans (nœud 17), et à 26 % si elle est survenue après (nœud 18).

TABLEAU II. CARACTERISTIQUES DES REpondANTS SELON LEUR USAGE D'INTERNET (N NON PONDERE = 1859)

	Avec facilité	Moins de facilité	N'utilise pas	P*
Age (ans), M (ET)	52 (17)	68 (15)	78 (13)	<.001
Femme (%)	54	52	63	<.001
Niveau d'étude (%)				<.001
< Baccalauréat	32	29	71	
Baccalauréat	18	16	9	
> Bac et < bac + 5	32	33	13	
Master et doctorat	18	22	7	
Âge de survenue déficience visuelle (ans), M (ET)	17 (23)	30 (28)	42 (30)	<.001
Sévérité de la déficience visuelle (%)				<.001
Cécité	30	41	55	
Malvoyance sévère	22	20	19	
Malvoyance moyenne	29	24	21	
Malvoyance légère	19	16	5	
Autre handicap (%)	24	28	42	<.001
Formation outils numériques adaptés (%)	28	18	7	<.001
Usage aides techniques informatiques (%)	82	79	31	<.001
Maîtrise du braille (%)				<.001
Intégral ou abrégé	27	24	16	
Quelques notions	10	9	4	
Ne maîtrise pas	64	67	80	
Adhérent à une association (%)	52	66	52	<.001

\* Analyses de variance pour les variables continues âge et âge de survenue de la déficience visuelle, tests du khi2 pour les autres variables catégorielles, M : moyenne, ET : écart-type

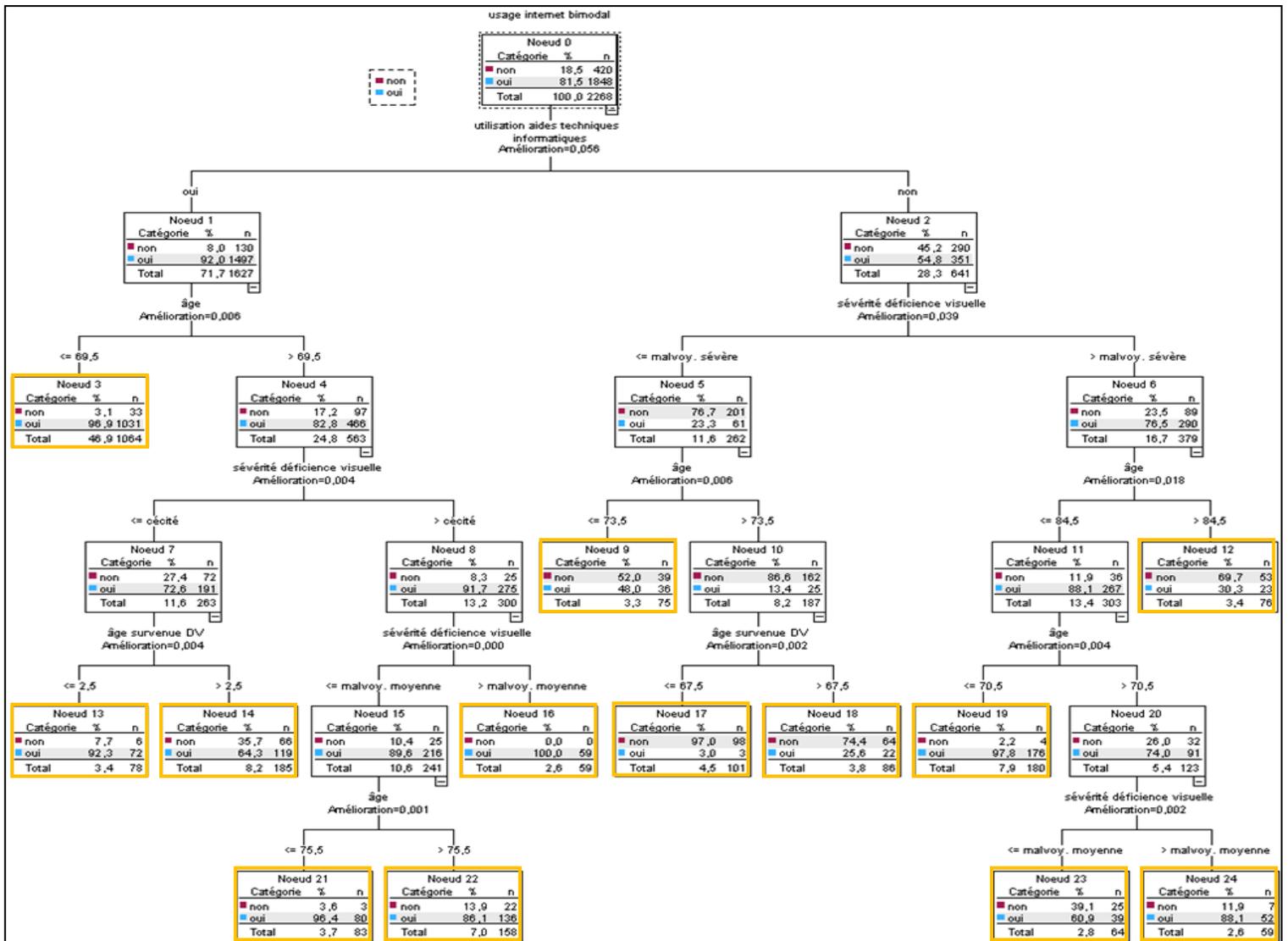
Les répondants ne se servant pas d'aides techniques informatiques et qui sont malvoyants moyens ou malvoyants légers se répartissent en 4 nœuds finaux. Ils utilisent internet à 30 % s'ils sont âgés de plus de 85 ans (nœud 12) ; et à 98 % s'ils sont âgés de moins de 71 ans (nœud 19). Si leur âge est compris entre 71 et 84 ans, ils utilisent internet à 61 % s'ils sont malvoyants moyens (nœud 23) et à 88 % s'ils sont malvoyants légers (nœud 24).

Pour les répondants usagers d'internet, un second arbre de décision a été réalisé afin d'étudier l'importance relative des mêmes facteurs sur la facilité d'usage. L'arbre de décision (Fig. 2) présente un taux de classification correcte de 72,3 %. Les variables indépendantes ayant le plus d'influence sur les

scissions définissant l'arbre sont, par ordre d'importance, l'âge, la sévérité de la déficience visuelle, et l'âge de sa survenue.

La première scission de l'échantillon a été fait sur le critère d'âge ; parmi les usagers d'internet, ceux qui sont âgés de 60 ans ou moins utilisent internet avec facilité pour 71 % d'entre eux (nœud 1), alors que c'est le cas pour 31 % de ceux qui sont plus âgés (nœud 2). Les autres variables de scission qui

malvoyants sévères (nœud 15). Les usagers d'internet de 48 à 60 ans utilisent internet avec facilité à 70 % s'ils sont malvoyants moyens ou légers (nœud 10). Les aveugles ou malvoyants sévères de cette même catégorie d'âge utilisent internet avec facilité à 58 % quand ils adhèrent à une association (nœud 17), et à seulement 43 % dans le cas contraire (nœud 18).



interviennent sont la sévérité de la déficience visuelle et le fait d'être adhérent à une association dans le champ du handicap visuel.

Les usagers d'internet âgés de 40 ans ou moins utilisent internet avec facilité pour 87 % d'entre eux (nœud 7). Pour ceux dont l'âge est compris entre 41 et 47 ans, quand ils sont malvoyants moyens ou légers, ils utilisent internet avec facilité à 84 % (nœud 16), et à 69 % quand ils sont aveugles ou

Les usagers d'internet dont l'âge est compris entre 60 et 68 ans utilisent internet avec facilité à 59 % s'ils sont malvoyants sévères, moyens ou légers (nœud 12), et à seulement 27 % s'ils sont aveugles (nœud 11). Pour les usagers d'internet âgés d'au moins 69 ans, utiliser internet est facile à 29 % s'ils sont malvoyants sévères, moyens ou légers (nœud 14), et à seulement 13 % s'ils sont aveugles (nœud 13).

Fig. 1. Arbre de décision expliquant l'usage d'internet (Oui/Non) des répondants (n non pondéré = 1859) ; les nœuds finaux sont encadrés en orange

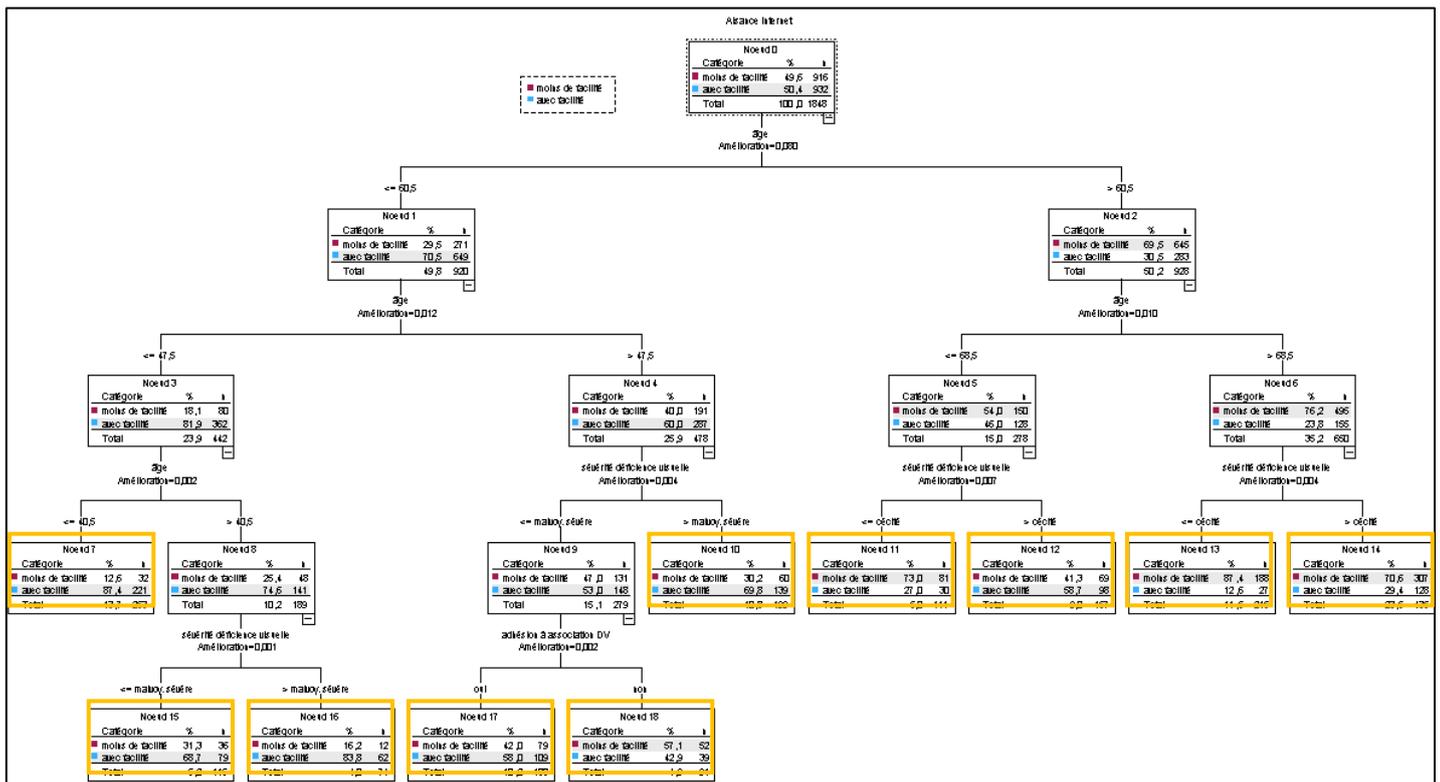


Fig. 2. Arbre de décision expliquant le niveau d'aisance des usagers d'internet (n non pondéré = 1653) ; les nœuds finaux sont encadrés en orange

#### IV. DISCUSSION

L'objectif de cet article était de décrire l'usage d'internet des personnes atteintes de déficience visuelle et d'identifier des déterminants de cet usage, en analysant les réponses à l'étude Homère avec différentes méthodes incluant des arbres de décision.

Une large proportion de répondants utilise quotidiennement internet, mais cet usage et sa facilité varie en fonction du type de tâche en ligne. Mis à part l'échange de mails, les autres tâches en ligne ne sont réalisées seul et avec facilité que par une minorité de répondants. Les supports de ces autres services en ligne sont plus complexes, notamment lorsqu'il y a des exigences de sécurité, par exemple pour le paiement, ou sur les sites de l'administration. La transposition de l'information visuelle en information textuelle via les aides techniques informatiques de compensation entraîne un appauvrissement de l'information, une perte de la structure spatiale de la page internet et de l'effet d'attractivité de l'information non textuelle [5, 7]. Naviguer sur internet avec une déficience visuelle est coûteux en temps et en charge mentale, et entraîne de l'incertitude [5].

L'usage et la facilité d'usage d'internet sont modulés par différents facteurs. Dans les deux cas, c'est l'âge du répondant qui a le plus d'influence. Au-delà de 70 ans, l'usage d'internet tend à diminuer significativement, et chez les usagers d'internet, cela est plus facile pour les moins de 40 ans. Dans la population générale, l'usage d'internet décline aussi avec l'âge : 24 % des Français de 60 à 74 ans n'ont pas utilisé internet au cours de l'année 2018, et 64 %

des Français de 75 ans et plus [13]. Pourtant, une étude qualitative documente les opportunités offertes par l'usage d'internet, notamment en termes d'interactions sociales (liens avec autrui, sentiment d'appartenance à la société, sentiment de solitude réduit) de personnes atteintes d'une déficience visuelle de 60 ans et plus [14]. Cet usage s'accompagne néanmoins de défis tels que l'accessibilité insuffisante des sites, le coût des aides techniques informatiques de compensation, l'acquisition des compétences numériques difficile à un âge avancé, ainsi que la rapidité de l'évolution des technologies [14]. Chez les répondants de la présente étude qui n'utilisent pas internet, on retrouve certains de ces défis comme freins à l'usage.

La sévérité de la déficience visuelle est le 3<sup>ème</sup> facteur qui a le plus d'influence sur l'usage ou non d'internet, et le 2<sup>ème</sup> sur le niveau de facilité d'usage. Globalement, plus la sévérité de la déficience visuelle est importante, plus l'usage d'internet est difficile. Lorsque la déficience visuelle est sévère (cécité ou malvoyance sévère), l'usage d'internet devient bien plus rare en l'absence d'aides techniques informatiques de compensation. D'ailleurs, l'utilisation des aides techniques est le deuxième facteur ayant le plus d'influence sur l'usage ou non d'internet.

L'âge de survenue de la déficience visuelle intervient comme autre facteur, et ce différemment selon l'emploi ou non d'aides techniques informatiques de compensation. Pour les personnes aveugle qui en utilisent, elles ont plus de chance d'être usagères d'internet si la cécité est apparue avant 3 ans. Sans aide technique, et dans le cas d'une déficience visuelle sévère, la probabilité d'utiliser internet

sera plus importante si la déficience visuelle survient après 67 ans.

Adhérer à une association dans le champ du handicap visuel apparaît comme un autre déterminant de l'aisance d'usage d'internet, spécifiquement pour les répondants aveugles et malvoyants sévères âgés de moins de 48 ans. Sans connaître les liens de causalité, il est difficile de savoir si ce résultat témoigne de la pertinence des services offerts par ces associations pour améliorer la performance sur internet de ce public et/ou si ce sont les plus performants sur internet qui rejoignent davantage les associations.

Ce travail permet de mettre en évidence la pertinence d'actions favorisant l'accès à internet des personnes atteintes d'une déficience visuelle en améliorant l'environnement numérique et technique, mais aussi en intervenant au niveau individuel. Cette étude souligne notamment l'insuffisante accessibilité des services internet ainsi que la nécessité de sensibiliser et former davantage les propriétaires de sites internet et les développeurs. Comme dans le domaine de la mobilité, améliorer l'accessibilité pourrait profiter à tous ; par exemple, le temps d'achat sur un site accessible est réduit d'un tiers pour les utilisateurs avec une déficience visuelle, mais aussi pour les voyants par rapport à un site non accessible [3]. De plus, cette étude illustre le manque de formation des répondants aux outils numériques adaptés, qui par ailleurs est un motif de non usage d'internet pour plus d'un quart des non usagers. Au-delà du besoin de formation, sensibiliser les personnes avec déficience visuelle peu enclines à utiliser internet pourrait être une voie intéressante. Des interventions pourraient leur faire prendre conscience des opportunités d'inclusions offertes par internet, de la nécessité de la maîtrise des aides techniques informatiques de compensation, notamment pour les déficiences les plus sévères, mais aussi des préjugés et de l'âgisme intégrés concernant l'usage d'internet avec une déficience visuelle ou à un âge avancé.

Ainsi, améliorer l'accessibilité des services en lignes et des contenus, la performance et l'accès aux aides techniques informatiques de compensation et les compétences numériques des personnes déficientes visuelles pourrait favoriser leur inclusion sociale. En revanche, il n'est pas souhaitable que la numérisation croissante des services mette de côté les personnes qui ne peuvent pas ou ne souhaitent pas utiliser internet. En effet, un quart des répondants n'utilisant pas internet dans la présente étude font ce choix. Il est nécessaire de continuer à proposer des alternatives aux services en ligne et des services d'accompagnement pour les démarches afin de ne pas créer davantage d'inégalités.

Cet article présente quelques limites. Tout d'abord, l'étude Homère est une enquête qui s'intéresse à de nombreux domaines de la vie quotidienne, ne permettant pas d'approfondir les sujets autant que dans une enquête spécifique. Cependant, l'accès au numérique est une des thématiques les plus développées du questionnaire, car considérée comme majeure par les personnes concernées impliquées dans sa conception. Par ailleurs, ces résultats pourraient être complétés avec une étude qualitative afin de mieux documenter les processus d'adoption d'internet, ainsi

que les freins et les leviers. Enfin, cette étude peut comporter un biais d'échantillonnage (par exemple, sous-représentation des personnes avec un handicap associé), mais des initiatives ont été entreprises à la collecte de données pour le limiter, par exemple avec la possibilité de répondre avec l'aide d'un tiers ou par téléphone, tel qu'en témoigne le taux de 19 % de répondants n'utilisant pas internet.

Ainsi, cette étude permet de mieux connaître les caractéristiques de différents profils d'individus atteints d'une déficience visuelle au regard de leur usage d'internet. Le caractère participatif de l'étude a permis de cibler des problématiques pertinentes pour les personnes concernées. Compte tenu du recours massif aux technologies de l'information et de la communication dans notre société, il serait intéressant d'étudier les relations entre le niveau d'utilisation d'internet et la participation des personnes atteintes d'une déficience visuelle, dans différents domaines tels que l'éducation, l'emploi, ou les loisirs. La multiplicité des thématiques abordées dans l'étude Homère pourrait permettre d'étudier de telles relations.

#### REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier toutes les personnes ayant contribué à l'étude Homère, que ce soit en participant au pilotage de l'étude, à sa mise en œuvre, à la conception du questionnaire ou en tant que répondant.

#### V. REFERENCES

- [1] G. Goggin, « Communication rights and disability online: Policy and technology after the World Summit on the Information Society », *Inf. Commun. Soc.*, vol. 18, n° 3, p. 327- 341, mars 2015.
- [2] « Réforme de l'État : pour être « plus accessible et plus efficace » », gouvernement.fr. Consulté le : 21 décembre 2023. [En ligne]. Disponible sur : <https://www.gouvernement.fr/actualite/reforme-de-l-etat-pour-etre-plus-accessible-et-plus-efficace>
- [3] Disability Rights Commission, « The web: Access and inclusion for disabled people; a formal investigation », The Stationery Office, 2004.
- [4] C. Power, A. Freire, H. Petrie, et D. Swallow, « Guidelines are only half of the story: accessibility problems encountered by blind users on the web », in *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, in CHI '12. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, mai 2012, p. 433- 442.
- [5] S. Giraud, G. Uzan, et P. Thérouanne, « L'accessibilité des interfaces informatiques pour les déficients visuels », in *L'ergonomie des objets et environnements physiques et numériques*, Hermes., J. Dinet et C. Bastien, Éd., Paris, 2011, p. 279- 304.
- [6] C. Kamei-Hannan, M. J. Tuttle, et R. Songkhao, « A conceptual framework for digital competence of students with low vision and blindness », *J. Vis. Impair. Blind.*, vol. 117, n° 1, p. 7- 18, janv. 2023.
- [7] K. Romeo, E. Pissaloux, et F. Serin, « Accessibilité aux informations textuelles et visuelles sur les sites web pour les personnes avec une déficience visuelle », in *Handicap 2018*, 2018.
- [8] C. Pigeon *et al.*, « A participatory research to design a survey providing a portrait of the life of people with visual impairments », *Disabil. Soc.*, vol. 0, n° 0, p. 1- 17, 2023.
- [9] C. Pigeon, N. Baltenneck, A. R. Galiano, et G. Uzan, « Étude nationale sur la déficience visuelle », Lyon, France, 2023.
- [10] DREES, « Indicateurs EHS ». 2021. Consulté le: 13 décembre 2023. [En ligne]. Disponible sur : <https://data.drees.solidarites-sante.gouv.fr/explore/dataset/indicateurs-ehis/information/>

- [11] L. Breiman, J. Friedman, C. J. Stone, et R. A. Olshen, *Classification and Regression Trees*. Monterey, CA: Wadsworth & Brooks, 1984.
- [12] S. C. Lemon, J. Roy, M. A. Clark, P. D. Friedmann, et W. Rakowski, « Classification and regression tree analysis in public health: Methodological review and comparison with logistic regression », *Ann. Behav. Med.*, vol. 26, n° 3, p. 172- 181, déc. 2003.
- [13] S. Legleye et A. Rolland, « Une personne sur six n'utilise pas Internet, plus d'un usager sur trois manque de compétences numériques de base », *INSEE Prem.*, vol. 170, 2019.
- [14] P. Okonji, M. Lhussier, C. Bailey, et M. Cattan, « Internet use: Perceptions and experiences of visually impaired older adults », *J. Soc. Incl.*, vol. 6, no 1, p. 120- 145, 2015.

# Accessibilité pour tous

## Création de documents avec des graphiques qui s'expliquent

Frédéric SERIN<sup>1</sup>

Université Le Havre Normandie  
LITIS  
Le Havre, France  
Frederic.Serin@univ-lehavre.fr

Katerine ROMEO<sup>2</sup>

Université Rouen Normandie  
LITIS  
Saint-Etienne-du-Rouvray, France  
Katerine.Romeo@univ-rouen.fr

**Résumé**—Latitude, logiciel conçu par une personne non voyante pour réaliser des documents intégrant des diagrammes, des tableaux et des graphiques est présenté. L'accessibilité est assurée par son format HTML pour les textes et tableaux et son format SVG pour les diagrammes et graphiques. Les utilisateurs ont la possibilité de comprendre les graphiques avec les explications sur les fonctionnalités qui enrichissent le document créé et qui apportent un complément utile pour l'accessibilité tout en étant inclusif.

**Mots-clés**—document accessible; graphique accessible; création graphique; incapacité visuelle; inclusivité; perception.

### I. INTRODUCTION

Nous sommes guidés dans notre recherche par le concept de *Design for everyone* (Conception pour tous). Nous suivons une démarche visant à proposer un outil qui sera apprécié de tous les utilisateurs. Ce logiciel a été conçu pour permettre, à une personne non-voyante, de réaliser des documents intégrant des diagrammes, des tableaux, des graphiques. Afin de s'assurer de l'accessibilité, les documents générés sont au format HTML pour les textes et tableaux, et SVG (Scalable Vector Graphics) pour tout ce qui sera diagrammes et graphiques. Ce qu'il convient de qualifier de protologiciel est dédié initialement à un usage adapté pour des déficients visuels (DV). Aussi, il convertit des sources purement textuelles enrichies de balises légères en format HTML et SVG, le tout augmenté de descriptions pour le rendre parfaitement accessible. Cette mise en forme a donc une forte utilité sociale puisqu'il permet de partager entre tout public, y compris les DV, des documents identiques, lus avec des navigateurs ordinaires, avec ou sans l'aide d'un lecteur d'écran selon les utilisateurs.

La majorité des utilisateurs sont des étudiants en informatique qu'il faut convaincre de la valeur ajoutée et de l'intérêt commun à employer notre approche. L'objectif principal restant un usage facilité et inclusif pour des développeurs DV [1]. Ils ont ainsi la possibilité de réaliser des documents parfaitement accessibles ce qui les rend compréhensibles pour des personnes aveugles. Afin que les utilisateurs puissent s'appropriier le logiciel, celui-ci offre des fonctionnalités qui enrichissent le document créé et apporte un complément utile à des étudiants habitués à faire appel à des outils trop souvent peu ou pas accessibles.

Nous proposons trois parties dans cet article. Dans la première, nous exposons une définition de ce qu'est l'accessibilité. Nous ferons un parallèle avec l'approche empirique que nous avons adopté pour confronter les principes aux propositions abordées. Notre appréhension de l'accessibilité dépasse largement le cadre des normes techniques, néanmoins indispensables, préconisée par le WCAG (Web Content Accessibility Guidelines).

Notre cible initiale est, bien entendu, les personnes aveugles ou mal-voyantes. La prévalence de ce trouble est relativement faible, environ 0,1% pour les aveugles actifs, 2% pour les mal-voyants sévères, empêchés de lire. Mais nous considérons qu'il faut convaincre tous les utilisateurs de l'intérêt de rendre accessibles des documents. La deuxième partie expose la dynamique de notre logiciel, comment il permet de rendre accessible les réalisations, comment par une augmentation du document principal, il présente divers intérêts pour tous les publics. La troisième partie illustre par un exemple comment nous répondons à ces objectifs d'accessibilité et d'attraction pour des étudiants qu'il faut savoir sensibiliser. Enfin, nous terminerons en faisant un rapide bilan de l'usage de notre logiciel, appelé Latitude, et par des perspectives et des ambitions concernant l'amélioration du logiciel qui présente une « solution personnalisée » qui répond aux « besoins spécifiques » de tous et toutes.

### II. ACCESSIBILITÉ NUMÉRIQUE

#### A. Accessibilité pour l'inclusion

L'accessibilité numérique est un enjeu majeur pour faciliter l'inclusion. Elle fait appel à un ensemble de mesures techniques et organisationnelles permettant à tous les utilisateurs, quels que soient leurs handicaps, d'accéder à l'information.

Selon les directives du World Wide Web Consortium (W3C), elle représente l'engagement fondamental à rendre l'information et les technologies accessibles à tous, indépendamment de leurs capacités ou de leurs limitations. Les standards d'accessibilité visent à créer un environnement numérique inclusif, où chacun, quelle que soit sa condition, peut percevoir, comprendre et interagir de manière équitable et efficace avec les contenus en ligne.

Les cinq principes fondamentaux qui guident notre approche sont la perception, la lisibilité, l'intelligibilité, l'équité du temps

d'acquisition de l'information et le respect d'une charge cognitive raisonnable.

### B. Perception et lisibilité

Le premier de ces principes est la perception de quelque chose, on parle aussi de visibilité. Elle est définie comme la possibilité pour un utilisateur de percevoir les informations contenues dans un document. La visibilité peut être envisagée à deux niveaux : la perception que quelque chose existe, la perception d'un contenu. Un mal-voyant se trouve souvent confronté à la présence d'une information sans pouvoir l'appréhender. C'est assez courant sur le Web d'avoir un bouton non renseigné, une image sans alternative... on sait qu'ils existent mais sans pouvoir en connaître le sens. Il est important que si une information existe, tout utilisateur doit être placé en situation d'en connaître la teneur. Pour le W3C, cela consiste à préconiser le renseignement de la balise alt, un texte alternatif accessible qui décrit l'objet affiché.

L'attribut alt est souvent renseigné, avec plus ou moins de rigueur, par des développeurs humains. Pour les schémas que notre logiciel génère, le alt est également renseigné automatiquement en donnant la teneur du contenu, de façon brève mais préparant le lecteur à la complexité. D'autres informations internes aux graphiques permettent de renseigner via le lecteur d'écran les divers éléments et leurs interactions. Cela est rendu possible grâce à une structure modulaire, chaque entité possède un objet miroir dans le logiciel. Chaque dessin au format SVG, langage à balises proche du HTML mais dédié aux dessins, est ainsi identifié et commenté pour être retranscrit clairement par le lecteur d'écran.

Un diagramme le rappelle dans la troisième section : pour le texte, nous avons en particulier choisi de doter chaque section d'un titre et, inversement, de faire correspondre une section à chaque titre. Cette hiérarchisation du document facilite l'appréhension du contenu.

Pour faciliter l'appropriation, nous proposons une information supplémentaire ; elle accompagne et enrichit le message principal. L'objectif est d'adapter les niveaux d'informations pour nos divers publics. Pour le texte et les graphiques, ce complément est fourni dans un document annexe, une description, accessible via un lien hypertexte. La description est générée automatiquement et contiendra une description alternative du document, de sa forme ainsi que de quelques éléments permettant d'évaluer la complexité du document créé.

### C. Compréhension et Charge cognitive

Il ne suffit pas qu'un document propose une description, il faut en saisir le sens. La compréhension est la capacité à comprendre une information ou une situation. Elle est déterminée par un ensemble de facteurs, notamment les capacités cognitives de la personne.

L'intelligibilité va au-delà de la simple lisibilité en s'assurant que l'information est présentée de manière logique et compréhensible. Les contenus doivent être organisés de manière cohérente, avec des liens et des interactions qui suivent des modèles prévisibles, favorisant ainsi une navigation sans ambiguïté. En cela, nous avons développé dans notre logiciel

une structure objet qui fait écho à la structure visuelle affichée. Le logiciel peut ainsi décrire et analyser les contenus sur une base conceptuelle conforme à la structure logique du document. La gestion du temps nécessaire, la charge mnésique, la mobilisation de la capacité de raisonnement, doivent faire l'objet d'une estimation d'un coût. Nous tâchons d'accompagner les documents générés d'un score de complexité afin de guider l'auteur d'un document et de l'inciter à le réviser dans la mesure du possible.

Afin d'accompagner le lecteur, ces descriptions permettent d'obtenir une analyse et une approche différenciée du contenu. Ainsi, pour un texte classique, il sera mesuré l'usage de sections et sous-sections, et il pourra être conseillé de revoir certains blocs du document. Il en est de même en donnant une approche sous forme de score de la complexité des tableaux, des diagrammes et des graphiques.

Nous nous sommes inspirés de la *crip theory* pour proposer dans la structuration des graphiques ainsi que dans les alternatives pour que le temps consacré à comprendre puisse être allégé par le choix dans la lecture du document. Selon les profils, nous constatons que ces diverses propositions améliorent la quantité d'effort cognitif nécessaire. Nous avons également observé ce qu'une aide humaine pouvait apporter et tenté de la remplacer par des informations utiles dans la description.

## III. PRÉSENTATION DE LATITUDE

Notre expérience depuis trois ans auprès de plus de 300 étudiants, qui ne présentent aucun trouble de perception pour la grande majorité, nous permet de conforter l'idée que l'accessibilité est bénéfique pour tous. En respectant les principes énoncés, nous facilitons leur compréhension et leur utilisation par tous.

### A. Choix de la synthèse vocale

Il est acquis que les personnes en situation de handicap ont le même besoin de communiquer. Afin de faciliter cette égalité, nous avons choisi de nous concentrer sur la synthèse vocale qui présente le double intérêt d'être présente sur tous les matériels et de ne pas nécessiter l'usage d'outils encombrants, coûteux et que certains peuvent considérer, par leur visibilité, comme discriminants.

Ce choix établi, il est essentiel de fournir des structures de document bien organisées et des descriptions textuelles alternatives détaillées. Si pour les textes, la synthèse vocale rend de façon relativement identique le contenu garanti par une génération du HTML par notre logiciel qui respecte scrupuleusement des titres encadrés dans des sections, des listes et des tableaux bien renseignés. Un travail conséquent est nécessaire dès que l'on doit fournir des graphiques.

Un texte bien structuré placé comme alternative aux symboles et dessins facilite la navigation et la compréhension des informations. Les divers tests ont permis de travailler la qualité de la sémantique qui accompagne chaque schéma.

**B. Dynamique de notre système**

Le projet Latitude est un logiciel écrit en Java ce qui permet d'exploiter au mieux la modélisation orientée-objet qui favorise la modularité (Fig. 1). Il structure et met en forme du texte, génère des diagrammes UML et permet de composer des tableaux et des graphiques (histogrammes).

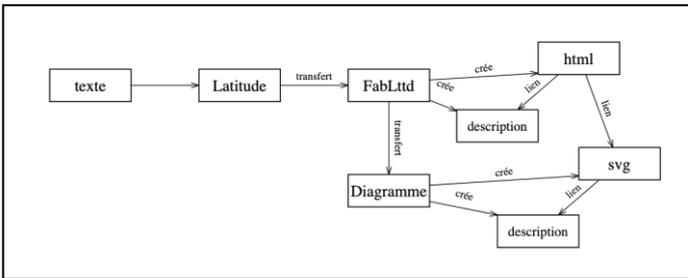


Fig. 1 Du texte brut aux documents générés, le module FabLttD (Fabrique Latitude) gère les objets Latitude.

Notre logiciel traite en entrée un fichier texte brut augmenté de balises légères. Le principe des balises légères est de permettre une indication de mise en forme comme de signaler la présence d'un titre, indiquer l'italique ou le gras, mais aussi de présenter le plus sobrement possible des structures complexes comme des tableaux, des diagrammes UML, des graphes et des graphiques.

Ces balises sont conçues comme non intrusives. Lors de la lecture, qu'elle soit visuelle ou par le truchement d'une synthèse vocale, la rencontre d'une balise doit être discrète (courte et facilement identifiable) pour ne pas détourner le lecteur du contenu du document et lui indiquer le sens porté par cette balise. Nous nous sommes inspirés des balises proposées dans d'autres logiciels, sur le principe de moindre surprise, et n'avons proposé autre chose que si cela améliorerait clairement la lisibilité tant visuelle qu'orale [5].

Nous générons des documents augmentés sous deux formes. D'abord, les fichiers HTML et SVG auront automatiquement des balises permettant au lecteur d'écran de décrire le plus justement possible un contenu. Ensuite, chaque document généré est accompagné d'un document descriptif qui offre des éléments supplémentaires pour appréhender le document décrit. Les descriptions sont accessibles directement par un lien vers la description au format HTML [6].

Les descriptions indiquent aux utilisateurs quelques propriétés telles que la longueur, la composition et la complexité du document. Elles proposent une description plus détaillée de chaque élément.

**C. Modèle objet des documents**

Entre le texte brut et les documents générés, notre système produit une structure logique orientée-objet qui permet de formaliser la structure réelle et sémantique. Cela permet d'augmenter la description par une analyse du diagramme généré (Fig. 2).

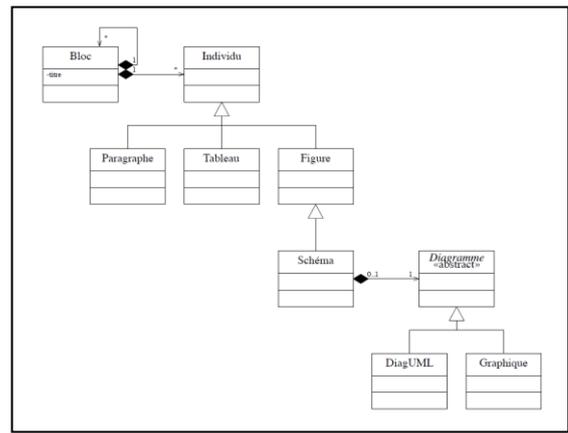


Fig. 2 Extrait du modèle formalisé.

Un bloc, qui sera traduit par une section en HTML permet de réunir des sous-sections et des individus dont on voit, par cet extrait du modèle, qu'ils peuvent être par exemple : des paragraphes, des tableaux, des figures. La classe Diagramme permet de représenter tout dessin au format SVG. C'est une représentation visuelle des données qui utilise des symboles et des formes pour représenter des informations. De cette classe, nous avons défini deux grands types : les diagrammes UML d'une part, les graphiques qui permettent de représenter diverses données numériques d'autre part. On y trouvera les graphiques à barres qui sont repris comme exemple dans la section suivante.

Pour tous les individus, l'accessibilité est soignée, nous avons déjà publié sur la structure enrichie des tableaux [4], la comparaison de nos diagrammes UML avec ce que réalisent les logiciels rencontrés sur Internet [2].

L'esthétique dans un diagramme facilite la compréhension intuitive. Un design visuellement attractif participe à la mémorisation des éléments clés. Même si l'auteur est malvoyant et s'il peut être mis en difficulté pour cette réalisation, le logiciel s'attache à le seconder pour être lu par tout public [3]. Un diagramme doit également transmettre des informations claires et précises. Chaque élément, comme des classes ou des associations, comme des barres et les axes d'un graphique avec leurs étiquettes, doivent être soigneusement défini que ce soit visuellement pour le dessin ou oralement pour la description qui accompagne chaque composant.

Les éléments et les informations portées sont organisées de manière à ce que l'utilisateur puisse explorer progressivement le diagramme sans être submergé par une quantité excessive d'informations.

Pour le diagramme présenté ci-avant, voici la trace que saura vocaliser le lecteur d'écran, on constatera la précision des termes, ce que n'offre pas la « concurrence » :

L'alternative à la figure est :  
Ce diagramme compte 9 classes et 3 associations

Extrait de la trace :

- Classe Bloc

- Association réflexive. Chaque instance de Bloc peut être composée d'un nombre quelconque d'instances de Bloc. Chaque instance de Bloc est composant de Bloc.
- Surclasse racine Individu
- Chaque instance de Bloc peut être composée d'un nombre quelconque d'instances de Individu. Chaque instance de Individu est composant de Bloc.
- Subclasse Paragraphe hérite de Individu
- etc.

Chaque fichier (HTML ou SVG) respecte bien entendu les directives du WCAG mais il est également pensé pour être sobre, aéré et facile à consulter. Ainsi, le code généré peut servir de vitrine aux enseignements sur la façon de créer des codes précis, clairs, conforme et accessible.

*D. Tracé d'un histogramme*

Le tracé de courbes pour un aveugle est parfois sujet à réserve. Certains argumentant qu'un aveugle n'a pas besoin d'une telle représentation graphique. À l'instar des diagrammes UML, il est important que cette possibilité soit offerte car un aveugle est très largement susceptible de communiquer avec des personnes voyantes et, inversement, face à une figure, l'absence d'information vocalisée laisse parfois le sentiment de passer à côté d'une information.

Nous présentons le résultat obtenu pour le tracé d'un graphique à barres et d'un graphique à barres cumulatives. Pour ces graphiques, nous attendons de l'auteur qu'il indique dans un tableau de données les diverses valeurs qui seront représentées. Comme pour la représentation de tableaux HTML, le choix est laissé à l'auteur de choisir entre trois séparateurs entre cellules: le point-virgule (comme pour le format standard CSV), la tabulation (assez répandue dans les langages à balises légères) et la barre verticale (pipe) qui présente par rapport aux deux premiers l'avantage d'être audible via la synthèse vocale. Notre logiciel détectera automatiquement le séparateur employé. Si une valeur venait à manquer ou ne soit pas conforme à un chiffre, la valeur 0 sera prise par défaut.

Une alternative au dessin du graphique est proposée dans le fichier de description généré (voir fig. 1) sous forme d'un simple tableau réunissant les valeurs. C'est une possibilité, surtout si le nombre de valeurs est limité, d'accéder aux données présentées. Pour indiquer notre choix de ces deux types de graphiques, les balises s'appellent `__barres` et `__barrescumul`. Le double soulignement avertit vocalement la présence de la balise tandis que le terme suivant est suffisamment court mais parlant.

*E. Graphique à barres*

Voici le code d'un graphique à barres tel qu'il sera saisi par l'auteur :

`__barres` Part de personnes isolées en fonction de la prévalence

```

Personnes isolées|Personnes non isolées
1%|88.0|12.0
2%|123.2|76.8
4%|150|250.0
6%|136.2|463.8
8%|108|692
    
```

Le résultat sera le suivant :

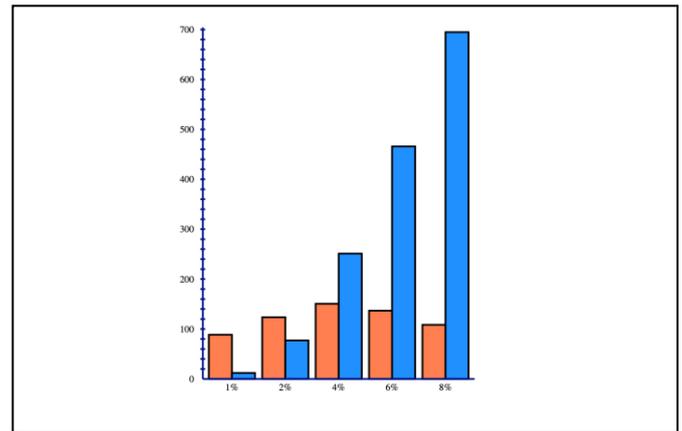


Fig. 3 Part de personnes isolées en fonction de la prévalence.

Nous retrouvons le titre de la figure 3, indiquée à la suite de la balise `barres`. Les étiquettes sur l'axe des ordonnées sont reprises de la première colonne (un terme par défaut est utilisé en cas d'absence de précision). Les étiquettes quantitatives sur l'axe des ordonnées sont déterminées automatiquement par Latitude. La hauteur des barres est optimisée pour à la fois ne pas fournir un diagramme trop grand ni trop petit pour une lisibilité correcte.

Même si notre logiciel apporte une aide pour le tracé, il ne peut remplacer la nécessaire explication qui doit toujours accompagner un graphique.

Dans le fichier de description, certaines informations comme la répartition des données est fournie, ce qui peut aider à prendre conscience de quelques particularités : différence entre la médiane et la moyenne des données, valeurs des quartiles, écart type, etc.

*F. Choix des couleurs*

Une personne mal-voyante peut être placée dans l'embarras du choix des couleurs, mais une étude faite auprès de quelques collègues habitués à la réalisation de graphiques nous confirme que ce choix n'est pas toujours assuré ni informé des contraintes de contrastes pour garantir l'accessibilité. C'est pourquoi, Latitude utilise une gamme fixée de couleurs contrastées.

Nous avons créé une séquence chromatique qui respecte les normes WCAG de contraste entre chaque couleur adjacente. Nous avons indiqué dans la palette ci-dessous la valeur des contrastes entre couleurs (Fig. 4).

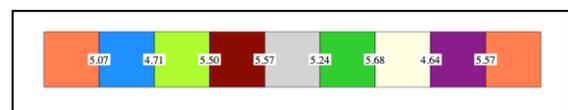


Fig. 4 Gamme de couleurs contrastées.

Vous constatez que dans nos deux graphiques, on retrouve les deux premières couleurs de cette gamme. L'énumération fut d'abord réalisée sur des ressentis de quelques personnes puis modifiée pour répondre aux exigences d'accessibilité du WCAG soit un contraste supérieur à 4.5. Ces contrastes

respectent la perception des daltoniens, des mal-voyants et de certains dyslexiques.

Les deux premières couleurs s'intitulent corail-orangé (coral) et bleu ciel (dodgerblue). Les termes sont rappelés dans la description pour faciliter aux auteurs une référence dans le texte. Au cas où plus de huit couleurs soient nécessaires, ce qui peut se rencontrer principalement dans des graphiques circulaires, le magenta foncé sera suivi du corail.

#### G. Graphiques à barres cumulatives

Si on représente sur une seule barre les diverses valeurs selon la série, avec un choix de couleurs pour les différencier, on parle d'un graphique à barres cumulatives. Dans l'exemple ci-après, nous mettons en évidence la proportion de personnes isolées et de celles qui ne le sont pas. Ces calculs sont effectués sur la base d'un groupe - entourage - de 25 personnes. La figure 5 montre le résultat généré par Latitude.

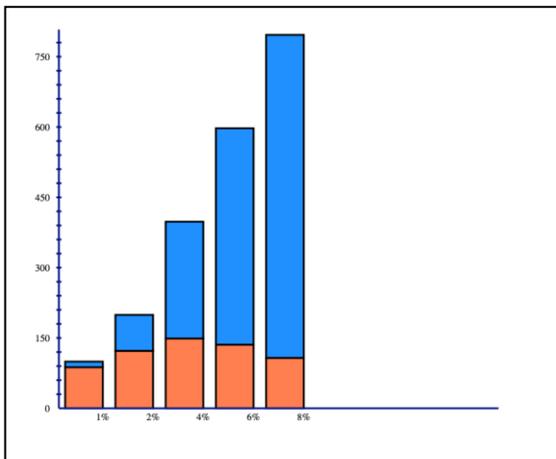


Fig. 5 Part de personnes isolées en fonction de la prévalence.

Ce choix de barres cumulatives met en évidence que si la proportion de personnes isolées diminue, leur nombre croît avec la prévalence jusqu'à un maximum égal à 4% de prévalence. Ce seuil est en fait dépendant de la taille du groupe considéré, ici un groupe restreint de 25 personnes.

#### IV. CONCLUSION

Notre logiciel a l'ambition de proposer une avancée dans le domaine de l'accessibilité numérique, avec une attention particulière portée aux personnes ayant des troubles de la vision. En dépassant le domaine de l'inclusion, notre solution offre des avantages tangibles à tous les utilisateurs, renforçant ainsi son importance dans le contexte de la technologie inclusive.

Dans cet article, nous avons présenté par l'exemple notre démarche pour à la fois permettre de réaliser des documents

accessibles mais aussi d'y inclure une dimension pédagogique pour inciter les utilisateurs à adopter la démarche en intégrant certains principes et en démontrant que cette action pouvait être enrichissante pour tous.

Nous voulons démontrer la faisabilité d'une approche simplifiée en la comparant avec d'autres outils disponibles. Nous avons déjà effectué des comparaisons qui parlent d'elles-mêmes entre Mairmed et PlantUML d'une part, Latitude de l'autre. Le logiciel a été largement testé auprès de publics appelés « ordinaires », des étudiants en informatique entendu que Latitude offre principalement des fonctions pour dessiner des diagrammes UML de conception logicielle. Les codes, HTML et SVG cités, mais aussi le code Java du logiciel, présentent une possibilité de réaliser des documents accessibles tout en restant légers et clairs dans leur écriture.

Nous continuons le développement au fur et à mesure que des attentes sont exprimées. C'est ainsi que les diagrammes de cas d'usage seront bientôt disponibles ainsi que les graphiques circulaires et les courbes. Alors que le fichier de description était initialement orienté comme assistant aux personnes mal-voyantes, il s'avère que quelques enrichissements sont très bénéfiques pour tous les auteurs de documents. Ce sont nos étudiants voyants qui ont demandé, par exemple, que la trace du lecteur d'écran soit également retranscrite dans ce fichier de description.

#### REMERCIEMENTS

Nous remercions tous les participants qui ont testé Latitude. Les tests ont été réalisés dans le cadre des cours à l'IUT du Havre.

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] Piot, M., Handicap visuel : les points noirs du numérique. In V. Meyer (Ed.), *L'Exclusion Handicapée*, pp. 147-164, Bordeaux: LEH, 2014
- [2] Serin, F., Romeo, K., *Drawing and Understanding Diagrams: An Accessible Approach Dedicated to Blind People*, Springer Nature Switzerland AG 2022, M. Antona and C. Stephanidis (Eds.): HCI 2022, LNCS 13309, pp. 94-109, 2022. [https://doi.org/10.1007/978-3-031-05039-8\\_7](https://doi.org/10.1007/978-3-031-05039-8_7)
- [3] Serin, F., Romeo, K., Towards Accessible Complete Plain Text to General Public Reader, ICCHP Open Access Compendium, Future Perspectives of AT, eAccessibility and eInclusion, éd. Petz, A., Miesenberger, K., pp. 35-42, Sept 2020
- [4] Romeo, K., Pissaloux, E., Serin, F., *Tableaux accessibles dans les documents numériques*. CNRIUT 2019, Toulon, pp.138-140, 6-7 Juin 2019
- [5] Romeo, K., Pissaloux, E., Serin, F., *Accessibilité des sites web pour les personnes présentant une incapacité visuelle*. CNRIUT 2018, Aix-en-Provence, pp.163-165, 7-8 Juin 2018
- [6] Romeo, K., Pissaloux, E., Serin, F. : Accessibilité aux informations textuelles et visuelles sur les sites web pour les personnes avec une déficience visuelle. HANDICAP 2018, Paris, 13-15 Juin 2018

# Étude de cas comparative sur l'utilisation de la multimodalité pour un accès non-visuel aux éditeurs de partitions

Ken H. ANDRIAMAHERY RANJALAHY, Musicologie, LLA-CREATIS, Allph@, UT2J, Toulouse, France, [ken.andria@univ-tlse2.fr](mailto:ken.andria@univ-tlse2.fr); Ludovic FLORIN, Musicologie, LLA-CREATIS, UT2J, Toulouse, France, [ludovic.florin@univ-tlse2.fr](mailto:ludovic.florin@univ-tlse2.fr); Nadine BAPTISTE JESSEL, Informatique, IRIT, INSPE, UT2J, Toulouse, France, [nadine.jessel@univ-tlse2.fr](mailto:nadine.jessel@univ-tlse2.fr)

**Abstract** — Les partitions et les logiciels d'édition associés reposent sur des stimuli visuels, ce qui les rend difficiles d'accès pour les utilisateurs non-voyants. Cependant et grâce à l'évolution de la technologie, l'utilisation de la multimodalité semble représenter une possibilité d'accéder aux informations musicales de manière non-visuelle. Cet article présente une approche multimodale audio-vibro-thermique pour créer et éditer des partitions. La communication des informations musicales prend appui sur un éditeur de partitions sensiblement augmenté et sur un microcontrôleur associé. Un protocole expérimental et les résultats associés sont présentés – basés sur une étude de cas comparative prenant en compte les retours utilisateurs en matière de perception sensorielle, de compréhension, de charge cognitive, et de satisfaction générale – afin de montrer l'efficacité d'une telle approche.

**Mots-clés:** *Écriture musicale, multimodalité audio-vibro-thermique, inclusion des non-voyants, assistive technology, informatique musicale, perception*

## I. VERS UN ACCÈS NON-VISUEL AUX CONTENUS MUSICAUX

Si la musique est une activité principalement auditive, les supports liés à sa pratique et à son écriture sont cependant principalement visuels : les partitions, les tablatures et leurs adaptations numériques sont les exemples les plus communs. Dans leur logique même, ces supports s'appuient principalement sur des informations et stimuli visuels, qui ne sont donc pas ou peu accessibles pour les non-voyants. Cette interaction difficile avec ces supports musicaux limite le développement de leurs compétences musicales, l'écoute intérieure d'une œuvre lors d'une lecture de partition (*inner hearing*) [1] ou certaines habitudes de pratique musicale [2] par exemple. De fait :

« L'écriture permet d'enregistrer les traces d'une configuration mentale et de les réorganiser à volonté. Grâce à elle une pensée peut être affinée et travaillée inlassablement, connaître des modifications contrôlées et des expansions illimitées tout en échappant à la répétition qui caractérise la transmission orale.» [3]

Par analogie, l'écriture musicale autorise l'enregistrement et l'organisation de la pensée musicale, ce travail permettant

ainsi de développer les compétences liées. Or, cet avantage s'évanouit lors d'un accès difficile à mode opératoire.

La solution actuelle à cette limite d'accessibilité se base sur le braille musical [4], soit l'utilisation de cellules brailles pour la retranscription d'œuvres musicales. Le braille musical est utilisé dès l'invention du braille, par Louis Braille, ce qui a permis la mise en place de stratégies similaires (bien que loin d'être identiques) à celles des voyants pour l'appréhension et le déchiffrement des supports musicaux. Alors même que ce médium a fait ses preuves en tant que support musical non-visuel efficace, il manque de formateurs, de formations et donc d'apprenants pour ce support [5]. De plus, une partie seulement des œuvres en noir est disponible en braille musical. Autant de handicaps qui entraînent des limites pour l'accès des non-voyants à l'écriture musicale.

Pour pallier cela, une approche multimodale non-visuelle alternative au braille musical est ici proposée pour l'accès aux éditeurs de partitions. Elle s'appuie sur une technologie d'accessibilité non-visuelle basée sur un éditeur de partition sensiblement augmenté et un microcontrôleur Arduino associé.

## II. MULTIMODALITÉ ET INTERFACES MULTIMODALES NON-VISUELLES

L'approche de ce projet défend l'utilisation de la multimodalité, c'est-à-dire l'utilisation simultanée de plusieurs modalités sensorielles pour accéder à l'information [6]. La notion de modalité est ici comprise non seulement comme référant à l'utilisation d'un sens pour la perception du monde, mais également aux interactions entre ces différents sens.

« La perception désigne l'ensemble des mécanismes et procédures qui nous permettent de prendre connaissance du monde qui nous entoure sur la base des informations élaborées par nos différents sens. [Les] sens visuel, auditif et haptique (tactilo-kinesthésique) [...] Dans la vie de tous les jours, ces modalités interagissent. » [7]

Dès lors, il est possible pour une information d'être encodée selon différentes modalités, parfois utilisées simultanément :

le domaine de l'audiovisuel est un excellent exemple [8]. L'interaction de ces deux modalités est souvent retrouvée au sein des œuvres multimédia, cinématographiques et dans le domaine du jeu vidéo : l'image et le son sont perçus simultanément, leurs influences se croisent. En réalité, la partition propose déjà des informations musicales en employant les modalités visuelles et auditives : la pièce musicale est encodée selon des symboles visuels, et l'interprète (de même que la fonction *playback* de l'éditeur de partitions) permet des retours audios. Pour ce projet, l'objectif est d'utiliser un principe de multimodalité semblable, mais sans recourir à la modalité visuelle, par substitution modale.

L'encodage d'une information visuelle à travers une modalité non-visuelle est possible car « il semble que la perception soit amodale, c'est-à-dire que la façon dont une information a été perçue importe peu » [3] : un accès différent à une même information, encodée selon des modalités différentes, est alors envisageable. Toutefois, afin que l'information puisse être transmise selon différentes modalités, chacune ayant leurs caractéristiques propres cela réclame une adaptation du type d'encodage. Or, une telle traduction modale du contenu et de l'organisation des données transmises peut causer la perte d'une partie de ces données (*lost in translation*). L'étude des stimuli véhiculés et des informations à transmettre est donc nécessaire pour garantir une communication non-visuelle efficace.

L'association entre stimuli multimodaux et informations musicales se voit ainsi soumise à plusieurs limites pour en garantir la bonne compréhension. La synchronisation entre les retours audio et les stimuli tactiles est essentielle : chaque information musicale doit donc être associée à un stimulus devant se déclencher au même instant. L'effet de redondance peut également nuire à la bonne compréhension de la communication employée ici [9]. En effet un double encodage d'une information peut être perturbant pour l'utilisateur ; les stimuli utilisés doivent être associés à des informations complémentaires.

L'utilisation de la multimodalité pour permettre un accès non-visuel aux contenus numériques se retrouve dans le domaine de l'informatique et, en l'occurrence, de l'informatique musicale. Ainsi, afin d'ajouter une dimension tactilo-kinesthésique à l'écriture musicale, certaines recherches défendent l'utilisation d'interfaces utilisateurs tactiles (TUIs) pour remplacer les interfaces utilisateurs graphiques (GUIs) communément utilisées dans la plupart des logiciels. Ces recherches comprennent par exemple le *Musical Composition Assistant* (ou MCA) de la TMNDA (*Taichung Motor Neuron Disease Association*) [10], un outil technologique doté d'une molette et d'un éditeur de partitions associé. Cet assistant à molette permet aux utilisateurs atteints de déficiences visuelles et physiques de naviguer au sein de l'éditeur de partitions plus facilement qu'avec un clavier et une souris. L'outil physique émet des retours haptiques légers, qui aident ainsi lors du travail musical de l'utilisateur. Bien que reçu positivement, ce

projet proposait néanmoins une prise en main de l'outil qui s'est avérée difficile et qui n'a permis qu'à un participant sur quarante d'atteindre la phase finale du protocole expérimental prévu.

Fort de cet exemple, notre recherche propose une autre alternative employant la multimodalité Audio-Vibro-Thermique (AVT) afin d'améliorer le rapport de l'apprenant à l'écriture musicale en dépit de sa condition visuelle.

### III. LA PACMAM

#### A. Principes généraux de conception

La communication non-visuelle appliquée ici s'effectue à un niveau fonctionnel ; elle se base sur des substitutions multimodales et non sur une connaissance préalable du langage musical, à la différence du système de partition qui s'appuie sur l'apprentissage d'une lecture solfégique. Avec la plateforme présentée ci-dessous, les stimuli utilisés sont souvent géométriques et/ou spatiaux, et ne dépendent donc pas de notions musicales acquises au préalable par le participant.

#### B. Description du prototype

Le prototype PACMAM (pour Plateforme Adaptative de Composition Musicale Assistée par Multimodalité) se compose d'une partie logicielle et d'une interface utilisateur tangible (TUI). La construction logicielle de la technologie proposée ici s'est centrée principalement sur une adaptation de l'éditeur de partitions *bach* [11], qui reprend les fonctions principales d'écriture musicale numérique, l'export dans divers formats associés, plusieurs configurations de son interface utilisateur et surtout la possibilité d'y intégrer une communication avec des cartes Arduino.

L'interface utilisateur tangible est un microcontrôleur Arduino AT Mega implémenté dans une boîte en bois de 30x20x5 cm (voir Figure 1) : ces dimensions correspondent à la place nécessaire pour poser deux mains de taille moyenne à plat, sans que celles-ci se chevauchent. Ce positionnement des mains est essentiel pour la perception des stimuli AVT : la face utilisable du prototype représente une interface tangible permettant une communication tactile optimale. L'interface se compose de trois parties (voir figure 1) : la zone à gauche (encadrée en vert) avec quatre boutons vibrants suivant la forme d'une main ; la zone à droite (encadrée en bleu) et sa matrice de boutons vibrants ; enfin la zone du bas qui accueille les plaques Peltier (composants capables d'émettre des messages thermiques) et les *joysticks*.

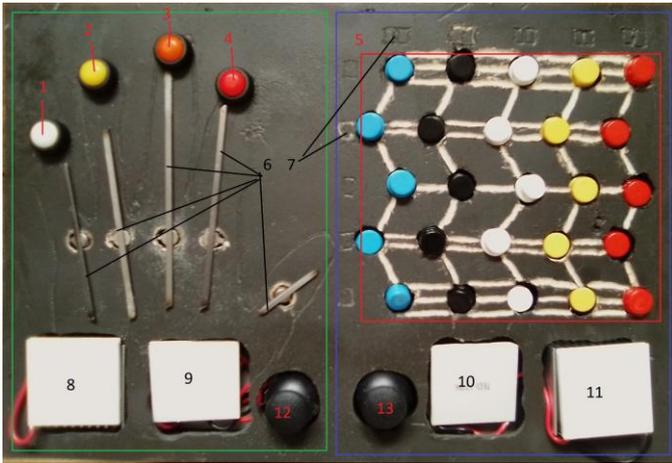


Illustration 1 : Photographie (vu du dessus) de l'interface tangible PACMAM

Cette dernière zone est implémentée de plaques Peltier sous la surface de la boîte : celles situées à l'extérieur chauffent – et sont en conséquence montées sur des refroidisseurs afin de garantir une température non-dangereuse – tandis que celles placées à l'intérieur véhiculent du froid. Ces plaques (9 et 10) ciblent l'éminence de Thénar par les stimuli chauds, visée spécifiquement en raison de sa grande sensibilité [12]. Les quatre plaques produisent des stimuli ayant une température et un emplacement différents afin de favoriser une plus grande perception des stimuli thermiques, ce prototype s'inspirant pour cela d'expérimentations précédentes s'appuyant sur une telle disposition [13]. Ces stimuli se supplémentent aux retours audios, traduisant essentiellement des informations de durée relativement longue : la spatialisation stéréo, la nuance/l'intensité sonore, etc. De plus, la hauteur des refroidisseurs sur les côtés extérieurs conduit les mains à être penchées vers l'intérieur : elles sont alors correctement orientées pour manier avec facilité les *joysticks*.

### C. Détail du fonctionnement des différentes zones

Les quatre boutons de la zone de gauche sont associés à des commandes courantes dans les éditeurs de partitions : lecture/arrêt du *playback* (4), remplacer par un silence/scinder le rythme de la note (3), copier/coller (2), annuler/refaire la dernière action (1), etc. Chacun des emplacements des doigts de la main gauche comprend une fine barre de fer au centre, elle-même attachée à un mini-moteur à vibrations. Ces barres permettent la diffusion de vibrations tout le long des différents doigts, ce qui permet l'utilisation de stimuli vibratoires localisés et de différentes intensités : ces stimuli sont principalement des retours des commandes suscitées. Ces commandes peuvent être reconfigurées par l'utilisateur, de même que le niveau d'intensité des stimuli tactiles. Ainsi de nombreuses actions et raccourcis sont rendus accessibles, et l'utilisation jointe de stimuli audio-vibro-thermiques permet une appréhension plus aisée des logiciels d'informatique musicale. Les boutons sont d'ailleurs colorés pour permettre

une meilleure appréhension du prototype par des voyants : rappelons que la multimodalité développée ici se veut accessible aux voyants comme aux non-voyants.

La zone de droite se résume à une matrice de boutons permettant d'inscrire des notes ou des rythmes sur l'éditeur de partitions. Les vingt-cinq boutons sont disposés sur une grille oblique de 5x5, de sorte à utiliser les principes de géométrie musicale pour simplifier la perception des commandes, ce qui entraîne la possibilité de plusieurs configurations de l'interface utilisateur, comme des grilles Tonnetz [14], des cercles harmoniques [15] ou rythmiques [16]. Cette organisation alternative à la partition ou au braille musical a pour avantage d'évoluer en temps réel et d'être concentrée en une petite surface, l'utilisateur pouvant sentir l'entière de la géométrie sous sa paume de main.

La zone du bas comprend deux *joysticks* (12 et 13), qui permettent une navigation de l'utilisateur au sein des interfaces logicielles. Il s'agit d'un déplacement à la fois temporel et fonctionnel en raison de sa multidirectionnalité. Ces *joysticks* peuvent être combinés à n'importe quelle main ainsi qu'à n'importe quelle autre touche du prototype : le *joystick* gauche peut être utilisé quand la main droite utilise la matrice de boutons, et vice-versa. Une pression sur ceux-ci (les transformant alors en boutons) permet la validation des différents messages et boîtes de dialogue qui apparaissent dans le cadre de l'utilisation des logiciels d'informatique musicale. Afin de vérifier l'utilisabilité de l'approche AVT le projet a effectué une étude de cas comparative [17], présentée ci-après.

## IV. ÉTUDE DE CAS COMPARATIVE

### D. Participants et critères d'inclusion

Pour les personnes participant à cette étude, l'expérience dans le domaine de la musique, de la pratique musicale et de l'informatique musicale sont prises en compte, en raison de précédentes études ayant mis en valeur des différences notables à partir d'une dizaine d'années d'expérience dans le milieu [18]. Six participants ont réalisé cette phase expérimentale : deux voyants expérimentés (A et B), deux non-voyants inexpérimentés (C et D) ainsi que deux voyants inexpérimentés (E et F).

### E. Principe général

Chaque participant a été mis en situation d'interaction avec différents modules de l'éditeur de partition. C'est sur ce point particulier que l'approche multimodale intervient et peut ainsi influencer : une même activité est présentée à un même participant, d'abord sans le support AVT puis avec celui-ci ; la confrontation de ces deux situations constitue alors la pierre angulaire de la présente phase expérimentale, qui s'apparente donc à une étude de cas comparative.

Pour chacune des deux situations, la série de commandes à effectuer est similaire : cette activité reprend des exercices simples de perception et d'écriture musicale avec un éditeur de partitions. Étant donné que certains participants sont non-voyants, les consignes sont expliquées par messages audio et l'expérimentateur vérifie (à l'oral) que celles-ci sont bien comprises. Le clavier utilisé est standard (non braille) et les retours sont principalement audio sans l'approche AVT. L'activité présentée ici consiste en deux séances d'une heure, selon la procédure suivante.

La première séance se concentre sur la perception de l'information musicale, élément fondamental de l'interaction entre utilisateur et support musical. Cette séance est répartie en la réalisation de trois modules qui correspondent aux trois dimensions de la perception musicale [8] : harmonie, spatialisation et rythme. Pour chaque module, des notions musicales correspondantes sont d'abord présentées au sujet, avec des exemples musicaux audio : accords majeurs et mineurs (harmonie) ; différentes positions dans l'espace d'un même extrait audio (spatialisation) ; des séquences de huit temps comprenant des noires et des soupirs (rythme).

Une fois ces concepts musicaux introduits et/ou rappelés à l'utilisateur, le participant est ensuite soumis à des tests de reconnaissance qui génèrent des items de manière aléatoire : il doit identifier correctement la nature de l'accord, la position, ou la séquence rythmique qui vient d'être jouée. Les mêmes actions sont ensuite reproduites avec la PACMAM, après un court temps d'acclimatation à la plateforme (comprenant notamment un rapide calibrage des stimuli vibratoires et calorifères).

Chaque test de reconnaissance comporte 20 items, qui sont effectués deux fois par chaque participant. Chaque test est réalisé d'abord sans, puis avec la plateforme, et les retours (questionnaires et observations directes) sont recueillis après chaque occurrence. Chaque paire de tests (avec et sans la multimodalité) forment un module, réalisé en entier avant de passer au suivant. Le but est ici de déterminer si la multimodalité a une influence sur l'appréhension de notions musicales fondamentales.

La seconde séance a pour objet principal la prise en main de l'éditeur de partition. Un tutoriel guide l'utilisateur à faire des manipulations simples (*playback*, édition, commandes courantes, etc.) sur un même logiciel d'édition musicale sans l'approche multimodale, puis avec. Chaque série comporte 20 items, qui correspondent chacun à une commande à effectuer sur une œuvre musicale donnée. Le tableau ci-dessous reprend l'ordre des modules de chaque séance.

#### F. Facteurs pris en compte

Les facteurs quantitatifs comprennent le temps de réponse et l'exactitude de celles-ci. Pour chaque séance, le logiciel générant les items fait également passer le test de

reconnaissance : il identifie la réponse donnée par le participant et la compare à l'item généré, tout en analysant le temps de réponse pour chaque item. En listant ces éléments, le logiciel produit alors une grille d'évaluation pour l'exploitation des résultats. L'ensemble de ces données vient compléter celles recueillies par l'examinateur afin de préciser, dans le temps, l'influence de la communication multimodale dans l'activité d'écriture musicale.

Les facteurs qualitatifs comprennent tout d'abord les observations directes. En effet, le participant est accompagné par un examinateur ayant pour but d'expliquer les consignes de la séance et d'observer l'évolution de celle-ci. Durant ces séances, cette personne a pour consigne d'intervenir au minimum afin d'évaluer l'autonomie du sujet : elle n'intervient que dans le cas de bugs logiciels, ou si le participant a demandé de l'aide ; cette consigne est explicitée à chaque participant en début de séance. En revanche, l'examinateur doit noter toutes ces demandes d'aide et noter également toutes les variations de paramètres, tout en s'assurant du bon déroulement de l'expérimentation. Les paramètres observés comprennent la durée de l'expérimentation, dans la limite de la séance, la prise en main de la plateforme (établie en fonction de l'identification et l'utilisation des commandes), l'autonomie du participant, (établie en fonction du nombre de demandes d'aide effectuées par le participant), la progression du participant (c'est-à-dire sa compréhension des notions musicales abordées).

En plus de ces paramètres directement observés, une série de questionnaires est soumise à la fin de chaque test. Si l'approche multimodale est le centre du propos ici, l'influence du prototype PACMAM en tant que technologie en elle-même est à prendre en compte : recourir à un questionnaire d'utilisabilité (F-SUS) [19] a paru de ce fait approprié. Rappelons également que l'utilisation simultanée de plusieurs flux de perception peut se révéler difficile pour le participant d'un point de vue cognitif : l'influence de la charge mentale est alors également considérée via la version francophone du questionnaire NASA-TLX [20]. Enfin, il est également demandé de répondre à un questionnaire de satisfaction. Les entrevues ont été effectuées virtuellement et/ou à l'oral, de manière à toujours avoir un retour audio disponible : l'examinateur fait passer au sujet les questionnaires, au début et à la fin de chaque module de la séance. Ainsi trois moyens de collecte de données (observations, logiciels, questionnaires) sont mis en place afin d'évaluer ces aspects au mieux.

#### G. Résultats

Tous les participants ont pu individuellement terminer le protocole expérimental dans son entièreté : les résultats de chaque participant (A jusqu'à F) sont synthétisés dans les tableaux ci-dessous. Le tableau 1 reprend la différence entre les temps de réponse (1), l'évolution de ceux-ci dans le temps (2) exprimées en seconde, la différence du nombre d'erreurs médian (3) et le pourcentage de variation globale dans les

temps de réponses (4). Le tableau 2 reprend les résultats des questionnaires (en points sur 100).

	A	B	C	D	E	F
1 (s)	-0.86	0.21	-0.13	-0.22	-0.92	0.10
2 (s)	-0.92	0.07	-0.10	-0.89	-0.56	0.73
3 (SU)	1	2	-4	-5	1	-5
4 (%)	28.90	28.67	24.82	33.53	44.49	45.65

Tableau 1 : Différences entre les données recueillies dans les deux situations (sans et avec AVT) pour chaque participant.

	A	B	C	D	E	F
SUS	82.5	95	77.5	82.5	67.5	85
NASA	63.3	73.3	60	73.3	63.3	63.3
Sat	100	100	100	96.6	83.3	96.7

Tableau 2 : Résultats des questionnaires pour chaque participant.

En utilisant la multimodalité, le temps de réponse des utilisateurs est en général inférieur à la mise en situation d'interaction avec le support musical sans AVT (pour 3 individus sur 6 ; il était comparable pour les 3 autres personnes), tandis que le nombre médian d'erreurs est souvent comparable (pour 3 utilisateurs sur 6). Les observations directes entrent également en corrélation avec ces éléments, montrant une bonne progression dans l'activité et une prise en main de la plateforme souvent facile (pour 5 participants sur 6), tandis que l'évaluation de l'autonomie est quant à elle systématiquement positive (pour tous les individus). En plus de ces éléments, les questionnaires standardisés d'utilisabilité (F-SUS) montrent des résultats encourageants car supérieurs à 75 points sur 100 pour 5 utilisateurs sur 6. Le questionnaire de satisfaction montre des résultats supérieurs à 80 points sur 100 : l'ensemble de ces données viennent appuyer l'hypothèse qui voit en l'approche AVT un support non-visuel prometteur.

En revanche, le nombre d'erreurs médian est souvent moins important quand l'individu a une expérience peu élevée (dans le cas des participants D, E et F) et utilise l'approche AVT, alors que ce nombre est comparable (pour les utilisateurs A et B), voire légèrement supérieur (pour l'individu C) quand l'utilisateur est expérimenté (comme l'indique le tableau ci-dessus). Cet élément autorise à penser que l'approche AVT semble particulièrement adaptée pour les apprenants, dans le sens où elle propose un support alternatif à ceux proposés par l'enseignement musical français à l'heure

actuelle, susceptible de les aider à construire un lien entre sensations et informations musicales. En comparaison, les utilisateurs expérimentés (qui ont déjà établi ce lien entre informations musicales et modalités perceptives) semblent percevoir l'approche AVT comme de nouvelles habitudes à intégrer avant tout.

Cette hypothèse est en corrélation avec l'évolution du temps de réponse représentant une courbe d'apprentissage : ce temps a souvent tendance à décroître (pour 5 utilisateurs sur 6), et de façon plus clairement marquée pour les participants les moins expérimentés. Cet élément semble montrer qu'une certaine habitude se forge lors de l'utilisation de l'approche AVT, ce qui porte à croire qu'un usage sur plusieurs séances serait encore plus favorable à l'utilisation de la multimodalité.

La variabilité du temps de réponse semble être inversement proportionnelle à l'expertise musicale du participant selon ces résultats. Cette tendance très marquée traduit l'importance des structures prédisposées sous-jacentes (permettant la fixation et la manipulation d'idées musicales) qui sont alors sujettes à des incertitudes en cas d'expertise musicale faible.

Dans deux cas, la charge mentale ressentie lors de l'utilisation de l'approche AVT paraît relativement élevée (pour les individus E et F) : le jeune âge de certains participants n'explique pas tout, car cet élément n'en est pas moins important dans la mesure où la charge mentale ressentie semble être comparable pour les autres utilisateurs, l'activité leur ayant également demandé une certaine concentration. Les observations directes et les résultats du questionnaire de satisfaction viennent d'ailleurs conforter ces observations. En effet, l'appréhension et l'apprentissage des notions musicales et des commandes des supports musicaux demandent déjà un certain temps d'étude et donc un certain effort ; en ce sens, les participants inexpérimentés doivent faire un effort de compréhension du langage musical (qui n'est pas encore acquis) en plus de faire un effort d'adaptation pour appréhender l'approche AVT : ce phénomène expliquerait les données montrant une charge mentale ressentie comme élevée pour ces participants. Bien que les éléments cités ici soient insuffisants pour quantifier et déterminer avec précision et certitude la diminution de la charge mentale dans le temps, ils ouvrent néanmoins la voie à des approfondissements ultérieurs quant à cette hypothèse. Ce dernier élément tend à montrer une limite de l'approche AVT.

## V. CONCLUSION

La présente étude a eu pour but de déterminer si l'emploi d'une communication AVT a une influence positive générale sur le rapport aux supports musicaux, indépendamment de leur âge, expérience ou condition visuelle. Les utilisateurs non-voyants sont alors considérés comme des cas-limites d'une même population et non pas comme une autre population à part entière [1]. En effet, développer une solution exclusive

aux non-voyants revient à les exclure à nouveau, une démarche qui serait antithétique à la volonté d'accessibilité exprimée dans ce document.

Les données recueillies durant la phase expérimentale semblent prouver que l'approche AVT (temps de réponse et nombre d'erreurs médian plus faible) pourrait être considérée comme une alternative fonctionnelle aux supports traditionnels, du moins pour les participants à l'étude. En effet, si l'utilisation de la multimodalité nécessite un certain temps d'adaptation variable selon les individus (comme le montre les courbes d'apprentissages observées), la première prise en main de la plateforme AVT s'est avérée intuitive et facile pour les utilisateurs lors de la phase expérimentale, comme l'ont indiqué les observations directes et les questionnaires SUS. Cette interaction avec un support musical sensiblement augmenté s'est révélée satisfaisante et ludique pour les utilisateurs, comme l'ont montré les questionnaires de satisfaction.

Ces résultats encouragent à poursuivre la démarche présentée ici par une autre étude avec un plus grand nombre de participants pour permettre de conforter les premières tendances observées en réponse à l'approche AVT.

#### REFERENCES

- [1] Kopiez, Reinhard & Lee, Ji. (2008). Towards a general model of skills involved in sight reading music. *Music Education Research - MUSIC EDUC RES.* 10. 10.1080/14613800701871363.
- [2] Dahl, P. (2017). *Music and Knowledge—A Performer's Perspective.* Sense Publishers.
- [3] Archambault, D. (2010). *Interaction et usages des modalités non visuelles, accessibilité des contenus complexes* [Informatique]. Université Paris VI Pierre et Marie Curie.
- [4] Kersten, F. G. (1997). The History and Development of Braille Music Methodology. *The Bulletin of Historical Research in Music Education*, 18(2), 106-125.
- [5] Park, H.-Y. (2015). How Useful is Braille Music? : A Critical Review. *International Journal of Disability, Development and Education*, 62(3), 303-318. <https://doi.org/10.1080/1034912X.2015.1020921>
- [6] Nanay, Bence (2020). Multimodal mental imagery and perceptual justification. In Dimitria Gatzia & Berit Brogaard (eds.), *The Epistemology of Nonvisual Perception*. New York: Oxford University Press.
- [7] Gaonac'h, D., Blanchet, A., Ionescu, S. (2006) « Psychologie cognitive et bases neurophysiologiques du fonctionnement cognitif », Presses Universitaires de France
- [8] Chion, Michel « L'audio-vision », Armand Colin, Paris, France, 2013
- [9] Fréard, D., Jamet, E., Le Bohec, O., Poulain, G., Botherel, V. (2007). Subjective Measurement of Workload Related to a Multimodal Interaction Task: NASA-TLX vs. Workload Profile. In: Jacko, J.A. (eds) *Human-Computer Interaction. HCI Intelligent Multimodal Interaction Environments*. HCI 2007. Lecture Notes in Computer Science, vol 4552. Springer, Berlin, Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-73110-8\\_7](https://doi.org/10.1007/978-3-540-73110-8_7)
- [10] Sheng Lin, C., Chin Lin, C., Yang, S.-W., Liou, S.-R., & Lay, Y.-L. (2014). A Musical Composition Assistant for the People with Severe Physical and Visual Disabilities. *Assistive Technology: The Official Journal of RESNA*, 24(2).
- [11] Ghisi, D., Agostini, A., Extending bach: A Family of Libraries for Real-time Computer-assisted Composition in Max. *Journal of New Music Research*, 2016, *Interactive Composition*, 46, (10.1080/09298215.2016.1236823). (hal-01561941)
- [12] Nakatani, M. et al. (2018). A Novel Multimodal Tactile Module that Can Provide Vibro-Thermal Feedback . In: Hasegawa, S., Konyo, M., Kyung, K.U., Nojima, T., Kajimoto, H. (eds) *Haptic Interaction. AsiaHaptics 2016. Lecture Notes in Electrical Engineering*, vol 432. Springer, Singapore. [https://doi.org/10.1007/978-981-10-4157-0\\_73](https://doi.org/10.1007/978-981-10-4157-0_73)
- [13] Sato, K., & Maeno, T. (2012). Presentation of Sudden Temperature Change Using Spatially Divided Warm and Cool Stimuli (p. 468). [https://doi.org/10.1007/978-3-642-31401-8\\_41](https://doi.org/10.1007/978-3-642-31401-8_41)
- [14] Tornil, B. (2019). *Présentation de l'Harmonie Musicale par une Notation Spatiale et une Souris à Retour de Force.*
- [15] Tymoczko, D. (2006). The Geometry of Musical Chords. *Science*, 313(72).
- [16] Toussaint, G. (2013). *The Geometry of Musical Rhythm : What Makes a « Good » Rhythm Good?* Taylor & Francis Group.
- [17] Yin, R. *Case Study Research and Applications*, COSMOS Corporation, SAGE Publications Inc., 2017
- [18] Kennedy, M. A. (2002). Listening to the Music: Compositional Processes of High School Composers. *Journal of Research in Music Education*, 50(2), 94–110. <https://doi.org/10.2307/3345815>
- [19] Gronier, Guillaume. 2022. "Mesure de la sensibilité et de la signification de la version française du System Usability Scale: Measuring the sensitivity and significance of the French version of the System Usability Scale." In Proceedings of the 32nd Conference on l'Interaction Homme-Machine (IHM '21). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, Article 2, 1–13. <https://doi.org/10.1145/3450522.3451241>
- [20] Cegarra, Julien & Morgado, Nicolas. (2009). Étude des propriétés de la version francophone du NASA-TLX. *EPIQUE 2009: 5ème Colloque de Psychologie Ergonomique*. 233-239.



---

# **Session : Assistance à la Mobilité**

---

**Président de session : Guy Bourhis**



# Handi-Motion : Corpus de Données de Mouvements Capturés en Situation de Handicap

Mansour Tchenegnon  
*Laboratoire IRISA*  
*Université Bretagne Sud*  
Vannes, France  
mansour.tchenegnon@univ-ubs.fr

Thibaut Le Naour  
*Motion-Up*  
Vannes, France  
tlenaour@motion-up.com

Willy Allègre  
*CMRRF de Kerpape*  
*CoWork'HIT*  
Lorient, France  
willy.allegre@vyv3.fr

Sylvie Gibet  
*Laboratoire IRISA*  
*Université Bretagne Sud*  
Vannes, France  
sylvie.gibet@univ-ubs.fr

**Résumé**—Cet article présente *Handi-Motion*, un corpus de données de mouvements de personnes ayant des handicaps moteurs. Les mouvements ont été acquis et enregistrés au moyen d'un système de capture de mouvement optique à base de marqueurs dont la position est détectée par des caméras infrarouges. Face aux difficultés rencontrées lors de l'utilisation de ce type de système pour des personnes en fauteuil roulant, nous avons enregistré le corpus avec un ensemble de sujets présentant un handicap léger et répondant aux conditions de la capture. La base de données ainsi constituée pose les fondements du développement d'applications exploitant l'intelligence artificielle pour le suivi du mouvement de personnes en situation de handicap, avec pour objectif de développer des outils d'analyse et de traitement des mouvements, afin d'améliorer l'autonomie de ces personnes.

**Mots clés**—Capture de mouvement, corpus de données, handicap moteur

## I. INTRODUCTION

Ces dernières années, le regard sur le handicap et sa prise en charge ont beaucoup évolué et ont ouvert la voie à de nouvelles disciplines. De nombreux chercheurs et ingénieurs, en collaboration avec des acteurs de la santé, s'engagent aujourd'hui dans le développement de technologies qui ont pour objectif de faciliter l'autonomie et d'améliorer les conditions de vie des personnes en situation de handicap. Parmi ces dernières, nous nous intéressons plus spécifiquement à celles qui présentent une déficience motrice impactant leurs déplacements et leurs mouvements [1], [2].

Les nombreux domaines scientifiques qui s'intéressent au mouvement humain proposent des méthodes et outils qui s'appuient sur l'utilisation de données. Cependant, malgré les progrès technologiques et méthodologiques actuels, la collecte de données motrices de personnes en fauteuil roulant reste difficile à mettre en oeuvre. De ce fait, en pratique clinique, l'analyse du mouvement humain se limite principalement à l'analyse quantifiée de la marche (AQM) pour répondre aux besoins de différents publics [3], [4].

Les techniques de reconstruction de mouvement à partir de vidéos RGB qui exploitent des modèles d'intelligence artificielle sont pour l'instant relativement imprécises (plus de 4 cm d'erreur sur les positions des articulations avec des sauts non désirés), ce qui peut les rendre non effectives pour certains besoins. De plus la mise en place de la plupart de ces techniques nécessite l'utilisation de données motrices

existantes pour l'entraînement des modèles qu'utilisent ces techniques. Or, de telles données ne sont pas disponibles à l'heure actuelle.

Dans l'objectif de produire des données de mouvement représentées sous une forme squelettique, la solution qui maximise la qualité du mouvement reconstruit, c'est-à-dire permettant une reproduction fidèle des positions et rotations des centres articulaires, consiste à utiliser des systèmes de capture de mouvement (dits systèmes MoCap). Au delà du coût et de l'espace nécessaire, ces systèmes sont parfois contraignants et nécessitent des conditions d'enregistrement *intrusives*, difficiles à satisfaire pour une personne en fauteuil roulant. Notamment, pour les systèmes de capture à base de marqueurs, il est nécessaire de demander au sujet de produire une pose de référence, appelée T-pose (posture debout avec les bras tendus, illustrée dans la Figure 1), afin de permettre l'identification des marqueurs et la calibration de la morphologie du sujet. Cette calibration facilite par la suite les post-traitements nécessaires à l'obtention de données non bruitées et cohérentes.

En dépit des difficultés rencontrées lors de l'utilisation des systèmes traditionnels de MoCap, nous avons cherché un compromis rendant possible l'utilisation de ces systèmes. Pour cela, nous avons choisi de capturer les mouvements de sujets dont le handicap est léger et qui ont la possibilité de se mettre debout pendant quelques secondes, ce qui est nécessaire à la réalisation de la T-Pose. Avec de tels sujets, il devient possible de faire la calibration, ce qui facilite les post-traitements ultérieurs à la capture.

Notre objectif est de proposer un corpus de données de mouvements afin de permettre le développement d'applications liées au handicap moteur. Plus précisément, nous cherchons à construire un corpus MoCap qui sera ensuite étendu pour entraîner des modèles d'intelligence artificielle. Le but final est de reconstruire automatiquement les mouvements de personnes en fauteuil roulant dans des environnements diversifiés, notamment dans un contexte de maintien à domicile. Il devient ainsi possible de réaliser des applications de supervision automatique, nécessitant la reconnaissance d'actions, la détection d'anomalies, par exemple la détection de chute ou d'inactivité. Dans le cadre de la réadaptation motrice, on peut également envisager la supervision semi-automatique, notamment pour

analyser et interpréter les données et faciliter le diagnostic thérapeutique, afin d'évaluer les capacités motrices des personnes en situation de handicap. Dans le même contexte, on peut aussi mentionner des applications autour de la télé-rééducation, l'évaluation du niveau d'indépendance des personnes ou l'analyse des gestes fonctionnels. Nos recherches sur l'analyse et la synthèse de mouvements visent à répondre à ces différentes finalités.

Dans cet article, nous proposons la conception d'un nouveau corpus de données de mouvements ainsi qu'une méthodologie de capture de ces mouvements dans un contexte de handicap moteur. Nous présentons tout d'abord dans la section II les différents corpus de données de mouvement existants, puis nous présentons en section III les motivations qui nous poussent à la réalisation de ce corpus de données ainsi que la composition de ce dernier. La section IV détaille le protocole d'acquisition utilisé et la section V décrit les données de mouvement capturées. En section VI, nous présentons une expérimentation d'analyse et de test sur ces données avant de conclure et de présenter nos travaux futurs.



FIGURE 1. Illustration de la posture T-Pose

## II. APPROCHES CONNEXES

De nombreuses bases de données de mouvements capturés (MoCap) ont été conçues pour diverses activités liées au mouvement. L'une des toutes premières bases de données de MoCap a été *CMU Motion Capture Database* [5] proposée par Carnegie Mellon University. Elle comprend une grande variété de catégories de mouvements, notamment des mouvements d'interaction entre humains ou avec l'environnement, des mouvements d'activités physiques et sportives, mais aussi d'activités quotidiennes. Dans le contexte de la reconnaissance d'actions, Müller et al. [6] du Max Planck Institute ont créé la

base de données *Mocap Database HDM05*. HDM05 contient plus de 70 classes de mouvements réalisés 10 à 50 fois par différents acteurs. D'autres corpus de données de mouvements plus spécifiques ont été constitués, en particulier celui proposé par Carreno-Medrano et al. [7] qui contient huit heures de gestes expressifs théâtraux réalisés par huit acteurs différents, ou encore les corpus multimodaux composés de gestes de la langues des signes françaises, incluant des mouvements corporels, faciaux et manuels pour l'animation d'avatars signant [8], [9].

Plus récemment, un nouveau type de bases de données de mouvements a vu le jour. Ces bases de données associent conjointement vidéos ou séquences d'images, données de MoCap, et sont communément exploitées en vision par ordinateur avec des méthodes d'apprentissage automatique. Dans ce contexte, Human3.6m [10] est l'une des plus grandes bases de données de mouvements composée d'activités de tous les jours. Dans la même catégorie, des bases de données d'activités plus spécifiques ont été créées. On note Fit3D [11] qui se compose de mouvements d'exercices de fitness, HumanSC3D [12] qui est une base de données de mouvements comprenant beaucoup de contacts avec soi-même (tels que croiser les jambes, toucher sa tête), ou encore CHI3D [13] qui comprend des actions d'interactions humaines telles que se serrer la main, se tenir la main, s'étreindre.

Ces différentes bases de données ont été obtenues au moyen de divers systèmes de capture de mouvement.

## III. CORPUS DE DONNÉES

Notre corpus de données est dédié spécifiquement à des mouvements caractéristiques du handicap moteur. Nous considérons plus spécifiquement les handicaps pour lesquels il est nécessaire d'utiliser un fauteuil roulant. Notre sélection s'est faite dans un contexte de maintien à domicile en se référant à des classifications et modèles reconnus au niveau international dans le champ du handicap, notamment ceux de la CIF (Classification Internationale du Fonctionnement) [14], [15].

### A. Motivations

Plusieurs raisons motivent notre souhait de mettre en place ce corpus de données.

En premier lieu, nous souhaitons entraîner des modèles performants d'intelligence artificielle (IA) sur ce type de données, inexistantes à l'heure actuelle dans la communauté internationale. Les informations collectées seront exploitées pour reconstruire les mouvements, les visualiser ou reconnaître certaines actions. Les modèles d'IA développés permettront la mise en place d'applications par lesquelles il sera possible, d'analyser les activités quotidiennes et d'assister les systèmes de surveillance à domicile dans les appartements connectés pour des personnes en situation de handicap, l'objectif final étant d'améliorer les conditions de vie dans ces appartements.

De plus, la multiplicité des handicaps génère une grande variabilité de mouvements dans la réalisation d'actions spécifiques. À travers ce corpus, nous cherchons à analyser cette

variabilité. Plus spécifiquement, nous voulons étudier l'impact de cette variabilité sur les modèles d'IA pour la reconnaissance d'action, notamment en termes de robustesse.

Par ailleurs, les méthodes traditionnelles de capture de mouvement (MoCap) sont difficiles à utiliser pour des personnes en fauteuil roulant. Qu'elles soient optiques (grâce à un ensemble de caméras entourant l'acteur sur qui sont placés des marqueurs réflexifs), ou inertielles (au moyen d'un équipement de capteurs inertiels IMU, positionnés en différentes positions du corps), ces technologies imposent la plupart du temps des contraintes techniques qui peuvent s'avérer difficiles à respecter dans le contexte du handicap. Parmi ces contraintes, on peut citer l'équipement de combinaison ou la nécessité de produire une T-Pose pour la calibration du système. En outre, de tels systèmes soulèvent des problèmes d'occultation dus à la présence du fauteuil. L'ensemble de ces contraintes peut rendre nécessaire un post-traitement des données long et fastidieux, selon la technologie utilisée et le type d'action exécutée. Enfin, utiliser ces systèmes nécessite des compétences techniques difficiles à acquérir et à expérimenter en milieu clinique.

Pour toutes ces raisons, la création du corpus Handi-Motion permet l'expérimentation de nouvelles méthodes d'IA pour la reconstruction de mouvement à partir de vidéo RGB (et par extension RGB-D), a priori moins contraignantes que les méthodes MoCap et plus faciles à exploiter. Ces modèles d'IA serviront notamment à la mise en place de systèmes de suivi et d'enregistrement de mouvement en temps réel, facilitant la pratique clinique pour laquelle les professionnels travaillent en temps limité. L'un de nos objectifs est en effet d'être capable de générer des vidéos de mouvement en situation de handicap à partir des données MoCap de ce corpus. Celles-ci serviront à l'entraînement des modèles d'IA de reconstruction.

Enfin, ce corpus de données, comme tout corpus de données existant, constituera une ressource utile pour la synthèse et l'animation de personnages virtuels, mais également pour l'analyse du mouvement biomécanique et pour bien d'autres applications utilisant le mouvement humain.

### B. Systèmes de Capture de Mouvement

Il existe une variété de systèmes de capture de mouvement. Les systèmes mécaniques utilisent un exosquelette composée de capteurs. L'acteur s'équipe de l'exosquelette qui suit ses mouvements, permettant une mesure relative du mouvement. Il y a aussi les systèmes à capteurs inertiels qui utilisent pour la plupart, des unités de mesure inertielle (IMU) contenant une combinaison de gyroscope, magnétomètre et accéléromètre, pour mesurer les taux de rotation.

On compte également les systèmes optiques basée sur caméras infrarouges et marqueurs qui sont les plus répandus. On pose sur l'acteur des marqueurs qui sont traqués par les caméras infrarouges afin de déduire leur position et trajectoire et produire par la suite un squelette animé. D'un côté, cette technique permet une reconstruction précise (i.e., <0.5mm) et à un débit élevé (de 500Hz à 1400Hz selon les systèmes). De l'autre, le choix du nombre de marqueurs permet notamment

d'obtenir une grande précision sur les parties du corps souhaitées ainsi que le calcul des rotations du squelette (a minima 3 trajectoires sont nécessaires pour calculer l'évolution de la rotation d'un centre articulaire, mais cette technologie permet de maximiser l'estimation en ajoutant d'autres trajectoires).

### C. Actions et Scénarios

D'un point de vue méthodologique, nous avons travaillé en collaboration avec des professionnels (ergothérapeutes à domicile, ingénieurs spécialisés dans les assistances technologiques et smart home) pour définir les actions et les scénarios de notre corpus, en suivant les étapes ci-après :

- 1) Passage en revue des items de la CIF (Classification Internationale du Fonctionnement).
- 2) Groupe de discussion et interviews avec des experts pour sélectionner les items/scénarios en lien avec le mouvement et le domicile.
- 3) Priorisation des items/scénarios en fonction des capacités d'analyse de systèmes de capture vidéo génériques et des enjeux que l'on trouve dans la littérature scientifique du domaine.

Nous avons tout d'abord recensé une liste d'actions liées à l'utilisation d'un fauteuil roulant mobile (FRM). Nos objectifs visant l'assistance à domicile, nous avons sélectionné un certain nombre d'actions qui régissent la vie quotidienne, regroupées en trois classes.

- **Mobilité.** Cette catégorie regroupe les actions relatives au déplacement en fauteuil, parmi lesquelles on a répertorié les actions de : *avancer, reculer, tourner (à gauche ou à droite), faire demi-tour, s'arrêter.*
- **Gestes du quotidien.** Dans cette catégorie sont recensées les actions effectuées au quotidien, parmi lesquelles : *saisir/déposer/lancer un objet, s'étirer, ouvrir des objets spécifiques (boîtes), ouvrir une porte, manger, boire, se chausser, se vêtir, faire des push-up.* Ces actions sont simulées lors de l'enregistrement des données, les objets ne figurant pas dans la scène.
- **Transferts.** Ce sont des actions spécifiques qui consistent à quitter son fauteuil pour s'asseoir ou s'allonger et vice versa. On note : *transfert lit-fauteuil, transfert fauteuil-chaise.*

Puis nous avons défini un total de douze scénarios sur la base de ces actions. Nous présentons ci-dessous les différents scénarios qui ont été utilisés lors de l'acquisition des données et qui ont servi de ligne directrice pour l'exécution des mouvements à capturer.

- 1) **Boire un verre d'eau :** ouvrir un placard en hauteur, côté gauche ; saisir un verre et le poser sur la table devant soi ; se servir à boire en prenant une carafe située à droite de la table ; porter le verre à sa bouche et boire.
- 2) **Changer de posture en fauteuil :** faire un push up (5 secondes) ; s'étirer.
- 3) **Découper un aliment :** prendre un aliment (ex : banane, côté droit de la table) ; déposer l'aliment dans l'assiette

devant soi ; prendre un couteau (côté droit de la table) et couper l'aliment ; ramasser les bouts de l'aliment coupés avec ses mains ; mettre les bouts dans un plat (à gauche de la table).

- 4) **Se servir à manger** : prendre les couverts et les déposer de part et d'autre de l'assiette devant soi ; récupérer le bol de salade (à droite de l'assiette, qui est posée devant soi) ; se servir de la salade dans l'assiette ; prendre les couverts et couper la salade ; piquer la salade avec la fourchette et porter la fourchette à la bouche.
- 5) **Se brosser les dents** : se positionner en face du lavabo ; attraper la brosse à dents et le dentifrice (placés au fond du lavabo) ; mettre le dentifrice sur la brosse à dents ; se brosser les dents ; se rincer la bouche à l'aide d'un verre (placé à gauche du lavabo).
- 6) **Ramasser un crayon** : enlever les freins ; avancer avec le FRM ; tourner à droite ; stopper et mettre les freins ; ramasser un crayon par terre.
- 7) **Mettre une veste** : avancer avec le FRM en face de l'armoire ; ouvrir l'armoire en reculant un peu le FRM ; prendre une veste dans l'armoire ; enfiler la veste et remonter le zip ; pause (optionnel) ; redescendre le zip ; enlever la veste.
- 8) **Se mettre au lit** : faire un transfert du fauteuil vers le lit ; s'allonger dans le lit ; se retourner à droite ; pause (optionnel) ; revenir à sa position initiale ; pause (optionnel) ; se positionner correctement dans le lit à l'aide de la potence.
- 9) **Prendre le petit-déjeuner** : s'approcher du plan de travail en FRM ; prendre un bout de pain et le mettre dans le grille-pain ; actionner le grille-pain ; pause (optionnel) ; prendre le pain et le poser sur ces genoux ; se retourner et se déplacer en FRM vers la table ; poser le pain, prendre un couteau et tartiner le beurre sur le pain ; ouvrir le pot de confiture et tartiner la confiture sur le pain.
- 10) **Se lever le matin** : se transférer du lit au FRM ; enlever les freins et avancer ; éteindre la lumière en actionnant un interrupteur ; ouvrir la porte en face ; reculer en fermant la porte ; faire un demi-tour gauche puis avancer.
- 11) **Simulation de chute (APAS uniquement)** : exécution de différentes scènes de chutes.
- 12) **Scénario libre** : Ce scénario permet de donner une liberté d'action aux sujets de la capture afin d'obtenir des mouvements naturels non contraints.

#### IV. ACQUISITION DES DONNÉES

Après la définition du corpus de données, il a été nécessaire de trouver un protocole rigoureux pour réaliser la capture. Ce protocole a pris en compte les paramètres techniques qui regroupent tous les aspects liés au matériel à utiliser. Il nous a fallu également envisager des solutions pour capturer les mouvements d'un nombre suffisant de sujets, compte tenu des contraintes liées à la MoCap.

#### A. Paramètres techniques

L'acquisition des données a été réalisée grâce à des moyens de capture traditionnels. Nous avons opté pour une capture optique à base de marqueurs et choisi le système *Optitrack-Motive*. La capture s'effectue au moyen de caméras infrarouges qui localisent les différents marqueurs. Les informations sur les marqueurs sont utilisées par la suite pour reconstruire le mouvement. Les paramètres techniques prennent donc en considération l'environnement de capture ainsi que le choix d'un jeu de marqueurs à positionner sur le corps.

1) *Salle de capture*: Les mouvements du corpus nécessitent suffisamment d'espace pour faciliter les déplacements en fauteuil. Les séances de capture ont eu lieu dans une salle équipée du système *Optitrack*. La salle comprend environ 100 m<sup>2</sup> dans laquelle sont disposées 18 caméras de MoCap (tous les câbles sont aériens, réduisant les risques de contact avec le matériel). La Figure 2 présente les dimensions de la salle et le positionnement des caméras de MoCap. Ces dernières capturent à une fréquence de 120 fps avec une précision estimée après calibration de 0.45mm.

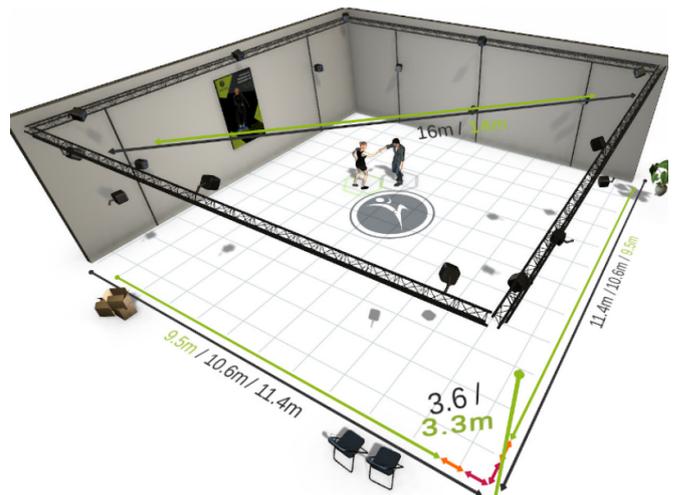


FIGURE 2. Salle de capture.

2) *Jeu de marqueurs*: La technologie de capture de mouvement *Optitrack-Motive* est basée sur une utilisation de marqueurs passifs positionnés sur le corps de l'acteur. Ils nous faut donc définir le jeu de marqueurs à utiliser, c'est-à-dire définir un nombre de marqueurs et identifier leur emplacement idéal sur le corps afin d'obtenir les meilleurs résultats d'enregistrement. Dans notre solution, nous avons utilisé un jeu de 49 marqueurs. Un aperçu est présenté dans la Figure 3.

#### B. Sujets capturés

Dans le protocole d'acquisition de données, l'idéal serait de capturer uniquement des personnes en réelle situation de handicap. Cependant les contraintes imposées par les technologies de MoCap rendent ce point difficile à réaliser. Notamment la calibration pour la capture optique nécessite que le sujet se mette debout en T-pose (illustration Figure 1) pendant une

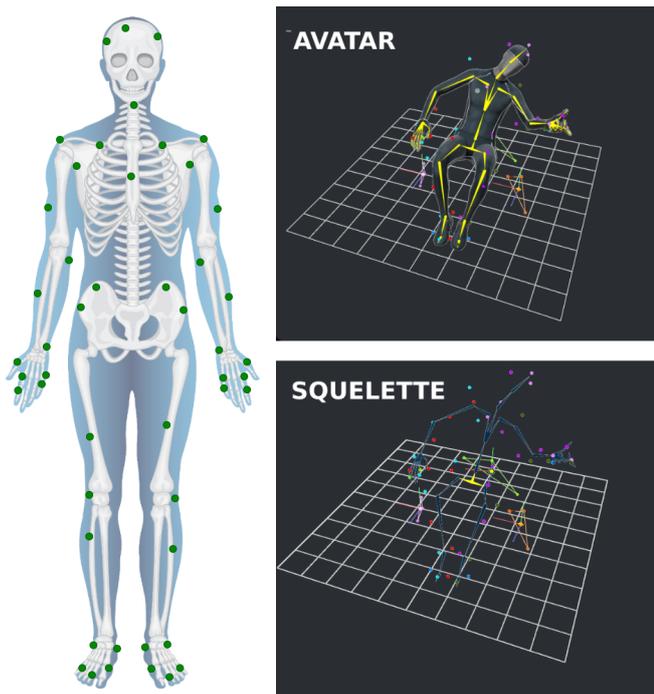


FIGURE 3. Jeu de marqueurs utilisé et aperçus de rendu dans le logiciel de capture.

durée déterminée (environ 10s), ce qui n'est pas forcément possible pour tous les sujets en situation de handicap moteur. Nous avons donc opté pour un ensemble de 8 sujets, parmi lesquels 3 sont en situation de handicap et les 5 autres simulent les actions à réaliser. On compte parmi les 3 sujets en situation de handicap 2 femmes et 1 homme. Parmi les sujets qui simulent, nous avons sélectionné deux étudiantes de la filière APAS (Aptitude Physique Adaptée à la Santé) qui, contrairement aux sujets en situation de handicap, peuvent exécuter les scénarios de chute. Plus de détails sur les sujets sont donnés dans la Table I.

TABLE I  
RÉPARTITION DES SUJETS DE LA CAPTURE.

	Handicap	Acteur	Total
Homme	1	2	3
Femme	2	3	5
Total	3	5	8

### V. DONNÉES CAPTURÉES

Les données ont été capturées pour les 8 sujets suivant les 12 scénarios. Ces derniers ont été exécutés 1 ou 2 fois par chacun des sujets. Après post-traitements dans le logiciel *Motive*, les données capturées ont permis d'obtenir environ **115 minutes** d'enregistrement à une fréquence d'échantillonnage de 120 Hz. On distingue deux types de données après les post-traitements, les données brutes et les données du squelette reconstruit.

#### A. Données brutes

Les données brutes représentent les enregistrements des positions des marqueurs telles qu'elles sont capturées par les caméras de mouvement.

#### B. Données du Squelette

Dans notre contexte, ces données représentent les données structurales squelettiques calculées à partir des positions des marqueurs. En effet, comme le montre la Figure 3, il est possible d'utiliser ces positions pour reconstruire les centres articulaires du squelette. Les données squelettiques contiennent les informations dites de MoCap, à savoir les angles aux articulations et les longueurs des os du squelette. L'entraînement des modèles d'IA s'appuie sur ces données. Ce sont aussi ces données qui permettent l'animation des personnages virtuels.

### VI. ANIMATION DE PERSONNAGES VIRTUELS

Dans cette expérimentation, nous utilisons les données de notre corpus pour animer des avatars dans un environnement de synthèse. L'objectif est de générer des vidéos de synthèse qui augmentent les mouvements originaux. En effet, grâce à la synthèse, il est possible d'utiliser un nombre spécifié de caméras pour capturer différents angles de vues. La Figure 4 montre un aperçu de l'environnement virtuel de synthèse. L'avantage d'utiliser un tel environnement pour la génération des séquences d'images réside dans la facilité d'extraction des données squelettiques qui seront ensuite utilisées pour l'entraînement des modèles d'IA, capables de prédire et reconstruire de nouveaux mouvements.

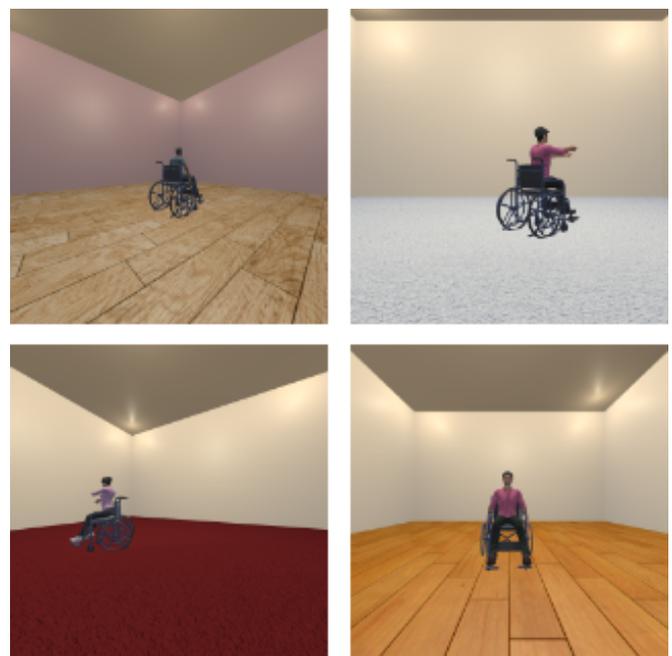


FIGURE 4. Aperçu de l'environnement virtuel pour l'animation de personnages. Quatre angles de vue obtenus par quatre caméras placées sur la scène.

L'expérimentation a montré que les mouvements capturés sont reproduits sans difficulté par les personnages virtuels. Cette expérimentation pose les jalons de l'évaluation de notre corpus. Les animations générées à la suite de ce traitement seront utilisées pour définir le protocole d'évaluation et concevoir des formulaires d'étude statistique. Le processus est en phase d'ajustement, car il est nécessaire au préalable de synchroniser les déplacements du personnage avec ceux du FRM et d'ajuster le positionnement dans le FRM.

## VII. DISCUSSION ET CONCLUSION

Dans cet article nous présentons Handi-Motion, un corpus de données de mouvements capturés dans un contexte de handicap moteur nécessitant l'usage d'un fauteuil roulant. Face aux contraintes imposées par les systèmes traditionnels de MoCap, nous avons considéré des sujets en situation de handicap moteur, capables de se mettre debout pendant quelques secondes. Comme nous avons peu de sujets répondant à cette problématique, nous avons été amenés à enregistrer des données supplémentaires avec des acteurs simulant les mouvements. Dans un futur proche, nous avons l'intention de valider l'ensemble de ces données au moyen d'évaluations perceptuelles réalisées par des experts de la communauté handicap. À cette fin, nous prévoyons de définir un protocole d'évaluation à partir de questionnaires sur des vidéos de synthèse générées à partir des données de MoCap, et de réaliser une étude statistique sur les résultats de ces questionnaires. L'étude prendra en compte la comparaison entre les données capturées sur des personnes en situation de handicap et celles des autres sujets. Nous prévoyons également mener une étude sur la possibilité d'associer des techniques d'IA aux systèmes de MoCap pour faciliter les conditions de capture de mouvement de haute qualité. En particulier, l'IA pourrait être utilisée pour régler les problèmes de calibration des systèmes MoCap, notamment pour la production de la T-Pose sans que le sujet n'ait à se mettre debout et pour la correction des occultations liées à la présence du fauteuil roulant.

## ACKNOWLEDGMENT

Nous remercions toutes les personnes, en particulier celles en situation de handicap qui ont accepté de participer à cette expérience de capture de mouvement (avec la participation du Cowork'HIT, des étudiants de STAPS, de l'agglomération de Vannes). Nous remercions également Motion-Up qui a mis à disposition son matériel de motion capture et organisé les sessions d'enregistrement, ainsi que l'Université Catholique de l'Ouest Vannes Bretagne-Sud (UCO-BS), qui a donné accès à ses locaux.

## RÉFÉRENCES

- [1] J. A. G.-G. J. G. Enríquez, Luis M. Soria Morillo and J. A. Álvarez-García, "Two decades of assistive technologies to empower people with disability : A systematic mapping study," *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, pp. 1–18, 2023.
- [2] R. E. Cowan, B. J. Fregly, M. L. Boninger, L. Chan, M. M. Rodgers, and D. J. Reinkensmeyer, "Recent trends in assistive technology for mobility," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, no. 1, p. 20, 2012.
- [3] G. Cicirelli, D. Impedovo, V. Dentamaro, R. Marani, G. Pirlo, and T. R. D'Orazio, "Human Gait Analysis in Neurodegenerative Diseases : A Review," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 26, no. 1, pp. 229–242, 2022.
- [4] L. Di Biase, A. Di Santo, M. L. Caminiti, A. De Liso, S. A. Shah, L. Ricci, and V. Di Lazzaro, "Gait Analysis in Parkinson's Disease : An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring," *Sensors*, vol. 20, no. 12, p. 3529, 2020.
- [5] C. M. University. CMU Graphics Lab Motion Capture Database. [Online]. Available : <http://mocap.cs.cmu.edu/>
- [6] M. Muller, T. Roder, M. Clausen, B. Eberhardt, B. Kruger, and A. Weber, "Documentation Mocap Database HDM05," Universität Bonn, Tech. Rep. CG-2007-2, 2007.
- [7] P. Carreno-Medrano, S. Gibet, C. Larboulette, and P.-F. c. Marteau, "Corpus Creation and Perceptual Evaluation of Expressive Theatrical Gestures," in *Intelligent Virtual Agents*, T. Bickmore, S. Marsella, and C. Sidner, Eds., 2014, vol. 8637, pp. 109–119.
- [8] 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*, 2018.
- [9] L. Naert, C. Larboulette, and S. Gibet, "LSF-ANIMAL : A Motion Capture Corpus in French Sign Language Designed for the Animation of Signing Avatars," in *Proceedings of the Twelfth Language Resources and Evaluation Conference*, 2020, pp. 6008–6017.
- [10] C. Ionescu, D. Papava, V. Olaru, and C. Sminchisescu, "Human3.6M : Large Scale Datasets and Predictive Methods for 3D Human Sensing in Natural Environments," *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 36, no. 7, pp. 1325–1339, 2014.
- [11] M. Fieraru, M. Zanfir, S. C. Pirlea, V. Olaru, and C. Sminchisescu, "AIFit : Automatic 3D Human-Interpretable Feedback Models for Fitness Training," in *2021 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2021, pp. 9914–9923.
- [12] M. Fieraru, M. Zanfir, E. Oneata, A.-I. Popa, V. Olaru, and C. Sminchisescu, "Learning Complex 3D Human Self-Contact," in *Proceedings of the AAAI Conference on Artificial Intelligence*, vol. 35, 2021, pp. 1343–1351.
- [13] —, "Three-Dimensional Reconstruction of Human Interactions," in *2020 IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2020, pp. 7212–7221.
- [14] G. Stucki, N. Kostanjsek, B. Üstün, and A. Cieza, "ICF-based classification and measurement of functioning," *EUROPEAN JOURNAL OF PHYSICAL AND REHABILITATION MEDICINE*, vol. 44, no. 3, 2008.
- [15] G. Stucki, T. Ewert, and A. Cieza, "Value and application of the ICF in rehabilitation medicine," *Disability and Rehabilitation*, vol. 24, no. 17, pp. 932–938, 2002.



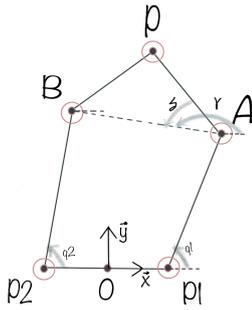


FIGURE 1. Schéma cinématique du pantographe

On écrit la fonction  $mgd(q_1, q_2)$  capable de calculer la position du point terminal P à partir des informations articulaires.

$$OP = mgd(q_1, q_2) \quad (1)$$

On définit O comme le point d'origine au milieu des 2 rotations motorisées. De ce point on calcule la position des points A et B en suivant la projection des angles  $q_1$  et  $q_2$ .

$$x_A = -\frac{d}{2} + l * \cos(q_1) \quad (2)$$

$$y_A = l * \sin(q_1) \quad (3)$$

$$x_B = \frac{d}{2} + l * \cos(q_2) \quad (4)$$

$$y_B = l * \sin(q_2) \quad (5)$$

Ces points A et B permettent de trouver le triangle isocèle ABP on obtient la position relative du point P par rapport au point B en calculant les l'angle  $\gamma$  du segment  $\vec{AB}$  dans le repère absolu et l'angle  $\delta$  dans le triangle  $\{AB, AP\}$ .

$$x_P = x_B + \cos(\gamma - \delta) \quad (6)$$

$$y_P = y_B + \sin(\gamma - \delta) \quad (7)$$

À partir de ce modèle géométrique, il est possible de calculer la dérivée numériquement, ce qui nous donne la jacobienne du système. Ainsi on calcule numériquement la dérivée partielle pour chaque variation d'angle  $q_1$  et  $q_2$ .

$$\delta P_1 = \frac{dP}{dq_1} = mgd(q_1 + dq, q_2) - P \quad (8)$$

$$\delta P_2 = \frac{dP}{dq_2} = mgd(q_1, q_2 + dq) - P \quad (9)$$

$$J = \left\{ \frac{\delta P_1}{dq}, \frac{\delta P_2}{dq} \right\} \quad (10)$$

L'algorithme du composant de retour haptique est le suivant :

```

if  $abs(erreur) \geq seuil\_angle$  then
   $cmd \leftarrow K * (erreur)$ 
end if

```



FIGURE 2. Dispositif de guidage kinesthésique (Haply-2DIY) avec au dessus une caméra Zed2i de Stereolabs

```

if  $cmd > MAX$  then
   $cmd \leftarrow MAX$ 
end if
if  $cmd < -MAX$  then
   $cmd \leftarrow -MAX$ 
end if

```

Ainsi les paramètres de l'algorithme sont la valeur de  $seuil\_angle$ , le coefficient d'asservissement  $K$  en dehors de la zone morte et la force maximum du dispositif ( $MAX$ ). On définira  $MAX$  en fonction des limites du dispositif à 15N. Les paramètres ont été choisis de manière empirique ( $seuil\_angle : 10^\circ$ ,  $K : 20/\pi$ ) en fonction du confort ressenti par les premiers utilisateurs. Ce composant d'asservissement envoie la valeur de  $cmd$  dans le dispositif. Cette commande est une force  $F$  dans la direction latérale (de gauche à droite), elle est ensuite transformée en couples dans les moteurs à travers le modèle cinématique du pantographe. Ce modèle est implémenté dans la Jacobienne  $J$  du dispositif.

$$\tau = J * F \quad (11)$$

Où  $F$  est un vecteur composé de la valeur de commande  $f_x \leftarrow cmd$  et pour  $f_y \leftarrow 0$ .

### B. Localisation et orientation

La localisation et l'orientation sont obtenues grâce à une fusion d'informations visuelles de la scène et d'informations inertielles issues d'une IMU (Inertial Measurement Unit). Ces informations sont embarquées dans la caméra RGB-D choisie (Stereolabs Zed2i). Cette caméra met à disposition un système d'odométrie qui s'appuie sur un algorithme de VSLAM qui intègre le flux optique et l'IMU.

Le système s'appuie sur le filtre de Kalman pour fusionner les informations en fonction du degré de confiance qu'on peut avoir dans les mesures.

L'IMU permet de corriger les erreurs accumulées au fil du temps en raison de la dérive des capteurs visuels. En fusion-

nant les données de l'IMU avec les informations visuelles, le VSLAM avec IMU peut maintenir une estimation plus précise de la pose du système.

$$\mathbf{a}_{\text{IMU}} = \mathbf{R}_{\text{WB}} \cdot (\mathbf{a}_{\text{body}} - \mathbf{b}_a) + \mathbf{g} \quad (12)$$

$$\boldsymbol{\omega}_{\text{IMU}} = \mathbf{R}_{\text{WB}} \cdot (\boldsymbol{\omega}_{\text{body}} - \mathbf{b}_\omega) \quad (13)$$

Où  $(\mathbf{R}_{\text{WB}})$  est la matrice de rotation de la caméra par rapport au monde, et  $(\mathbf{b}_a)$  et  $(\mathbf{b}_\omega)$  sont les biais d'accélération et de gyroscope respectivement.

On pose d'autre part le modèle d'observation pour les caractéristiques visuelles 2D  $(u, v)$ .

$$I_x \cdot u + I_y \cdot v + I_t = 0 \quad (14)$$

La fusion est effectuée en utilisant un filtre de Kalman étendu. Le principe de ce filtre consiste à avoir une prédiction statistique comme suit :

$$\hat{\mathbf{x}}_{k+1}^- = \mathbf{f}(\hat{\mathbf{x}}_k + \mathbf{u}_k) \quad (15)$$

$$\mathbf{P}_{k+1}^- = \mathbf{A}_k \mathbf{P}_k \mathbf{A}_k^T + \mathbf{Q}_k \quad (16)$$

Où  $\hat{\mathbf{x}}_{k+1}^-$  est l'estimation a priori de l'état à l'instant  $k+1$ ,  $\mathbf{f}$  est la fonction de transition,  $\mathbf{u}_k$  sont les entrées de commande (mesures inertielles),  $\mathbf{P}_{k+1}^-$  est la covariance a priori, et  $\mathbf{Q}_k$  est la covariance du processus.

Ensuite une équation de correction du filtre de Kalman avec les mesures visuelles est appliquée :

$$\mathbf{K}_k = \mathbf{P}_{k+1}^- \mathbf{H}_k^T (\mathbf{H}_k \mathbf{P}_{k+1}^- \mathbf{H}_k^T + \mathbf{R}_k)^{-1} \quad (17)$$

$$\hat{\mathbf{x}}_{k+1} = \hat{\mathbf{x}}_{k+1}^- + \mathbf{K}_{k+1} (\mathbf{z}_{k+1} - \mathbf{h}(\hat{\mathbf{x}}_{k+1}^-)) \quad (18)$$

$$\mathbf{P}_{k+1} = (\mathbf{I} - \mathbf{K}_{k+1} \mathbf{H}_{k+1}) \mathbf{P}_{k+1}^- \quad (19)$$

Où  $\mathbf{K}_k$  est la matrice de gain de Kalman,  $\mathbf{H}_{k+1}$  est la matrice jacobienne de la fonction de mesure  $\mathbf{h}$ ,  $\mathbf{R}_{k+1}$  est la matrice de covariance du bruit de mesure.

Ces équations représentent le processus de prédiction et de correction du filtre de Kalman utilisé pour fusionner les informations provenant de l'IMU et des mesures visuelles dans un système VIO (Visual Inertial Odometry) comme expliqué dans [11].

### C. Détection d'obstacles et calcul de trajectoire

RTAB-Map (Real-Time Appearance-Based Mapping) est un algorithme de cartographie et de localisation simultanée (SLAM) utilisé dans le domaine de la robotique et de la vision par ordinateur. Cet algorithme est principalement conçu pour être utilisé avec des robots mobiles autonomes. L'avantage face à la cartographie implémentée par Stereolabs, intrinsèque à la SDK de la Zed2i, est la capacité à dynamiquement changer la grille d'occupation en fonction des obstacles observés et de leur déplacement.

Une fois la carte construite, notre algorithme fait une approximation du contour des obstacles afin de les isoler et en obtenir un arbre k-d nous permettant une exploration rapide des noeuds représentant les obstacles. À partir de cet arbre, nous tessellons l'espace en utilisant la décomposition de Voronoï. Cela nous permet de définir des zones de sécurité autour des obstacles grâce aux propriétés intrinsèques du diagramme de Voronoï. Chaque cellule de Voronoï est associée à un obstacle et à une zone de sécurité appelée "zone d'influence". La délimitation entre les zones d'influence est définie par les points médians entre les obstacles, et, par définition, suivent chaque trajectoire équidistante entre les obstacles [12].

La trajectoire optimale peut donc facilement être déduite à partir des points filtrés par le diagramme de Voronoï. Nous utilisons alors l'algorithme de recherche de chemin A\* pour la trouver à partir d'une heuristique définie par le contexte de la scène.

### D. Système complet et implémentation

Le système complet porté est présenté (cf. Figure 2). Comme on peut l'observer, il est installé sur un harnais le long du torse de la personne. Des sangles permettent de maintenir le dispositif en place. La main est sur le dispositif qui fournit les informations kinesthésiques.

Les deux dispositifs sont connectés en USB à un ordinateur qui est porté dans le dos de la personne. Pour effectuer les calculs de localisation, le logiciel doit traiter à 30 Hz 2 flux optiques 1080p et une mesure inertielle. Pour cela, il est nécessaire d'avoir une forte puissance de calcul dans l'ordinateur embarqué. Ainsi l'ordinateur est un Dell Latitude P232 avec 32 Go de ram, un processeur Intel i9 et une carte graphique Nvidia RTX 4090. Le système est portable et permet d'envisager des évaluations en autonomie. Il est à noter que le poids total du dispositif dépasse les 6 kilogrammes.

L'ensemble du dispositif est piloté par un programme construit à partir du framework ROS2 Humble. ROS vient de Robotic Operating System, car il s'agit d'un framework permettant une programmation en composants indépendants.

## III. PROTOCOLE PRÉLIMINAIRE DE VALIDATION EXPÉRIMENTALE

Afin de valider la conception de notre dispositif et en faire la preuve de concept, nous avons mis en place un protocole de validation expérimentale avec une personne voyante guidée par le dispositif dans deux tâches distinctes : retrouver une orientation donnée et contourner des obstacles pour atteindre une position désirée. La comparaison est faite dans les deux cas entre une trajectoire yeux ouverts et plusieurs essais yeux fermés.

### A. Conditions expérimentales

Dans un premier temps (Expérience 1), la question est comment la personne se comporte face un guidage linéaire sur 5m dans une direction donnée, avec une orientation initiale variable.



FIGURE 3. Image de la zone avec les obstacles et la trajectoire attendue

- 12 essais sont faits les yeux fermés : 6 essais avec une orientation initiale nulle, 3 essais avec une orientation initiale à  $-45^\circ$  et 3 à  $45^\circ$ .
- 1 essai yeux ouverts avec une orientation initiale nulle servira de point de comparaison.

Dans un second temps (Expérience 2), la capacité du dispositif à guider de manière répétable une personne dans une situation d'évitement d'obstacle est évaluée. Le parcours mis en place demande à éviter 3 obstacles sur une distance de 5 mètres (cf. Figure 3). Le placement des obstacles a été fait de manière à empêcher une trajectoire en ligne droite et provoquer une situation de contournement d'obstacle. A priori le système est censé faire faire un virage à gauche pour éviter la caisse au premier plan. Ensuite un virage à droite pour éviter la chaise et enfin un virage à gauche pour contourner une table avec une chaise. Le point d'arrivée se situe plus loin sur la droite. Notons qu'aucune carte n'est fournie a priori au système. Le système identifie le chemin optimal en fonction des obstacles observés durant l'usage.

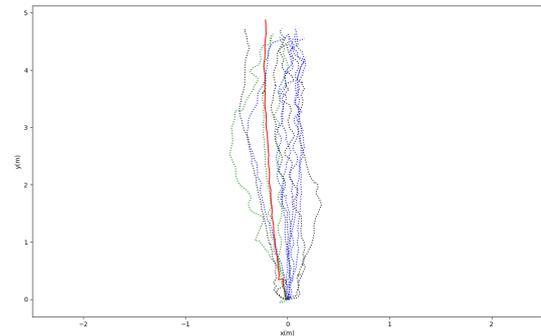
Lors d'un essai, la personne est donc placée au début du parcours par l'expérimentateur avant d'être guidée par le dispositif. Les chemins parcourus sont relativement similaires, cependant, l'algorithme choisissant dynamiquement le chemin à suivre, la personne n'a pas la garantie d'avoir des informations identiques à chaque essai. Il lui est demandé de suivre uniquement ces informations.

Le parcours est répété 10 fois les yeux fermés et une fois les yeux ouverts.

### B. Analyse des données

Lors des expériences, les mesures de position et d'orientation sont effectuées directement par la caméra RGB-D.

Comme on peut le voir sur la photo du dispositif porté (cf. Figure 2), la caméra se situe à environ 10 cm du tronc ; sa position est donc influencée par le mouvement oscillatoire de la marche. Afin de ne garder que la trajectoire de la personne, nous avons filtré ces oscillations liées à l'enchaînement des

FIGURE 4. Trajectoires filtrées de l'expérience 1. En bleu la trajectoire  $0^\circ$  Yeux fermés (YF), en noir trajectoires YF en commençant à  $+45^\circ$  et en vert trajectoires YF commençant à  $-45^\circ$ . En rouge trajectoire ligne droite Yeux Ouverts.

pas. Pour cela nous calculons la transformée de Fourier et nous cherchons la fréquence du pas pour chaque enregistrement. Nous appliquons ensuite un filtre coupe-bande autour de la fréquence trouvée pour chaque essai individuellement.

L'instant initial de mise en mouvement est déterminé à l'aide d'un seuil en vitesse ( $0.01m.s^{-1}$ ) et chaque essai est synchronisé de cette manière.

### C. Évaluation des performances

$$RMSE(e) = \frac{\sqrt{\sum_i e(i)^2}}{N} \quad (20)$$

Où  $e$  représente les enregistrements des erreurs au cours d'un essai.  $N$  le nombre d'éléments dans  $e$ .

Chaque essai est chronométré et nous calculerons le temps pris pour atteindre la position désirée.

## IV. RÉSULTATS

### A. Expérience 1

Cette expérience comprend au total 12 trajectoires les yeux fermés et une trajectoire les yeux ouverts sur une personne voyante. Le tracé des trajectoires filtrées est donné (cf. Figure 4).

Si nous analysons la RMSE du signal d'erreur, nous observons une erreur RMSE en rotation(yaw) de  $11.1^\circ \pm 4.5^\circ$  (pour comparaison la valeur RMSE sur la trajectoire avec les yeux ouverts est de  $7.5^\circ$ ). Cette valeur est relativement élevée, mais attendue : il est à observer que le *seuil\_angle* est défini à  $10^\circ$ . Ainsi l'essentiel de l'erreur est lié au paramètre défini dans le système. Cette valeur a été définie pour permettre le guidage tout en évitant un trop grand nombre de corrections lors d'erreurs de suivi faibles.

On observe sur les trajectoires que la stratégie de suivi du guidage consiste à tourner d'abord fortement (afin de diminuer l'erreur), puis aller tout droit vers la destination finale.

Enfin le temps pris pour arriver au point de destination est environ 1.5 fois plus important ( $12.4s \pm 2.1$ ) avec les yeux fermés qu'avec les yeux ouverts (8.2s).

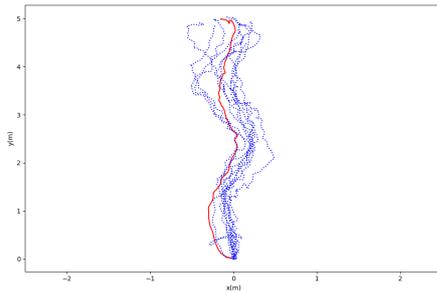


FIGURE 5. Trajectoires filtrées de l'expérience 2. En bleu trajectoires Yeux fermés. En rouge trajectoire Yeux Ouverts.

### B. Expérience 2

La consigne est donnée d'avancer en suivant le guidage du dispositif et en ayant les yeux fermés. Les trajectoires mesurées sont présentées (cf. Figure 5). La comparaison des durées montre que les trajectoires avec les yeux fermés sont également plus lentes ( $23.3s \pm 5.5$ ) que celle avec les yeux ouverts (13.6s)

En outre, on observe sur les trajectoire "Yeux fermés" une stratégie de "scan". En effet, comme la caméra est attachée au tronc, l'usager génère des oscillations du tronc qu'on pourrait comparer aux oscillations d'une cane blanche afin d'explorer l'espace possible devant lui. En discutant avec l'usager, nous avons constaté que cela lui servait principalement à vérifier que le guidage est actif et vérifier la direction. Ainsi on peut espérer moins d'oscillations avec plus de temps d'appropriation du dispositif.

### C. Essai avec une personne aveugle

Ce dispositif s'inscrit dans le cadre d'une compétition technologique axée sur le handicap, le Cyathlon. L'utilisateur privilégié dans cette compétition est désigné comme le "pilote". Une fois le système validé, nous avons invité cet utilisateur, que nous désignerons par S, à tester le système d'évitement d'obstacles.

La première prise en main s'est avérée complexe. Bien que le guidage semblât intuitif, les essais ont révélé un aspect initialement incompréhensible du dispositif. Lors des discussions et de l'observation de l'utilisation, plusieurs points ont été identifiés. En raison du guidage en force, si l'utilisateur ne résistait pas aux mouvements du dispositif, celui-ci s'éloignait rapidement et loin de la position initiale. S, habitué à avoir un contact léger avec les objets, maintenait un contact léger avec le dispositif, qui partait rapidement et loin. Cela incitait S à tourner rapidement, créant ainsi une oscillation. Après avoir donné la consigne de résister aux mouvements du dispositif et de modifier l'orientation du tronc, le dispositif est devenu intuitif dans sa capacité à orienter S.

Après cette phase d'adaptation, le dispositif s'est avéré aussi efficace avec S que dans le test précédent avec personne aux

yeux fermés. Cependant, un défaut était que S n'avait aucun moyen d'évaluer la précision du dispositif et la pertinence des résultats. Il est apparu essentiel de repenser la tâche pour y ajouter une première phase d'appropriation de la précision du dispositif. Bien que le système vise à remplir sa mission au mieux, il est crucial que l'utilisateur comprenne les capacités et les limites du dispositif, cette étape faisant partie intégrante du processus d'appropriation. C'est pourquoi nous avons introduit une phase de retour au point de départ. Nous avons demandé à S de reconnaître une position précise sur une table (objet posé) et avons ensuite déplacé S loin tout en le tournant, afin qu'il se sente quelque peu désorienté. En lui demandant de pointer vers la direction du point de départ, nous avons confirmé (par son erreur de pointage) qu'il dépendrait du dispositif pour arriver à bon port. En utilisant ensuite le dispositif pour être redirigé vers le point de départ, une fois arrivé, S a pu tendre la main devant lui et retrouver l'objet sur la table en face de lui.

### D. Discussion

Après avoir répété cette phase d'appropriation, nous avons repris les essais de guidage avec évitement d'obstacles, et la marche était plus assurée et plus franche.

Cela soulève des points d'attention concernant la mise en usage avec une personne concernée. Tout d'abord, associer les personnes concernées semble nécessaire pour espérer une solution adaptée et appropriée. De plus, il est important de réfléchir à fournir un usage éclairé d'un dispositif. Expliquer le fonctionnement du dispositif n'est pas suffisant pour l'appropriation, il faut en plus réfléchir à des phases d'appropriation adaptées à la situation particulière de l'utilisateur final visé.

## V. CONCLUSION

Cette étude a démontré tout d'abord la faisabilité d'un guidage de l'orientation par un dispositif kinesthésique porté. Cette preuve de concept a été de plus validée par une personne aveugle de naissance. Cette phase de développement a permis de trouver des pratiques de prise en main et d'appropriation utiles lors du développement de technologies visant des situations de handicap. Des travaux futurs s'intéresseront à l'influence des paramètres  $K$  et  $seuil\_angle$  sur les performances du guidage.

Cette preuve de concept s'inscrit dans le projet plus long terme d'étudier et modéliser la technique de guidage pour l'implémenter dans un système de retour kinesthésique porté.

## REMERCIEMENT

Ce travail est soutenu financièrement par l'ANR à travers le projet ANR2020-CE33-0012 LEXIKHUM [13].

## RÉFÉRENCES

- [1] R. Kessler, M. Bach, and S. P. Heinrich, "Two-tactor vibrotactile navigation information for the blind : Directional resolution and intuitive interpretation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, pp. 279–286, 3 2017.
- [2] B. Hoyle and D. Waters, "Mobility at : The batcane (ultracane)," *Assistive Technology for Visually Impaired and Blind People*, pp. 209–229, 2008.

- [3] C. Pigeon, T. Li, F. Moreau, G. Pradel, and C. Marin-Lamellet, "Cognitive load of walking in people who are blind : Subjective and objective measures for assessment," *Gait & Posture*, vol. 67, pp. 43–49, 1 2019.
- [4] M. Martinez, A. Constantinescu, B. Schauerte, D. Koester, and R. Stiefelwagen, "Cognitive evaluation of haptic and audio feedback in short range navigation tasks," *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, vol. 8548 LNCS, pp. 128–135, 2014. "This discrepancy in cognitive load was notfound on blindfolded users, thus we argue against evaluating navigation systems solely with blindfolded users."
- [5] R. Tapu, B. Mocanu, and T. Zaharia, "Wearable assistive devices for visually impaired : A state of the art survey," *Pattern Recognition Letters*, vol. 137, pp. 37–52, 9 2020.
- [6] S. Khan, S. Nazir, and H. U. Khan, "Analysis of navigation assistants for blind and visually impaired people : A systematic review," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 26712–26734, 2021.
- [7] R. Velázquez, E. Pissaloux, J. Szewczyk, and M. Hafez, "Système visuo-tactile d'aide à la mobilité indépendante des déficients visuels dans des environnements 3d non -coopérants," *J3eA*, vol. 3, p. 017, 2004.
- [8] I. Lacote, C. Pacchierotti, M. Babel, D. Gueorguiev, and M. Marchal, "Investigating the haptic perception of directional information within a handle," *IEEE Transactions on Haptics*, 10 2023.
- [9] D. Tsetserukou, *FlexTorque, FlexTensor, and HapticEye : Exoskeleton Haptic Interfaces for Augmented Interaction*. 2011.
- [10] B. Vincenzi and A. S. Taylor, "69 interdependence in action : People with visual impairments and their guides co-constituting common spaces," 2021.
- [11] A. K. Burusa, "Visual-inertial odometry for autonomous ground vehicles," *Degree Project Computer Science and Engineering*, 2017.
- [12] P. Blaer, "Automated construction of environment models by a mobile robot," 2004.
- [13] L. Saint-Bauzel, "Lexikhum : Lexique de communication kinesthésique humain-machine."

# Des itinéraires vers un bâtiment ou une salle adaptés aux spécificités des usagers

## L'approche adoptée dans l'application mobile OPALE

Stéphanie Jean-Daubias, Thierry Excoffier, Otman Azziz

Université Lyon 1, CNRS, INSA Lyon, LIRIS, UMR5205, F-69622 Villeurbanne, France

**Résumé**—OPALE est une application mobile multi-services à destination des usagers des campus de l'Université Claude Bernard Lyon 1. Elle associe découverte des ressources pratiques, culturelles et scientifiques à des fonctionnalités utiles au quotidien. Les points d'intérêts sont géolocalisés sur une carte du campus et atteignables via un itinéraire. Mais un itinéraire vers un bâtiment ne suffit pas toujours à se repérer. Le problème d'orientation se situe en effet souvent dans les derniers mètres : entre l'entrée du bâtiment et la salle recherchée. Dans cet article nous présentons OPALE, ainsi que l'approche que nous avons adoptée pour résoudre ce problème d'orientation des usagers dans un bâtiment. Nous montrerons également comment nous prenons en compte les spécificités des usagers, tout particulièrement ceux porteurs de handicaps, qu'ils soient physiques ou cognitifs.

**Mots-clés**—application mobile, itinéraire intérieur, plus court chemin, adaptation, PMR, Troubles du Spectre Autistique

### I. INTRODUCTION

OPALE (Outil Permettant aux Acteurs des campus de Lyon 1 d'appréhender leur Environnement pratique culturel et scientifique) [19] est une application mobile multi-services à destination des usagers des campus de l'Université Claude Bernard Lyon 1 (UCBL). Elle associe services pratiques (notes, emploi du temps, mail, horaires de transports en commun...) et outils de découverte des campus (bâtiments, équipements et services, œuvres d'art, informations scientifiques et sportives...). Un des points forts d'OPALE est la proposition de cartes des campus avec localisation des ressources utiles, en particulier les bâtiments, géolocalisation de l'utilisateur et calcul d'itinéraire vers un bâtiment donné.

Dans cet article, nous présentons l'application OPALE et ses principales possibilités, en détaillant sa fonctionnalité d'itinéraires en extérieur et en intérieur. Notre approche s'appuie sur la modélisation de bâtiments complexes prenant en compte les salles, mais aussi les droits d'accès, les étages, ailes, escaliers, ascenseurs, entrées (parfois à différents niveaux), et s'appuie sur la cartographie contributive Open StreetMap.

#### A. Genèse de l'application OPALE et de ce projet

L'idée qui a conduit à la création d'OPALE a émergé en juillet 2015 lors d'une réunion sur la médiation scientifique à l'université. Ses acteurs étaient frustrés de pas réussir à valoriser le riche patrimoine culturel et scientifique du campus LyonTech-la Doua [17]. Nous avons pensé qu'une application

mobile géolocalisant les éléments de ce patrimoine pourrait répondre à ce besoin. OPALE est née l'année suivante, elle s'est étoffée et ses objectifs ont été étendus pour devenir progressivement l'application telle qu'elle est présentée ici.

Quant aux itinéraires vers une salle, la question a émergé de la rencontre de la responsable du projet OPALE avec une équipe d'étudiants du parcours « Pharmacien-ingénieur » de l'UCBL qui projetaient de créer une modélisation interactive 3D de Rockefeller, le très complexe bâtiment où ils ont cours. L'idée a évolué jusqu'à la solution présentée dans cet article.

#### B. Objectifs de l'application et public cible

Au-delà de la motivation initiale de valorisation du patrimoine, l'objectif d'OPALE est désormais de fournir aux usagers des 13 sites et campus de l'UCBL tous les services dont ils ont besoin pour leur vie universitaire au sens large (scolarité, déplacements, restauration, culture, sport, santé...).

#### C. Public cible

Si l'application est centrée sur les 45 000 étudiants de l'UCBL, elle peut également être utile à ses 5 000 personnels (dont 2 800 enseignants-chercheurs).

Dans la suite de cet article, nous présentons dans un premier temps globalement l'application OPALE, avant d'aborder le calcul d'itinéraires, d'abord vers un bâtiment, puis vers une salle. Nous terminons par une conclusion et des perspectives.

## II. L'APPLICATION MOBILE OPALE

### A. La carte, les campus, les types de ressources, les bâtiments

La première version d'OPALE comportait uniquement la carte du campus LyonTech-la Doua à Villeurbanne. OPALE propose désormais la carte des 13 sites et campus de l'UCBL.

La carte d'un campus (cf. 1<sup>er</sup> écran de la Fig. 1) affiche les points d'intérêts de 29 types organisés en 5 catégories (pratique, administratif, transport, culture et sciences). On y trouve bâtiments, amphithéâtres, équipements sportifs, scolarités (avec leurs coordonnées et leurs horaires d'ouverture), services universitaires (service de santé universitaire, mission handicap, service d'orientation, etc.). Le grand nombre de points d'intérêt (plus de 1000 pour les 13 campus) nous a conduit à mettre en place un système de filtres pour permettre aux utilisateurs de choisir les types de ressources qu'ils affichent sur la carte.

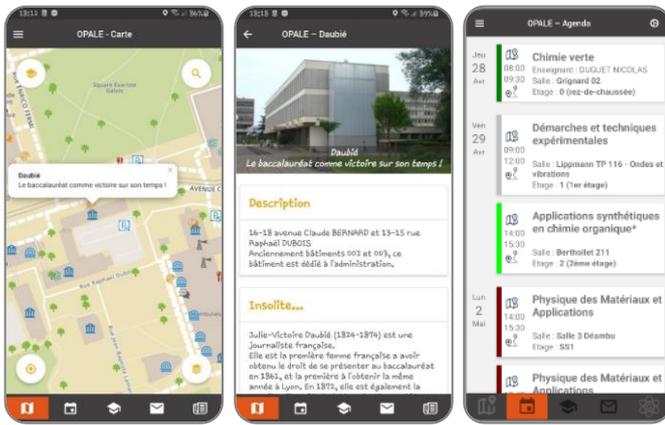


Fig. 1. Captures d'écran d'OPALE : carte, fiche d'un bâtiment, agenda.

Les informations de certains points d'intérêt sont enrichies grâce à l'utilisation de données ouvertes. Ainsi, les lieux de restauration intègrent un affichage des menus quotidiens pour les restaurants du CROUS [10], en temps réel les arrêts de tramway, de bus et métros comportent les horaires et les stations de vélo en libre-service indiquent le nombre de vélos disponibles [11]. Toujours concernant les transports, la carte d'OPALE affiche également les places de stationnement (voiture PMR et vélos). L'idée est de mettre en avant les approches durables et éthiques, raison pour laquelle on trouve aussi dans OPALE les défibrillateurs et des actions en faveur du développement durable (par exemple points de recyclage des déchets et hôtels à insectes).

En lien avec l'objectif initial de l'application de mettre en avant les ressources patrimoniales et scientifiques, les œuvres d'art du campus de la Doua sont également présentes, ainsi que sa collection d'arbres remarquables [21]. Chaque ressource est présentée dans une fiche (cf. 2<sup>ème</sup> écran de la Fig. 1) qui comporte une photo de ce point d'intérêt, une description textuelle factuelle, ainsi qu'un texte « insolite » abordant cette ressource de manière décalée (ça peut être des informations sur l'artiste pour les œuvres d'art, sur le scientifique qui a donné son nom au bâtiment, ou une anecdote scientifique voire littéraire en lien avec la ressource, l'idée étant de donner à réfléchir ou à sourire).

### B. Les fonctionnalités (pratiques) hors carte

L'application a rapidement été enrichie de fonctionnalités pratiques, répondant ainsi aux attentes des étudiants, ainsi qu'à une demande institutionnelle.

Une partie de ces outils sont accessibles après connexion au système d'information de l'université via le CAS (Central Authentication Service), un système d'authentification unifié. Les étudiants ont alors accès à leurs notes (via l'outil TOMUSS [23]), à leur agenda individuel (en lien avec ADE, cf. 3<sup>ème</sup> écran de la Fig. 1), aux environnements numériques de travail (Claroline Connect [7] et Moodle), ainsi qu'à leur mail universitaire, sans qu'aucune configuration ne soit nécessaire. Ils ont également accès aux informations concernant la bibliothèque universitaire (réservation de salles de travail, recherche de documents numériques et physiques, livres à rendre, messagerie interne), au suivi des conventions de stage,

au service d'orientation, à l'annuaire, au site Web de l'UCBL, au portail Étudiants, à la mission égalité-diversité, la mission handicap, etc. Une fiche SOS rassemble les numéros de secours du campus et nationaux, les contacts santé, un lien vers les petites annonces, les infos pour se connecter au Wifi, recharger sa carte Izly, reporter un problème technique, etc.

L'appli propose aussi des actualités scientifiques (Sciences pour tous [22], Le journal du CNRS [18]) et sportives.

### III. DES ITINÉRAIRES POUR OPALE

OPALE et sa carte ont rapidement été utilisés davantage pour la localisation des bâtiments que pour l'inventaire des œuvres d'art et des arbres remarquables qui était à l'origine de sa création. L'idée de proposer des itinéraires pour atteindre les bâtiments a ainsi émergé, notamment en raison de l'étendue du campus de la Doua (100 hectares) et du nombre important de bâtiments qu'il comporte (plus de 100).

#### A. Des itinéraires Google Maps vers un bâtiment

Dans un premier temps, une solution simple a été mise en place pour fournir aux usagers de l'appli le tracé sur la carte des itinéraires entre leur position géolocalisée et le bâtiment recherché. Elle s'appuyait sur un fond de carte Google Maps et l'API associée pour le calcul d'itinéraires [3], couplés à un module de recherche des bâtiments. Sur cette base, OPALE fournissait un itinéraire au choix pour piétons, cyclistes ou automobilistes. Les itinéraires obtenus étaient toutefois peu fiables à l'intérieur du campus, en particulier pour les piétons. En effet, la cartographie Google Maps du campus est assez peu détaillée et pas toujours fiable.

Pour cette raison couplée à des raisons de gratuité de service, nous avons ensuite opté pour la cartographie collaborative Open StreetMap (OSM) [20] couplée à des API de calcul d'itinéraires [4]. L'ensemble fournit les mêmes services que la configuration précédente, mais avec de meilleures performances pour les itinéraires piétons, avec en outre la possibilité pour nous d'améliorer rapidement la cartographie en cas de faiblesse identifiée. En effet, moyennant la création d'un compte, il est possible de contribuer finement aux cartes de façon adaptée à nos besoins, mais surtout de voir nos ajouts opérationnels immédiatement. Pour cela nous pouvons de plus nous appuyer sur une communauté de contributeurs, en particulier cyclistes, active sur le campus.

En lien avec ces itinéraires, une nouvelle fonctionnalité a été introduite : l'accès à un itinéraire à partir de l'agenda de l'étudiant vers le bâtiment où il a cours (cf. icône au-dessous de l'horaire du cours sur la capture d'écran au centre de la Fig. 1).

#### B. Des itinéraires OPALE vers une salle

##### 1) Le problème des 100 derniers mètres

Dans un second temps, nous avons progressivement identifié un besoin d'orientation complémentaire : ce que nous appelons le « problème des 100 derniers mètres ». Cette expression est un clin d'œil au problème du dernier kilomètre, celui qui pose actuellement le plus de défis logistiques pour les livraisons [9]. En effet, proposer un itinéraire vers un bâtiment est une solution satisfaisante dans la plupart des cas pour les premières visites de bâtiments simples, mais dans le cas de bâtiments complexes,

la difficulté au quotidien est plus de s'orienter dans le bâtiment que de trouver le bâtiment lui-même. Nous pensons que les 100 derniers mètres sont un défi majeur pour l'orientation des usagers, d'autant plus s'ils sont porteurs de handicaps, qu'ils soient physiques (PMR) ou cognitifs, notamment TSA (Troubles du Spectre Autistique). En lien avec les étudiants du parcours « Pharmacien-ingénieur » et avec la mission handicap de l'UCBL, nous avons ainsi défini un projet de cartographie intérieure de bâtiments couplée à une extension des itinéraires (non plus seulement vers un bâtiment mais également vers une salle), tout en cherchant à intégrer la notion d'adaptation des itinéraires à des besoins spécifiques (prenant en compte des handicaps physiques et cognitifs).

La problématique du travail de recherche qui en a découlé peut se formuler ainsi : comment guider un utilisateur souhaitant aller d'un point A (en extérieur ou en intérieur) à un point B (en extérieur ou en intérieur) et prenant en compte ses besoins spécifiques de déplacement ?

Ce travail a nécessité la définition d'un modèle des différents constituants d'un plan intérieur, ainsi qu'un modèle des contraintes et préférences de l'utilisateur compatible avec les handicaps. Il a également conduit à mettre en œuvre un algorithme calculant un itinéraire adapté au contexte et aux spécificités de l'utilisateur, et enfin à proposer une interface utilisateurs permettant d'afficher sur le plan intérieur d'un bâtiment l'itinéraire calculé vers la salle visée.

### 2) Les systèmes de cartographie

Comme nous l'avons vu dans la section III.A, nous avons préalablement comparé les services existants de cartographie et de calcul d'itinéraires associés avant de porter notre choix sur Open StreetMap. Afin d'étendre la cartographie d'OPALE à l'intérieur des bâtiments, nous avons refait cette étude en nous concentrant cette fois sur les services offrant cette possibilité. À cette époque (2022), Google Maps et OSM commençaient tout juste à permettre d'établir et d'exploiter des plans en intérieur, mais pour l'un comme pour l'autre, cette possibilité était très peu utilisée. Contrairement à celui de Google Maps, dans le service d'OSM l'ajout de données, la récupération et l'affichage de fonds de cartes est entièrement libre et gratuit. Ajoutés à la rapidité du processus de mise en ligne et à l'aspect contributif de l'approche, ces avantages nous ont conduits à choisir OSM.

### 3) Le calcul d'itinéraire et la modélisation d'un bâtiment

Établir un itinéraire entre deux points est un problème connu sous le nom de problème du plus court chemin et résolu depuis de nombreuses années. Il s'agit dans un graphe pondéré, orienté ou non, de proposer un chemin de coût minimal entre deux sommets, c'est-à-dire un chemin dont la somme des poids des arcs ou arêtes est minimale. Notre besoin d'itinéraire peut être modélisé par un graphe pondéré non orienté où les points d'intérêts sont représentés par les sommets du graphe et les cheminements entre eux par les arêtes du graphe. Les arêtes sont pondérées par le coût de déplacement (classiquement la distance) entre les deux points d'intérêt qu'elles relient.

Nous définissons un lieu (cf. Fig. 2) comme un point d'intérêt (exemple : une salle d'enseignement, un bureau, des toilettes, des escaliers, un ascenseur) intérieur à un bâtiment.

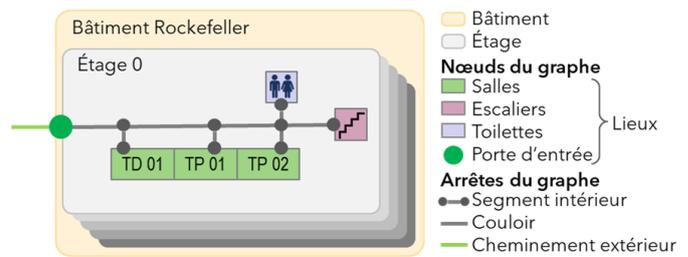


Fig. 2. Modélisation du graphe : lien entre les lieux par des segments.

Pour être atteignable dans un itinéraire, un lieu doit être relié aux cheminements du bâtiment (généralement à un couloir) par un segment. Un lieu est modélisé comme un nœud du graphe. Un segment est défini comme la connexion entre deux nœuds, il est modélisé comme une arête du graphe. Un cheminement entre deux lieux est donc un ensemble de segments reliés entre eux. À un segment est associé un poids, qui représente la distance entre les deux nœuds. Dans le calcul de distance, notre algorithme prend en compte à la fois la distance cumulée des segments concernés, mais aussi le nombre de nœuds parcourus. En effet, les nœuds correspondent généralement à des changements de direction, qui, s'ils n'augmentent pas la distance entre deux points, augmentent en revanche le temps pour parcourir le cheminement entre deux lieux.

Plusieurs algorithmes du plus court chemin sont disponibles. Les algorithmes « All-pairs » comme celui de Floyd-Warshall [12], cherchent les plus courts chemins entre tous les couples de sommets du graphe, ce qui est très coûteux et va au-delà de nos besoins. Les algorithmes « Single-source » calculent les plus courts chemins entre un sommet donné et tous les autres sommets du graphe, simplifiant ainsi le problème en envisageant le graphe comme un arbre, avec des poids quelconques (Bellman-Ford [5]) ou positifs (Dijkstra [8]). Certains algorithmes sont rendus plus efficaces par l'utilisation d'heuristiques (A\* [13]) pour optimiser un chemin entre deux sommets donnés. N'ayant pas identifié d'heuristiques pertinentes, nous n'avons pas opté pour cette approche. L'approche de Dijkstra est celle qui semble la plus adaptée à notre problème. Dans notre première mise en œuvre, l'itinéraire était calculé grâce à un algorithme du plus court chemin entre deux points, décliné à partir de celui de Dijkstra.

### 4) La personnalisation des itinéraires

L'objectif de notre projet n'était pas seulement de proposer l'itinéraire le plus court, mais aussi et surtout l'itinéraire le plus adapté aux besoins de l'utilisateur, c'est-à-dire le chemin le plus court respectant les contraintes exprimées par l'utilisateur.

Pour cela nous avons identifié puis modélisé les contraintes qui nous semblaient pertinentes dans nos contextes d'usages présents et à venir d'OPALE, en nous centrant sur les usagers porteurs de handicaps, mais en adoptant une approche plus large que nous voulons inclusive et non stigmatisante.

Nous n'avons pas trouvé d'algorithme du plus court chemin vraiment adapté à cette approche [1]. En complément de notre définition des lieux et segments, nous définissons donc une caractéristique comme une propriété des lieux et des segments pouvant impacter l'itinéraire proposé (par exemple marquages

Critère	Importance	Nom	Facteur
Contrainte	Positive	Indispensable pour moi	1000
Préférence	Positive	Je veux	100
Préférence	Positive	Je préfère	10
Neutre	Neutre	Neutre	1
Préférence	Négative	Je ne préfère pas	10
Préférence	Négative	Je ne veux pas	100
Contrainte	Négative	Impossible pour moi	1000

Fig. 3. Critères de personnalisation et facteurs associés.

podotactiles, portes lourdes). Et nous définissons un *critère de déplacement* comme l'importance pour l'utilisateur (en positif ou en négatif) d'une caractéristique, il est représenté par une valeur numérique exploitée comme poids dans notre algorithme du plus court chemin.

Nous avons modélisé dix critères de personnalisation couplés à sept niveaux de valuation, couvrant à la fois des handicaps physiques et sensoriels, mais aussi des préférences indépendantes de tout handicap. Nos critères de personnalisation sont : ascenseurs, escaliers, lieu calme, zone éclairée, marquage podotactile, porte automatique, porte lourde, rampe, terrain difficile et zone de travaux (cf. partie centrale de la Fig. 7). Les valeurs attribuables sont rédigées du point de vue de l'utilisateur et non du système : par exemple Indispensable pour moi, Je veux, Je préfère (cf. Fig. 7). Certaines valeurs font des critères des contraintes (Indispensable, Impossible), d'autres en font des préférences (Je veux, Je préfère). L'objectif est que tout utilisateur puisse se sentir concerné par l'écran de paramétrage des itinéraires d'OPALE afin que cette fonctionnalité soit mieux connue et non stigmatisante. En effet, un étudiant en fauteuil roulant pourra configurer Escaliers / Impossible, Ascenseurs / Indispensable, Porte lourde / Je ne veux pas ; un enseignant qui souhaite faire plus d'exercice pourra choisir Escaliers / Je préfère, Ascenseurs / Je ne préfère pas ; un étudiant autiste pourra par exemple sélectionner Lieu calme / Je veux et Terrain difficile / Je ne préfère pas.

Dans le calcul du plus court chemin personnalisé, notre algorithme pondère les poids existants du graphe par les facteurs donnés dans la Fig. 3. Si un nœud (ex : une porte) ou un segment (ex : un couloir) est associé à des caractéristiques prises en compte dans la personnalisation (ex : une porte lourde, un couloir bruyant), alors l'algorithme prend en compte les sources d'efforts pour l'utilisateur : si l'importance de la caractéristique est positive dans les paramètres de l'utilisateur, le poids du segment sera divisé par le facteur donné par la Fig. 3, augmentant ainsi les chances que ce cheminement soit utilisé dans l'itinéraire ; si l'importance est négative, le poids sera multiplié par ce facteur, diminuant ainsi le risque que ce cheminement soit proposé à l'utilisateur.

5) Le calcul d'itinéraires alternatifs

Nous sommes conscients que les itinéraires proposés ne seront pas forcément aussi bien adaptés à l'usager que nous l'envisagions. Nous avons donc mis en place une fonctionnalité de proposition d'itinéraires alternatifs permettant à l'utilisateur de choisir celui qui lui semble le plus adapté.

Établir **plusieurs itinéraires** alternatifs entre deux points est un problème connu sous le nom de problème des k plus courts

chemins et résolu par une généralisation des algorithmes du plus court chemin [6]. Ainsi, l'algorithme de Hoffman, très efficace, s'appuie sur un premier plus court chemin pour lequel il cherche ensuite des variantes [14]. Il nécessite des adaptations pour proposer des alternatives réellement différentes du premier chemin trouvé.

Après avoir étudié plusieurs possibilités, nous avons fait le choix de simplifier les propositions faites à l'utilisateur en lui soumettant seulement deux itinéraires : l'itinéraire le plus rapide parmi ceux respectant tous ses critères au mieux, et l'itinéraire le plus rapide sans prendre en compte ses critères. L'idée est de permettre à l'utilisateur de comparer les deux et de s'appuyer sur son éventuelle expérience personnelle pour choisir d'utiliser tout ou partie du chemin le plus rapide même si en théorie il ne respecte pas ses critères. Par exemple, notre étudiant autiste pourra prendre l'itinéraire le plus court indiqué comme bruyant car il sait qu'à cette heure-là le couloir est assez calme ; notre enseignant sportif décidera de prendre exceptionnellement l'ascenseur pour arriver à l'heure en cours sans être essoufflé.

Pour cela, l'algorithme d'OPALE applique dans un premier temps son algorithme du plus court chemin tel que décrit dans la section III.B.3) pour proposer l'itinéraire le plus court entre le point de départ et le point d'arrivée sans prise en compte des paramètres de l'utilisateur. Dans un second temps, on applique les préférences de l'utilisateur selon la méthode décrite dans la section III.B.4). Les nouveaux poids ainsi calculés sont appliqués à notre graphe avant d'appliquer de nouveau notre algorithme du plus court chemin qui produit cette fois un itinéraire adapté aux spécificités de notre utilisateur si un tel itinéraire existe. En effet, sur la base de la description des cheminements existants, certains points ne sont pas atteignables en respectant certains critères : il reste par exemple malheureusement certaines salles ou bâtiments pour lesquels la mise en accessibilité pose problème et qui ne sont pas entièrement accessibles en fauteuil roulant, nous reviendrons sur ce point dans les perspectives.

6) Mise en œuvre logicielle

L'architecture générale d'OPALE (cf. Fig. 4) associe une interface Web qui permet à l'administrateur de gérer les contenus, couplée à un backend qui soutient le fonctionnement de l'application mobile elle-même. Les données sur les points d'intérêts d'OPALE sont stockées dans une base de données qui est exploitée par l'appli mobile.

En ce qui concerne la proposition d'itinéraires présentée dans cet article, son fonctionnement est le suivant. Nos données cartographiques sont intégrées à OSM (cf. section 7) pour la

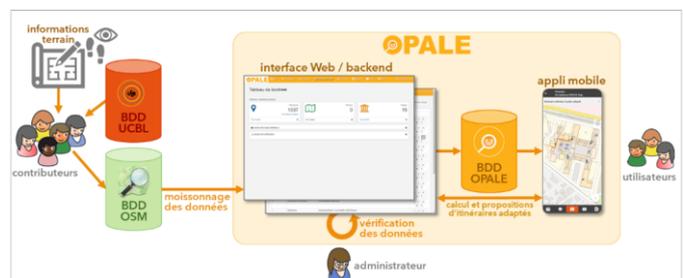


Fig. 4. Architecture d'OPALE pour les itinéraires.

description du processus de contribution des données). En cas d'ajout ou de mise à jour des données, l'administrateur lance un moissonnage des données du campus concerné, et une vérification des données. Les nouveaux plans sont ensuite disponibles dans l'appli et sont exploités lorsque les utilisateurs demandent à consulter un plan ou à obtenir des itinéraires vers un bâtiment ou vers une salle.

7) *Ajout des données cartographiques d'intérieur*

Dans un premier temps, nous nous sommes concentrés sur le bâtiment Rockefeller du campus Lyon Santé Est de l'UCBL, de structure complexe (plusieurs étages, ailes, entrées, escaliers, ascenseurs, mais aussi des accès limités).

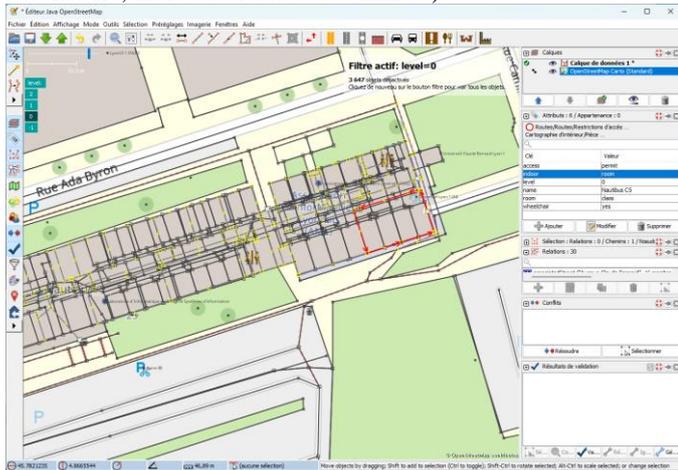


Fig. 5. Édition des propriétés d'une salle de cours avec JOSM.

L'ajout de données cartographiques en intérieur à OSM se fait soit directement dans OSM [20] [24], soit via des outils complémentaires d'édition de carte comme JOSM [16] (cf. Fig. 5). Les bâtiments sont en général déjà présents, ainsi que les cheminements extérieurs. Notre contribution cartographique consiste donc à tracer chaque salle de chaque étage et à lui attribuer les propriétés OSM adaptées (étage, nom, affectation : salle d'enseignement ou bureau par exemple, accessibilité, etc.), puis à tracer les cheminements permettant d'atteindre ces salles, les y relier et leur attribuer les propriétés adaptées (principalement concernant l'accessibilité), sans oublier de relier les cheminements intérieurs aux cheminements extérieurs existants via les portes d'entrée du bâtiment.

Ce travail nécessite des connaissances précises sur le bâtiment à cartographier. Ainsi, nous nous appuyons sur la cartographie fournie par la direction du patrimoine, sur les informations mises à disposition par les services informatiques, mais surtout sur des données récoltées sur le terrain. Pour le bâtiment Rockefeller, l'équipe d'étudiants « pharmaciens-ingénieurs » étaient particulièrement bien placés pour établir une cartographie de qualité, en lien avec l'étudiant développeur.

8) *Validation des données cartographiques*

Les données contribuées sur OSM, puis moissonnées par OPALE font ensuite l'objet d'une validation soignée, afin notamment de repérer les inévitables erreurs de cartographie, en particulier dans les cheminements et les accès aux salles.

Pour cela, un algorithme calcule pour un bâtiment donné tous les itinéraires possibles entre chaque salle pour garantir la

validité des données contribuées sur OSM et l'existence d'itinéraires pour chaque couple de lieux de départ / d'arrivée possible et pour chaque configuration de critères de déplacement possible. Pour des raisons de temps de calcul, c'est une version simplifiée, sans ce dernier point, qui a été mise en œuvre. Elle indique le taux de couples de deux lieux d'un bâtiment pour lesquels il est impossible de calculer un itinéraire. Tant que ce taux n'est pas nul, il existe au moins un lieu non ou mal relié aux cheminements du bâtiment. La cartographie doit donc être corrigée ou complétée.

9) *Exploitation de la cartographie et des itinéraires*

La nouvelle version d'OPALE intégrant cette fonctionnalité permet donc non seulement d'afficher des plans détaillés des différents étages des bâtiments cartographiés (cf. 1<sup>er</sup> écran de la Fig. 7), mais aussi de fournir des itinéraires depuis la position de l'utilisateur ou une salle donnée vers un bâtiment ou une salle (en passant ou pas par l'extérieur, un itinéraire pouvant commencer dans une salle, indiquer comment sortir du bâtiment, atteindre le bâtiment cible puis la salle recherchée, cf. 3<sup>ème</sup> écran de la Fig. 7). Notons que l'appli ne gère pour l'instant pas les déplacements de l'utilisateur dans le bâtiment pendant son parcours pour des raisons pragmatiques. En effet, la géolocalisation par GPS en intérieur n'est pas performante et les alternatives actuelles (Beacons Bluetooth, balises RFID, Wi-Fi) nous semblent peu adaptées à cette phase exploratoire de notre projet. En revanche, les itinéraires fournis prennent en compte les paramètres définis par l'utilisateur. Dans un premier temps, seuls les paramètres Ascenseur et Escaliers sont opérationnels, notamment faute de contribution dans la cartographie pour les autres paramètres (par exemple zone de travaux, lieu calme).



Fig. 6. Exemple de personnalisation d'itinéraires selon les paramètres.

Ainsi, selon les paramètres choisis par l'utilisateur, les itinéraires pourront différer. Prenons l'exemple d'Alice et Bob, étudiants de Pharmacie voulant aller du local de leur association situé au RDC du bâtiment Rockefeller à la BU située au 2<sup>ème</sup> étage du même bâtiment (cf. Fig. 6). Alice a indiqué dans son profil qu'elle ne peut pas prendre l'ascenseur (facteur 100) et a laissé la valeur neutre pour les escaliers (facteur 1). Quant à Bob, il a indiqué que les ascenseurs étaient indispensables pour lui (facteur 1000), les autres paramètres étant laissés avec une valeur neutre. Alice se verra proposer l'itinéraire le plus adapté prenant en compte ses paramètres, un itinéraire empruntant l'ascenseur, mais elle pourra aussi voir un itinéraire plus rapide empruntant l'escalier, non compatible avec ses préférences. Quant à Bob, on lui proposera dans ce cas un itinéraire unique utilisant l'ascenseur car la valeur qu'il a indiquée pour le paramètre escaliers empêche tout usage d'un tel cheminement.

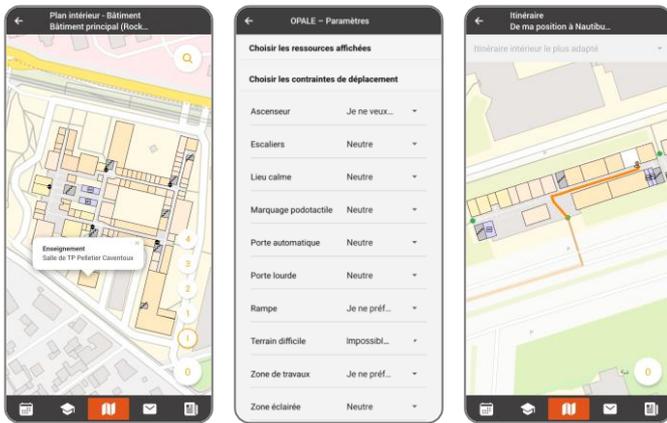


Fig. 7. Captures d'écran d'OPALE : plan intérieur, paramètres et itinéraire.

#### IV. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Dans cet article, nous avons présenté l'application OPALE qui propose aux usagers des campus de l'Université Lyon 1 des outils pratiques au service de leur quotidien. Plus de 1000 ressources d'une trentaine de types sont disponibles dans l'appli, réparties entre les 13 sites et campus de notre université. Nous avons également présenté la fonctionnalité que nous avons récemment ajoutée pour proposer des itinéraires personnalisés entre la localisation de l'utilisateur et le bâtiment ou la salle où il cherche à se rendre. Cette fonctionnalité s'appuie d'une part sur un algorithme du plus court chemin adapté de celui de Dijkstra couplé à une gestion de paramètres et d'autre part sur une cartographie contributive utilisant Open StreetMap. Elle est disponible pour le bâtiment Rockefeller du campus Lyon Santé Est et cinq bâtiments du campus Lyon Tech-la Doua. Pour l'instant seuls deux paramètres sont pris en compte mais les paramètres ont été réfléchis plus largement. L'application et cette fonctionnalité ont reçu un bon accueil de la part des étudiants. Le nombre de téléchargements de l'appli croît régulièrement (2021 : 4864, 2022 : 8763, 2023 : 10061). De nombreuses perspectives sont envisagées pour OPALE, en particulier concernant les itinéraires au centre de cet article. Une première perspective concerne l'élargissement des paramètres pris en compte, ce qui nécessite d'une part une évolution de l'appli et de l'algorithme du plus court chemin, et d'autre part d'informations fiables et suffisamment nombreuses associées aux cartes. Nous allons prochainement travailler sur ces deux axes : à travers une réflexion plus poussée sur les paramètres pertinents pour les usagers porteurs des troubles du spectre autistique (TSA) et par un travail sur la contribution aux informations. En effet, nous avons envisagé dès le début de ce projet de mettre en place une interface permettant à des contributeurs extérieurs au projet d'alimenter la cartographie avec des informations issues du terrain. En particulier, la notion de zone calme/bryuyante, pertinente pour des personnes porteuses autisme, est difficile à établir par des personnes non concernées ou non averties, en revanche, des étudiants autistes sont à même de donner cette information et pourrait être enclins à le faire. Nous allons travailler pour cela avec le INCLUDE [15], la mission handicap de Lyon 1, en lien avec Atypie Friendly [2] avec laquelle l'UCBL a signé un partenariat.

Une seconde perspective consisterait à étendre cette interface contributeurs pour recueillir des informations plus pertinentes sur des aspects plus variés des salles et des cheminements. Ces informations pourraient d'une part permettre d'améliorer encore les itinéraires proposés aux utilisateurs d'OPALE, et d'autre part être exploitées pour faire l'inventaire des problèmes et favoriser leur résolution. Par ailleurs, l'algorithme de vérification des cheminements pourrait être exploité pour identifier les difficultés d'accessibilité de certaines salles, couloirs ou bâtiments, en lien avec la direction du patrimoine, afin d'identifier les travaux d'accessibilité nécessaires. Enfin, nous souhaitons déployer OPALE dans d'autres universités, à commencer Toulouse III via Atypie Friendly.

#### V. REMERCIEMENTS

OPALE est soutenue par l'UCBL et la CVEC. Les développements ont été réalisés par des étudiants de licence et master informatique de l'UCBL, en particulier Dorian Lorek et Dorian Ranchon, le calcul d'itinéraire par Otman Azziz. Les données cartographiques ont été établies par Théo Lebrun, Emma Cournoyer, Siwar Yahia, Léo Tricou, puis par Damien Dubief grâce à un financement de la Région Auvergne-Rhône-Alpes pour INCLUDE (France 2030, ANR-21-DMES-0005).

#### VI. RÉFÉRENCES

- [1] Alqahtani E., Alshamrani F., Syed H., Al-Haidari F., "Survey on Algorithms and Techniques for Indoor Navigation Systems", in 21st Saudi Computer Society National Computer Conference, 2018, pp. 1-9.
- [2] Atypie Friendly, <https://atypie-friendly.fr/>
- [3] API Google Maps, <https://developers.google.com/maps/documentation/javascript>
- [4] API Open StreetMap, [https://wiki.openstreetmap.org/wiki/API\\_v0.6](https://wiki.openstreetmap.org/wiki/API_v0.6)
- [5] Bellman R., "On a routing problem", in Quarterly of applied mathematics, vol. 16(1), 1958, pp. 87-90.
- [6] Brander A.W., Sinclair, M.C., "A comparative study of k-shortest path algorithms", Springer, 1996, pp. 370-379.
- [7] ClarolineConnect, <https://clarolineconnect.univ-lyon1.fr/>
- [8] Dijkstra, E.W., et al., "A note on two problems in connexion with graphs", in Numerische Mathematik, vol. 1(1), 1959, pp. 269-271.
- [9] Dernier kilomètre [https://fr.wikipedia.org/wiki/Dernier\\_kilomètre/](https://fr.wikipedia.org/wiki/Dernier_kilomètre/)
- [10] Données ouvertes gouvernementales, <https://www.data.gouv.fr/>
- [11] Données ouvertes Grand Lyon, <https://data.grandlyon.com/>
- [12] Floyd, R.W., "Algorithm 97: shortest path", in Communications of the ACM, vol. 5(6), 1962, p. 345.
- [13] Hart P.E., Nilsson N.J., Raphael B., "A formal basis for the heuristic determination of minimum cost paths", in IEEE transactions on Systems Science and Cybernetics, vol. 4(2), 1968, pp. 100-107.
- [14] Hoffman W., Pavley R., "A method for the solution of the N<sup>th</sup> best path problem", in Journal of the ACM, vol. 6(4), 1959, pp. 506-514.
- [15] INCLUDE démonstrateur numérique, <https://include.univ-lyon1.fr/>
- [16] JOSM éditeur pour Open StreetMap, <https://josm.openstreetmap.de/>
- [17] La Doua, [https://fr.wikipedia.org/wiki/La\\_Doua](https://fr.wikipedia.org/wiki/La_Doua)
- [18] Le journal du CNRS, <https://lejournald.cnrs.fr/>
- [19] OPALE, <https://appliedmobile.univ-lyon1.fr/>
- [20] Open StreetMap, <https://www.openstreetmap.org/>
- [21] Samuel E., À la découverte des arbres et arbustes du campus de la Doua, Herbiers de l'Université Claude Bernard Lyon 1, 2004.
- [22] Sciences pour tous, <https://sciencespourtous.univ-lyon1.fr/>
- [23] Tomuss, <https://perso.univ-lyon1.fr/thierry.excoffier/TOMUSS/>
- [24] Wang Z., Niu L., "A data model for using OpenStreetMap to integrate indoor and outdoor route planning", in Sensors, vol. 18(7), 2018, p. 2100.

---

# **Session : Biomécanique et modélisation (1/2)**

---

**Présidente de session : Céline Jost**



# Proprioception supranormale chez les non-voyants avec vision résiduelle

Najib M. ABI  
CHEBEL  
Aix Marseille Univ,  
CNRS, ISM,  
Marseille, France  
Najib.abi-chebel@univ-amu.fr

Florence  
GAUNET  
Aix Marseille Univ,  
CNRS, CRPN,  
Marseille, France

Christine  
ASSAIANTE  
Aix Marseille Univ,  
CNRS, CRPN,  
Marseille, France

Pascale  
CHAVET  
Aix Marseille Univ,  
CNRS, ISM,  
Marseille, France

Christophe  
BOURDIN  
Aix Marseille Univ,  
CNRS, ISM,  
Marseille, France

Fabrice R.  
SARLEGNA  
Aix Marseille Univ,  
CNRS, ISM,  
Marseille, France  
Fabrice.sarlegna@univ-amu.fr

**Résumé**—Des individus non-voyants, à l'instar de Stevie Wonder, manifestent des aptitudes remarquables. Ces compétences pourraient résulter d'un entraînement intensif, mais aussi d'une perception auditive ou tactile supranormale. Toutefois, l'impact précis de la non-voyance sur la proprioception – notre capacité à percevoir la position et le mouvement des parties de notre corps – reste un sujet d'interrogation. Cette interrogation est d'autant plus pertinente qu'il a été suggéré que la vision est essentielle pour calibrer la proprioception. Dans cette étude, nous avons examiné les mécanismes de plasticité en évaluant la perception proprioceptive chez des individus normovoyants et non-voyants, c'est-à-dire ayant une acuité visuelle inférieure à 1/20 pour le meilleur œil. Nous avons démontré pour la première fois que la proprioception est plus exacte chez les individus non-voyants avec vision résiduelle que chez les individus totalement non-voyants et normovoyants. Ceci a été observé pour le bras préféré et le bras non préféré, au niveau des articulations du coude et du poignet. Nous avons également trouvé que la précision proprioceptive était latéralisée chez les normovoyants mais pas chez les non-voyants. Dans l'ensemble, nos résultats révèlent que la vision influence la proprioception, apportant de nouvelles perspectives sur les principes de calibration sensorielle intermodale.

**Mots-clés**—Déficience visuelle ; Proprioception ; Kinesthésie ; Latéralité ; Vision résiduelle ; Recalibration sensorielle ; Non-voyance ; Aveugle

## I. METHODES

### A. Participants

Dans cette étude, nous avons évalué la perception proprioceptive des bras chez 62 adultes. L'échantillon était composé de 31 participants non-voyants et de 31 participants normovoyants, tous appariés par âge et sexe. Nous avons exclusivement recruté des personnes droitères, la préférence de la main étant déterminée à l'aide de la version à 10 items de l'inventaire de latéralité d'Edinburgh (Appendice II dans Oldfield, 1971). Le groupe des non-voyants comprenait 15 femmes et 16 hommes [Moyenne (M) d'âge  $\pm$  écart-type autour de la moyenne =  $49,8 \pm 14,4$  ans (min - max : 21 - 72 ans) ; M quotient de latéralité =  $86,9 \pm 13,5$  %]. Le groupe des normovoyants comprenait 18 femmes et 13 hommes [M d'âge =  $46,2 \pm 16,8$  ans (min - max : 23 - 76 ans) ; M quotient de latéralité =  $85,8 \pm 17,1$  %]. Il n'y avait pas de différences significatives en âge et quotient de latéralité entre les groupes non-voyants et normovoyants, comme l'ont révélé deux tests t d'échantillons

indépendants [ $t(60) = -0,8$ ,  $p = 0,4$  ;  $t(60) = -0,3$ ,  $p = 0,8$ , respectivement].

Les participants non-voyants ont été recrutés parmi les associations de déficients visuels de la ville de Marseille (voir Remerciements). Les participants normovoyants ont été recrutés à Aix-Marseille Université et dans la ville de Marseille. Les critères d'inclusion pour tous les participants incluaient d'être droitier, âgé de 18 ans ou plus, et exempt de diabète, d'arthrite ou de tout déficit cognitif ou sensorimoteur au niveau des membres supérieurs. Les critères d'inclusion supplémentaires pour les participants non-voyants étaient d'avoir une acuité visuelle de 1/20 ou moins dans le meilleur œil. Dans le groupe des non-voyants ( $n=31$ ), **21 individus** étaient classés comme **totalement non-voyants** (absence complète de perception visuelle ou au mieux pouvant distinguer entre le jour et la nuit) et **10 individus** étaient classés comme **non-voyants avec une vision résiduelle** leur permettant de percevoir des formes, des contrastes et/ou des couleurs. Tout individu qui était non-voyant de naissance ou devenu non-voyant au cours de la première année de vie était classé comme non-voyant précoce, tandis que tout individu devenu non-voyant après l'âge de 8 ans était classé comme non-voyant tardif.

Avant le début de l'expérience, tous les participants ont reçu un formulaire de consentement qui a été lu aux participants non-voyants et signé par chaque participant. Ce protocole de recherche a été approuvé par le comité d'éthique national CERSTAPS (IRB00012476-2020-03-06-60) et mené conformément à la Déclaration d'Helsinki.

### B. Dispositif expérimental

Dans cette étude, les participants étaient assis et utilisaient un exosquelette aligné avec les axes de rotation de leurs poignets et coudes, permettant des mouvements fluides (Figure 1A). Les rotations articulaires étaient limitées au plan horizontal pour les deux articulations. Les rotations étaient mesurées par des potentiomètres et enregistrées sur ordinateur. Pour capturer les réponses verbales, un microphone était utilisé.

### C. Procédures et conditions expérimentales

L'expérimentateur présentait l'appareil aux participants, y compris les non-voyants. **Tous les participants étaient testés** sur quatre conditions expérimentales liées aux articulations des poignets et coudes, **avec les yeux bandés**. Une tâche de reproduction passive ipsilatérale a été utilisée : les participants

devaient indiquer quand ils pensaient atteindre un angle de référence mémorisé. Six essais par session étaient réalisés (Figure 1B).

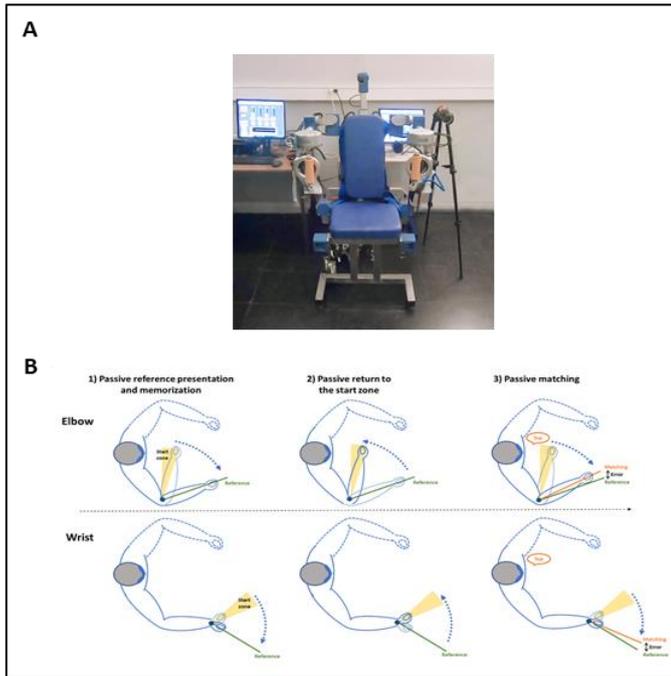


Fig. 1. Dispositif et méthode d'évaluation de la proprioception. A) dispositif expérimental. B) Tâche de reproduction passive ipsilatérale pour évaluer la perception proprioceptive. Vue de dessus d'un participant dans une condition de coude droit (panneau supérieur) et de poignet droit (panneau inférieur). Tout d'abord (panneaux de gauche), le segment du bras testé était lentement positionné par l'expérimentateur dans la zone de départ (jaune, avec le segment du bras représenté par des lignes pointillées) avant d'être lentement déplacé vers la référence (ligne verte) et maintenu là pour mémorisation (8 secondes). Ensuite (panneaux du milieu), le segment du bras était lentement ramené de la référence (ligne verte, avec le segment du bras représenté par des lignes pointillées) à la zone de départ (jaune). Finalement (panneaux de droite), le segment du bras était lentement déplacé de la zone de départ (jaune, avec le segment du bras représenté par des lignes pointillées) vers la référence mémorisée. Les participants devaient dire « TOP » lorsqu'ils percevaient que l'angle de l'articulation correspondait à l'angle de référence mémorisé.

**D. Analyse des données**

Pour chaque essai, une erreur signée a été calculée comme la différence entre l'angle perçu et l'angle de référence. Pour évaluer la performance des participants sur les six essais par condition expérimentale, trois types d'erreurs (en degrés) étaient calculés. **L'erreur absolue moyenne** était la moyenne des 6 différences absolues entre l'angle articulaire signalé et l'angle de référence (comme dans Goble & Brown 2008b). L'erreur absolue moyenne permettait de se concentrer sur l'amplitude de l'erreur, indépendamment de sa direction. **L'erreur signée moyenne** était la moyenne des 6 différences angulaires entre l'angle articulaire signalé et l'angle de référence (comme dans Goble & Brown 2008b). Elle était spécifiquement utile pour déterminer le biais directionnel. Des erreurs signées moyennes positives étaient attribuées aux réponses données après l'angle de référence. Des erreurs signées moyennes négatives étaient attribuées aux réponses données avant l'angle de référence. **L'erreur signée variable** était l'écart-type autour

de l'erreur signée moyenne, reflétant la précision de la perception proprioceptive qui a été soulignée comme un aspect important de la performance (Goble & Brown 2008b ; Fuentes & Bastian 2010 ; Abi Chebel et al. 2022, 2023 ; Oh et al. 2023). Les données ont été analysées avec des routines Matlab (Mathworks R2020b) et Excel (Microsoft Office Professional Plus 2019).

**II. RESULTATS**

**A. Les individus non-voyants avec une vision résiduelle possèdent une exactitude proprioceptive supranormale**

Alors que la vision résiduelle, également connue sous le nom de vision fonctionnelle, fait référence à la capacité des individus non-voyants de percevoir certaines formes, contrastes, et couleurs (Sabel et al. 2018, Papadopoulos et al. 2011), son influence sur d'autres sens tels que la proprioception n'a pas été explorée, à notre connaissance. Pour combler cette lacune, nous avons utilisé une ANOVA en plan mixte pour étudier l'effet du Statut visuel (Totalement non-voyant, Non-voyant avec vision résiduelle et Normovoyant) ainsi que les effets du Bras (Préférée, Non préférée) et de l'Articulation (Poignet, Coude) sur la perception proprioceptive.

Pour évaluer l'exactitude de la proprioception, indépendamment de la direction de l'erreur, l'erreur absolue moyenne a été analysée avec une ANOVA 3x2x2 qui a révélé un effet principal du statut visuel ( $F(2,59) = 3,4, p = 0,04, \eta^2 \text{ partiel} = 0,1$ ). Les tests post-hoc de Newman-Keuls ont montré que l'erreur absolue moyenne, illustrée à la Figure 2A, était significativement inférieure dans le groupe des non-voyants avec vision résiduelle ( $M \pm SD = 3,0 \pm 0,5^\circ$ ) comparé au groupe des totalement non-voyants ( $M = 3,9 \pm 1,1^\circ ; p = 0,03$ ) et au groupe des normovoyants ( $M = 4,1 \pm 1,2^\circ ; p = 0,02$ ). L'ANOVA n'a révélé aucun autre effet principal significatif du bras ( $F(1,59) = 0,04, p = 0,8, \eta^2 \text{ partiel} < 0,001$ ), ni de l'articulation ( $F(1,59) = 2,1, p = 0,1, \eta^2 \text{ partiel} = 0,04$ ), ni d'interaction significative (chaque  $p > 0,1$ ).

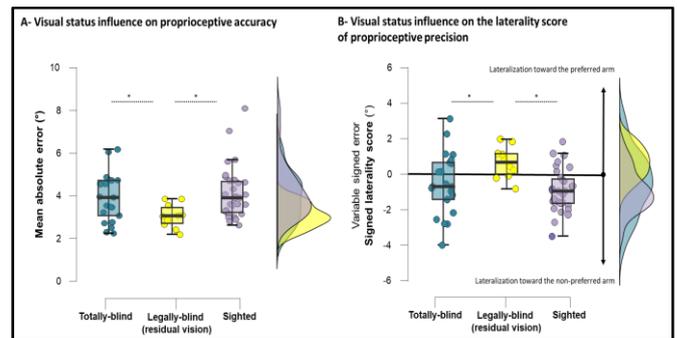


Fig. 2. Influence du statut visuel sur les erreurs proprioceptives. A) Erreur absolue moyenne à travers les trois groupes expérimentaux. B) Le score de latéralité signée correspond à la différence entre les erreurs signées variables du bras préféré et du bras non préféré. Chaque point dans A) et B) représente un participant. Des graphiques en boîte et moustaches (avec valeurs minimales, maximales, médianes, premier et troisième interquartiles) et la distribution des données pour chaque sous-groupe sont présentés.

Pour évaluer le biais directionnel de la reproduction proprioceptive, l'erreur signée moyenne a été analysée. L'ANOVA 3x2x2 n'a pas montré d'effet principal significatif du

statut visuel ( $F(2,59) = 0,4, p = 0,6, \eta^2 \text{ partiel} = 0,02$ ), du bras ( $F(1,59) = 2,1, p = 0,2, \eta^2 \text{ partiel} = 0,03$ ), ou de l'articulation ( $F(1,59) = 2,8, p = 0,1, \eta^2 \text{ partiel} = 0,05$ ), ni d'interaction significative (chaque  $p > 0,2$ ). Globalement, les erreurs signées moyennes étaient autour de 0 pour les trois groupes (M totalement aveugle =  $-0,7 \pm 2,4^\circ$  ; M aveugle avec vision résiduelle =  $-0,1 \pm 1,0^\circ$  ; M normovoyant =  $-0,9 \pm 2,8^\circ$ ). Le fait que ces erreurs résultent de la moyenne des valeurs signées (positives et négatives) nous a incité à analyser la variabilité des réponses. Une telle variabilité a été montrée comme importante pour caractériser la perception proprioceptive (van Beers et al. 1998 ; Smeets et al. 2006 ; Abi Chebel et al. 2022, 2023 ; Oh et al. 2023).

Pour évaluer la précision de la proprioception, l'erreur signée variable a été calculée comme l'écart-type des erreurs signées à travers les essais. Une ANOVA 3x2x2 sur l'erreur signée variable a révélé une interaction significative entre le statut visuel et le bras ( $F(2,59) = 4,8, p = 0,01, \eta^2 \text{ partiel} = 0,14$ ), illustrée à la Figure 3A. Les tests post-hoc ont montré que pour le groupe des normovoyants, l'erreur signée variable était plus petite au bras non préféré comparé au bras préféré (Figure 3A et B ; M non préféré =  $3,6 \pm 1,0^\circ$  ; M préféré =  $4,5 \pm 1,0^\circ, p = 0,04$ ). En revanche, il n'y avait pas de différences significatives dans les erreurs signées variables entre les deux bras pour le groupe des totalement non-voyants (Figure 3A et C ; M non préféré =  $3,6 \pm 1,3^\circ$  ; M préféré =  $4,1 \pm 1,4^\circ, p = 0,4$ ) et le groupe des non-voyants avec vision résiduelle (Figure 3A et D ; M non préféré =  $4,0 \pm 0,9^\circ$  ; M préféré =  $3,4 \pm 0,8^\circ, p = 0,2$ ). De plus, l'ANOVA a révélé un effet principal significatif de l'articulation ( $F(1,59) = 5,6, p = 0,02, \eta^2 \text{ partiel} = 0,09$ ). La Figure 4 montre que l'erreur signée variable était plus petite au coude (M =  $3,6 \pm 1,1^\circ$ ) par rapport au poignet (M =  $4,2 \pm 1,3^\circ$ ) et cela pour les 3 groupes expérimentaux. Aucun autre effet principal significatif ni interaction n'ont été trouvés (chaque  $p > 0,4$ ).

Pour enquêter davantage sur l'avantage du bras pour l'erreur signée variable, nous avons examiné le score de latéralité, qui représente la différence entre le bras préféré et le bras non préféré. Une ANOVA 3x2 [Statut visuel (Totalement non-voyant, Non-voyants avec vision résiduelle, et Normovoyant) x Articulation (Coude, Poignet)] sur le score de latéralité a révélé un effet principal du statut visuel (Figure 3-14 B,  $F(2,59) = 4,8, p = 0,01, \eta^2 \text{ partiel} = 0,14$ ). Les tests post-hoc ont montré que le score de latéralité positif du groupe des non-voyants avec vision résiduelle (M =  $0,7 \pm 0,9^\circ$ ) différait significativement des scores négatifs du groupe des totalement non-voyants (M =  $-0,5 \pm 1,8^\circ, p = 0,02$ ) et du groupe des normovoyants (M =  $-0,9 \pm 1,2^\circ, p < 0,01$ ). L'ANOVA n'a révélé aucun autre effet principal significatif de l'articulation ( $F(1,59) < 0,01, p = 1,0, \eta^2 \text{ partiel} < 0,001$ ) ni d'interaction significative ( $p = 0,9$ ).

Nos analyses ont rapporté qu'il n'y avait pas de différences significatives entre les individus en situation de cécité acquise et congénitale.

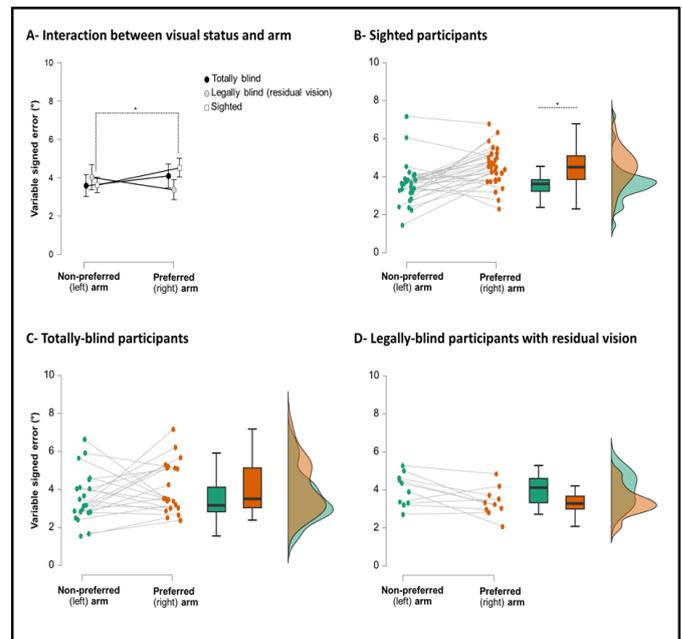


Fig. 3. Erreur signée variable moyenne en fonction du statut visuel et du bras. Panneau A) Données pour les trois groupes expérimentaux. Les panneaux B à D présentent les données pour les groupes des normovoyants (B), des totalement non-voyants (C) et des non-voyants avec vision résiduelle (D), avec des points pour la moyenne de chaque participant, des graphiques en boîte et moustaches (avec valeurs minimales, maximales, médianes, premier et troisième interquartiles) et la distribution des données. Les barres d'erreur dans le panneau A) représentent l'intervalle de confiance à 95 % autour de la moyenne.

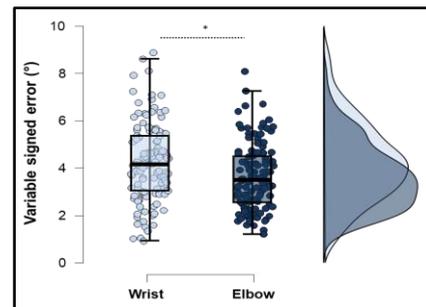


Fig. 4. Influence de l'articulation sur l'erreur signée variable. Des graphiques en boîte et moustaches (avec valeurs minimales, maximales, médianes, premier et troisième interquartiles) et la distribution des données sont présentés pour chaque articulation du coude (Elbow) et poignet (Wrist).

### III. DISCUSSION

Cette étude visait à examiner l'impact de la non-voyance sur la perception proprioceptive. Nous avons testé 31 participants non-voyants et 31 individus normovoyants dans une tâche de reproduction passive ipsilatérale, évaluant la proprioception au niveau du coude et du poignet des bras préféré et non préféré. Nous avons constaté que la perception proprioceptive était plus exacte chez les individus non-voyants avec une vision résiduelle par rapport aux individus totalement non-voyants et normovoyants. De plus, nous avons trouvé que la précision proprioceptive était latéralisée différemment chez les non-voyants avec vision résiduelle par rapport aux totalement non-voyants et normovoyants. Enfin, les individus non-voyants (totalement ainsi que ceux avec une vision résiduelle) et les

normovoyants ont montré une perception proprioceptive plus précise au niveau du coude par rapport au poignet.

#### A. *L'expérience visuelle influence la perception proprioceptive*

Des études sur des individus avec des déficiences sensorielles ont fourni des preuves convaincantes de la plasticité compensatoire résultant de la déficience ou de la perte d'informations sensorielles. En soutien à cette hypothèse de compensation intermodale, des études antérieures chez les non-voyants ont rapporté une mémoire supranormale (Amedi et al., 2003 ; Pasqualotto et al., 2013), une perception auditive supranormale (Finocchietti et al., 2023 ; Lessard et al., 1998 ; Röder et al., 1999), une perception tactile supranormale (Van Boven et al., 2000 ; Wong et al., 2011), une perception olfactive supranormale (Cuevas et al. 2009 ; Gagnon et al., 2015 ; Murphy and Cain, 1986 ; Rosenbluth et al., 2000), et une intéroception supranormale (Radziun et al., 2023). Conformément à cette hypothèse, nos résultats révèlent, pour la première fois, une perception proprioceptive plus exacte au niveau du membre supérieur des individus non-voyants avec une vision résiduelle par rapport aux individus totalement non-voyants et normovoyants. Ceci est en accord avec une étude précédente d'Özdemir et al. (2013), qui a signalé une perception proprioceptive supranormale au niveau de la cheville chez les individus non-voyants. De plus, des capacités améliorées ont été observées dans des recherches précédentes examinant l'impact de la vision résiduelle sur d'autres capacités sensorielles et cognitives chez les individus déficients visuels. Par exemple, des études ont rapporté des capacités haptiques (Heller et al., 2001, 2003), des capacités auditives (Dufour et Gerard, 2000), et des capacités de représentation spatiale améliorées (Papadopoulos et al., 2011 ; Ungar et al., 1994) chez les individus déficients visuels par rapport à ceux qui sont totalement non-voyants ou normovoyants. Ici, nous soulignons l'influence de la vision résiduelle pour l'exactitude de la proprioception.

Lorsqu'on considère les interactions entre la vision et la proprioception, des travaux antérieurs ont suggéré que la vision calibre la proprioception du bras (Cressman & Henriques, 2011 ; Desmurget et al., 1998 ; Ostry & Gribble, 2016 ; Thinus-Blanc & Gaunet, 1996 ; Gori et al., 2010 ; Mirdamadi & Block, 2020). Une telle calibration intermodale est considérée comme nécessaire tout au long de la vie, pour s'adapter aux changements des caractéristiques physiques et neuromusculaires. La perception proprioceptive supranormale observée chez les individus non-voyants avec une vision résiduelle, ainsi que la similarité de la proprioception entre les individus totalement non-voyants et normovoyants, suggèrent qu'une quantité minimale de vision altérée peut être associée à des changements compensatoires. Cette performance améliorée pourrait être liée à un traitement efficace des informations visuelles de qualité médiocre (Cattaneo et al., 2008).

Des études antérieures ont souligné l'implication de la voie visuelle dorsale dans le traitement des informations spatiales visuelles et non visuelles (Ricciardi et al., 2006 ; Bonino et al., 2008). Des études neurophysiologiques ont montré que la microstructure de cette voie est relativement moins affectée par les processus dégénératifs et compensatoires cross-modaux à la suite de la non-voyance, contrairement à la voie ventrale

(Reislev et al., 2016). La fonctionnalité préservée de la voie dorsale chez les individus non-voyants, couplée à la capacité améliorée de traiter les informations visuelles limitées, pourrait potentiellement aider les processus de calibration proprioceptive au niveau pariétal et guider les mécanismes de compensation.

Dans notre étude, nous n'avons pas trouvé de différence significative dans la perception proprioceptive entre les individus totalement non-voyants et normovoyants. Cela suggère que chez les individus totalement non-voyants, la proprioception peut être calibrée par d'autres moyens, en utilisant potentiellement d'autres sources de retour sensoriel telles que l'audition et le toucher, et peut être influencée par les activités quotidiennes. Cette notion est soutenue par l'étude de Fiehler et al. (2009), qui a démontré qu'un entraînement précoce en orientation et mobilité pour les individus non-voyants de naissance peut améliorer la proprioception du bras à un niveau comparable à celui des individus normovoyants.

#### B. *La vision influence la latéralisation de la proprioception*

La présente étude contribue au corpus croissant de preuves soutenant la latéralisation de la proprioception chez les individus normovoyants (Abi Chebel et al., 2022, 2023 ; Goble & Brown, 2008b, 2010). Sur la base d'un échantillon de taille plus importante que dans la littérature déjà disponible, nous avons trouvé une plus grande précision proprioceptive dans le bras non préféré par rapport au bras préféré. Des recherches antérieures ont montré la spécialisation de l'hémisphère droit dans les tâches spatiales (Bradshaw, 2001 ; Thiebaut de Schotten et al., 2011), y compris les tâches proprioceptives (Ben-Shabat et al., 2015 ; Chilvers et al., 2021 ; Goble et al., 2012 ; Naito et al., 2005 ; Strong et al., 2023). Cette spécialisation semble avantager la proprioception du bras non préféré chez les individus normovoyants.

Nos travaux antérieurs ont montré que la latéralisation typiquement observée chez les individus normovoyants n'était pas systématiquement observée dans un groupe d'individus non-voyants de naissance, suggérant que l'expérience visuelle précoce joue un rôle dans la mise en place de la latéralisation de la précision proprioceptive (Abi Chebel et al., 2023). Dans la présente étude, nous avons trouvé que l'ensemble des individus non-voyants (totalement non-voyants et non-voyants avec vision résiduelle) ne présentait pas de latéralisation proprioceptive en moyenne. Ces résultats suggèrent que la vision résiduelle ne permet pas une latéralisation proprioceptive systématique, et que pour cela, une vision normale serait nécessaire. Ceci est conforme aux études précédentes rapportant l'influence de l'expérience visuelle sur diverses fonctions latéralisées, y compris la compréhension verbale (Lane et al., 2017 ; Röder et al., 2000) et le traitement émotionnel (Gamond et al., 2017). Dans l'ensemble, ces résultats soutiennent l'idée que l'expérience visuelle, ou son absence, conduit à des changements dans les structures et les fonctions cérébrales et influence la latéralisation proprioceptive.

#### C. *Nature globale versus locale de la perception proprioceptive*

Dans notre étude, nous avons constaté que la précision proprioceptive était meilleure au coude par rapport au poignet pour les individus non-voyants (totalement non-voyants et non-voyants avec vision résiduelle) et les normovoyants. Ce résultat

s'aligne sur des recherches antérieures rapportant une précision proprioceptive supérieure au niveau de l'articulation du coude (Abi Chebel et al., 2023 ; Li et Wu, 2014 ; Sevrez et Bourdin, 2015). De plus, Hall et McCloskey (1983) ont constaté une plus grande capacité à détecter les changements de position et de vitesse angulaire au niveau des articulations proximales du membre supérieur, y compris l'épaule et le coude par rapport aux articulations distales. Ces résultats suggèrent que la proprioception au niveau des articulations proximales est plus précise qu'au niveau des articulations distales, ce qui pourrait contribuer à mieux déterminer le placement du point d'extrémité (Scott et Loeb, 1994).

Dans l'ensemble, les résultats de cette étude soulignent l'influence significative de l'expérience visuelle, en particulier de la vision résiduelle, sur la perception proprioceptive et sa latéralisation. Ces perspectives améliorent notre compréhension de l'interaction complexe entre la vision et la proprioception, mettant en évidence l'adaptabilité des systèmes sensoriels humains face aux déficiences sensorielles.

Étant donné l'influence de la vision sur la proprioception, les résultats de notre recherche peuvent éclairer les stratégies de rééducation et d'entraînement destinées à des populations variées, incluant les individus non-voyants et normovoyants présentant des déficits proprioceptifs, ainsi que les athlètes et para-athlètes cherchant à optimiser leurs performances. Pour les non-voyants, en particulier, il serait judicieux de mettre l'accent sur l'exploitation de la vision résiduelle pour favoriser une amélioration proprioceptive. Il reste essentiel de définir plus précisément les corrélations entre l'amélioration de la proprioception et l'amélioration du contrôle moteur (Sevrez et Bourdin 2015), ce qui pourrait déboucher sur des interventions plus ciblées et efficaces.

#### REMERCIEMENTS

Nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à tous les participants de notre étude pour leurs contributions inestimables. Nous sommes également reconnaissants envers les associations pour les déficients visuels pour leur soutien et leur collaboration tout au long de l'étude (Association de Réadaptation et de Réinsertion pour l'Autonomie des Déficiants Visuels ; Union Nationale des Aveugles et Déficiants Visuels; Association Valentin Haüy ; IRSAM ; Fédération des Aveugles et Handicapés Visuels de France – Union Provençale des Aveugles et Amblyopes des Cannes Blanches ; Association Sports et Loisirs des Aveugles et Amblyopes). Nous souhaitons également remercier Patrick SAINTON, Frank BULOUP et Thelma COYLE pour leur assistance technique.

#### FINANCEMENT

Ce travail a été soutenu par la Fondation des Aveugles de Guerre, les Instituts Carnot Star et Cognition, l'Institut NeuroMarseille et le gouvernement français dans le cadre du Programme « Investissements d'Avenir », Initiative d'Excellence d'Aix-Marseille Université via le financement A\*Midex (AMX-19-IET-004), et l'ANR (ANR-17-EURE-0029).

#### CONFLIT D'INTERET

Les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt

#### REFERENCES

- Abi Chebel, N. M., Gaunet, F., Chavet, P., Assaiante, C., Bourdin, C., & Sarlegna, F. R. (2023). Does visual experience influence arm proprioception and its lateralization? Evidence from passive matching performance in congenitally-blind and sighted adults. *Neuroscience Letters*, 810, 137335.
- Abi Chebel, N. M., Roussillon, N. A., Bourdin, C., Chavet, P., & Sarlegna, F. R. (2022). Joint Specificity and Lateralization of Upper Limb Proprioceptive Perception. *Perceptual and Motor Skills*, 129(3), 431–453.
- Adamo, D. E., & Martin, B. J. (2009). Position sense asymmetry. *Experimental Brain Research*, 192(1), 87–95. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1560-0>
- Amedi, A., Raz, N., Pianka, P., Malach, R., & Zohary, E. (2003). Early “visual” cortex activation correlates with superior verbal memory performance in the blind. *Nature Neuroscience*, 6(7), 758–766. <https://doi.org/10.1038/nn1072>
- Ben-Shabat, E., Matyas, T. A., Pell, G. S., Brodtmann, A., & Carey, L. M. (2015). The Right Supramarginal Gyrus Is Important for Proprioception in Healthy and Stroke-Affected Participants: A Functional MRI Study. *Frontiers in Neurology*, 6, 248. <https://doi.org/10.3389/FNEUR.2015.00248>
- Bradshaw, J. L. (2001). Asymmetries in preparation for action. In *Trends in Cognitive Sciences* (Vol. 5, Issue 5).
- Cappagli, G., Cocchi, E., & Gori, M. (2015). Auditory and proprioceptive spatial impairments in blind children and adults. *Developmental Science*, 20(3), 1–12. <https://doi.org/10.1111/desc.12374>
- Cattaneo, Z., Vecchi, T., Cornoldi, C., Mammarella, I., Bonino, D., Ricciardi, E., & Pietrini, P. (2008). Imagery and spatial processes in blindness and visual impairment. In *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* (Vol. 32, Issue 8).
- Chilvers, M. J., Hawe, R. L., Scott, S. H., & Dukelow, S. P. (2021). Investigating the neuroanatomy underlying proprioception using a stroke model. *Journal of the Neurological Sciences*, 430.
- Collignon, O., Dormal, G., Albouy, G., Vandewalle, G., Voss, P., Phillips, C., & Lepore, F. (2013). Impact of blindness onset on the functional organization and the connectivity of the occipital cortex. *Brain*, 136(9), 2769–2783.
- Cressman, E. K., & Henriques, D. Y. P. (2011). Motor adaptation and proprioceptive recalibration. *Progress in Brain Research*, 191, 91–99.
- Cuevas, I., Plaza, P., Rombaux, P., De Volder, A. G., & Renier, L. (2009). Odour discrimination and identification are improved in early blindness. *Neuropsychologia*, 47(14), 3079–3083.
- De Schotten, M. T., Dell'Acqua, F., Forkel, S. J., Simmons, A., Vergani, F., Murphy, D. G. M., & Catani, M. (2011). A lateralized brain network for visuospatial attention. *Nature Neuroscience*, 14(10).
- Desmurget, M., Pélisson, D., Rossetti, Y., & Prablanc, C. (1998). From eye to hand: Planning goal-directed movements. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 22(6), 761–788. [https://doi.org/10.1016/S0149-7634\(98\)00004-9](https://doi.org/10.1016/S0149-7634(98)00004-9)
- Dufour, A., & Gérard, Y. (2000). Improved auditory spatial sensitivity in near-sighted subjects. *Cognitive Brain Research*, 10(1–2).
- Fiehler, K., Reuschel, J., & Rösler, F. (2009). Early non-visual experience influences proprioceptive-spatial discrimination acuity in adulthood. *Neuropsychologia*, 47(3), 897–906.
- Finocchietti, S., Esposito, D., & Gori, M. (2023). Monaural auditory spatial abilities in early blind individuals. *I-Perception*, 14(1), 1–9.
- Fuentes, C. T., & Bastian, A. J. (2010). Where is your arm? Variations in proprioception across space and tasks. *Journal of Neurophysiology*, 103(1), 164–171. <https://doi.org/10.1152/jn.00494.2009>
- Gagnon, L., Kupers, R., & Ptito, M. (2013). Reduced Taste Sensitivity in Congenital Blindness. *Chemical Senses*, 38(6).
- Gamond, L., Vecchi, T., Ferrari, C., Merabet, L. B., & Cattaneo, Z. (2017). Emotion processing in early blind and sighted individuals. *Neuropsychology*, 31(5), 516–524. <https://doi.org/10.1037/neu0000360>
- Gaunet, F., & Rossetti, Y. (2006). Effects of visual deprivation on space representation: Immediate and delayed pointing toward memorised proprioceptive targets. *Perception*, 35(1), 107–124.
- Gaunet, F., & Thinus-Blanc, C. (1996). Early-blind subjects' spatial abilities in the locomotor space: exploratory strategies and reaction-to-change performance. *Perception*, 25(8), 967–981. <https://doi.org/10.1068/P250967>
- Goble, D. J., & Brown, S. H. (2008). The biological and behavioral basis of upper limb asymmetries in sensorimotor performance. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, 32(3), 598–610.

- Goble, D. J., & Brown, S. H. (2010). Upper limb asymmetries in the perception of proprioceptively determined dynamic position sense. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 36(3), 768–775. <https://doi.org/10.1037/a0018392>
- Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Van Hecke, W., Sunaert, S., Wenderoth, N., & Swinnen, S. P. (2012). The neural basis of central proprioceptive processing in older versus younger adults: An important sensory role for right putamen. *Human Brain Mapping*, 33(4), 895–908.
- Goble, D. J., Lewis, C. A., Hurvitz, E. A., & Brown, S. H. (2005). Development of upper limb proprioceptive accuracy in children and adolescents. *Human Movement Science*, 24(2), 155–170.
- Gori, M., Sandini, G., Martinoli, C., & Burr, D. (2010). Poor Haptic Orientation Discrimination in Nonsighted Children May Reflect Disruption of Cross-Sensory Calibration. *Current Biology*, 20(3), 223–225.
- Gosselin-Kessiby, N., Kalaska, J. F., & Messier, J. (2009). Evidence for a proprioception-based rapid on-line error correction mechanism for hand orientation during reaching movements in blind subjects. *Journal of Neuroscience*, 29(11). <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.2374-08.2009>
- Hall, L. A., & McCloskey, D. I. (1983). Detections of movements imposed on finger, elbow and shoulder joints. *The Journal of Physiology*, 335(1).
- Heller, M. A., Brackett, D. D., Scroggs, E., Allen, A. C., & Green, S. (2001). Haptic perception of the horizontal by blind and low-vision individuals. *Perception*, 30(5). <https://doi.org/10.1068/p3026>
- Heller, M. A., Wilson, K., Steffen, H., Yoneyama, K., & Brackett, D. D. (2003). Superior haptic perceptual selectivity in late-blind and very-low-vision subjects. *Perception*, 32(4). <https://doi.org/10.1068/p3423>
- Jones, B. (1972). Development of cutaneous and kinesthetic localization by blind and sighted children. *Developmental Psychology*, 6(2), 349–352.
- Kruger, J., & Dunning, D. (1999). Unskilled and unaware of it: How difficulties in recognizing one's own incompetence lead to inflated self-assessments. *Journal of Personality and Social Psychology*, 77(6).
- Lane, C., Kanjlia, S., Richardson, H., Fulton, A., Omaki, A., & Bedny, M. (2017). Reduced Left Lateralization of Language in Congenitally Blind Individuals. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 29(1), 65–78.
- Lessard, N., Paré, M., Lepore, F., & Lassonde, M. (1998). Early-blind human subjects localize sound sources better than sighted subjects. *Nature* 1998, 395(6699), 278–280. <https://doi.org/10.1038/26228>
- Li, K. Y., & Wu, Y. H. (2014). Clinical evaluation of motion and position sense in the upper extremities of the elderly using motion analysis system. *Clinical Interventions in Aging*, 9, 1123–1131. <https://doi.org/10.2147/CIA.S62037>
- Merabet, L. B., & Pascual-Leone, A. (2010). Neural reorganization following sensory loss: The opportunity of change. In *Nature Reviews Neuroscience* (Vol. 11, Issue 1). <https://doi.org/10.1038/nm2758>
- Mirdamadi, J. L., & Block, H. J. (2020). Somatosensory changes associated with motor skill learning. *Journal of Neurophysiology*, 123(3), 1052–1062.
- Murphy, C., & Cain, W. S. (1986). Odor identification: The blind are better. *Physiology and Behavior*, 37(1).
- Naito, E., Roland, P. E., Grefkes, C., Choi, H. J., Eickhoff, S., Geyer, S., Zilles, K., & Ehrsson, H. H. (2005). Dominance of the right hemisphere and role of area 2 in human kinesthesia. *Journal of Neurophysiology*, 93(2), 1020–1034.
- Nelson, J. S., Kuling, I. A., Gori, M., Postma, A., Brenner, E., & Smeets, J. B. J. (2018). Spatial Representation of the Workspace in Blind, Low Vision, and Sighted Human Participants. 9(3), 1–15.
- Oh, J., Mahnan, A., Xu, J., Block, H. J., & Konczak, J. (2023). Typical Development of Finger Position Sense From Late Childhood to Adolescence. *Journal of Motor Behavior*, 55(1), 102–110.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9(1), 97–113.
- Ostry, D. J., & Gribble, P. L. (2016). Sensory Plasticity in Human Motor Learning. *Trends in Neurosciences*, 39(2), 114–123.
- Ozdemir, R. A., Pourmoghaddam, A., & Paloski, W. H. (2013). Sensorimotor posture control in the blind: Superior ankle proprioceptive acuity does not compensate for vision loss. *Gait and Posture*, 38(4), 603–608.
- Papadopoulos, K., Koustriava, E., & Kartasidou, L. (2011). The impact of residual vision in spatial skills of individuals with visual impairments. *Journal of Special Education*, 45(2). <https://doi.org/10.1177/0022466909354339>
- Paré, S., Bleau, M., Dricot, L., Ptito, M., & Kupers, R. (2023). Brain structural changes in blindness: a systematic review and an anatomical likelihood estimation (ALE) meta-analysis.
- Pasqualotto, A., Lam, J. S. Y., & Proulx, M. J. (2013). Congenital blindness improves semantic and episodic memory. *Behavioural Brain Research*, 244, 162–165. <https://doi.org/10.1016/j.bbr.2013.02.005>
- Petkova, V. I., Zetterberg, H., & Ehrsson, H. H. (2012). Rubber hands feel touch, but not in blind individuals. *PLoS ONE*, 7(4).
- Radziun, D., Korczyk, M., Crucianelli, L., Szwed, M., & Ehrsson, H. H. (2023). Neural correlates of spatial working memory in blind individuals. *Journal of Experimental Psychology: General*. <https://doi.org/10.1037/xge0001366>
- Reislev, N. L., Kupers, R., Siebner, H. R., Ptito, M., & Dyrby, T. B. (2016). Blindness alters the microstructure of the ventral but not the dorsal visual stream. *Brain Structure and Function*, 221(6).
- Ricciardi, E., Bonino, D., Gentili, C., Sani, L., Pietrini, P., & Vecchi, T. (2006). Neural correlates of spatial working memory in humans: A functional magnetic resonance imaging study comparing visual and tactile processes. *Neuroscience*, 139(1).
- Röder, B., Rösler, F., & Neville, H. J. (2000). Event-related potentials during auditory language processing in congenitally blind and sighted people. *Neuropsychologia*, 38(11), 1482–1502.
- Röder, B., Teder-Sälejärvi, W., Sterr, A., Rösler, F., Hillyard, S. A., & Neville, H. J. (1999). Improved auditory spatial tuning in blind humans. *Nature*, 400(6740), 162–166. <https://doi.org/10.1038/22106>
- Rosenbluth, R., Grossman, E. S., & Kaitz, M. (2000). Performance of early-blind and sighted children on olfactory tasks. *Perception*, 29(1).
- Scott, S. H., & Loeb, G. E. (1994). The computation of position sense from spindles in mono- and multiarticular muscles. *Journal of Neuroscience*, 14(12), 7529–7540. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.14-12-07529.1994>
- Sevrez, V., & Bourdin, C. (2015). On the Role of Proprioception in Making Free Throws in Basketball. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 86(3), 274–280. <https://doi.org/10.1080/02701367.2015.1012578>
- Smeets, J. B. J., Van Den Dobbelen, J. J., De Grave, D. D. J., Van Beers, R. J., & Brenner, E. (2006). Sensory integration does not lead to sensory calibration. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 103(49), 18781–18786. <https://doi.org/10.1073/pnas.0607687103>
- Strong, A., Grip, H., Arumugam, A., Boraxbekk, C. J., Selling, J., & Häger, C. K. (2023). Right hemisphere brain lateralization for knee proprioception among right-limb dominant individuals. *Frontiers in Human Neuroscience*, 17. <https://doi.org/10.3389/FNHUM.2023.969101>
- Ungar, S., Blades, M., & Spencer, C. (1995). Mental rotation of a tactile layout by young visually impaired children. *Perception*, 24(8).
- Van Beers, R. J., Sittig, A. C., & Denier Van Der Gon, J. J. (1998). The precision of proprioceptive position sense. *Experimental Brain Research*, 122(4), 367–377
- Van Boven, R. W., Hamilton, R. H., Kauffman, T., Keenan, J. P., & Pascual-Leone, A. (2000). Tactile spatial resolution in blind Braille readers. *Neurology*, 54(12), 2230–2236. <https://doi.org/10.1212/WNL.54.12.2230>
- Wong, M., Gnanakumaran, V., & Goldreich, D. (2011). Tactile spatial acuity enhancement in blindness: Evidence for experience-dependent mechanisms. *Journal of Neuroscience*, 31(19), 7028–7037.

# Corrélation entre l'Évaluation de Fugl-Meyer et les données issues d'un jeu en réalité virtuelle pour l'évaluation à distance de la fonction du membre supérieur dans la rééducation post-AVC : Étude de cas

Júlia Tannús<sup>1</sup>, Eduardo Naves<sup>1,2</sup>, Gislene Diniz<sup>1</sup>, Yann Morère<sup>2</sup> and Pierre Pino<sup>2</sup>

<sup>1</sup> NTA Laboratory, Federal University of Uberlandia, Uberlandia, Brazil

<sup>2</sup> LCOMS Laboratory, University of Lorraine, Metz, France

**Abstract**— L'accident vasculaire cérébral (AVC) est une cause majeure d'incapacité motrice à long terme dans le monde entier. L'utilisation de la réalité virtuelle (RV) dans la rééducation post-AVC a montré des promesses en tant qu'outil thérapeutique à la fois divertissant et efficace, augmentant la motivation et l'engagement. Au cours du processus de rééducation, afin de mesurer les progrès de la fonction motrice du membre supérieur chez les patients victimes d'AVC, des échelles cliniques établies, telles que l'Évaluation de Fugl-Meyer (FMA, Fugl-Meyer Assessment), sont couramment utilisées. Elles peuvent cependant être subjectives et chronophages. Par conséquent, cette étude examine la viabilité de l'emploi des données de jeu sérieux en RV, avec l'aide du suivi de la main via la bibliothèque MediaPipe, en tant que substitut de surveillance à distance du FMA. Une étude de cas a été réalisée, avec un sujet post-AVC. Durant les sessions de jeu les informations de position 3D, de temps et de score ont été recueillies. Ensuite, certaines caractéristiques ont été extraites, telles que la position de la main, la plage de mouvement et la vitesse. Le score FMA du patient a ensuite été comparé à ces données. Les résultats ont montré des relations encourageantes entre les scores FMA et les données de jeu en RV. Ces résultats impliquent que les données de jeu en RV peuvent être utilisées en complément d'autres méthodes pour mesurer la fonction motrice du membre supérieur chez les patients victimes d'AVC. Cela ouvre la voie sur le potentiel de la RV pour la surveillance à distance et l'évaluation automatisée dans la rééducation post-AVC.

**Keywords**— Réalité virtuelle; AVC; rééducation; intelligence artificielle; jeux

## I. INTRODUCTION

Un accident vasculaire cérébral (AVC), terme médical pour ce qui est communément appelé une attaque cérébrale, est un type de trouble neurologique et la principale cause de handicap neurologique chez l'adulte et d'invalidité grave à long terme. De plus, toutes les 40 secondes, quelqu'un aux États-Unis est victime d'un AVC, ce qui totalise plus de 795 000 personnes chaque année [1]. Chez plus de la moitié des survivants d'AVC de plus de 65 ans, la mobilité reste réduite. Ces anomalies motrices sont liées à une diminution de la qualité de vie [2] et des capacités fonctionnelles [3].

Pour restaurer les fonctions neurologiques qui ont été perdues ou altérées suite à des lésions cérébrales causées par un AVC, de nombreuses techniques peuvent être utilisées [4]. Alors

que la réalité virtuelle (RV) a d'abord gagné en popularité à la fin des années 1980 et au début des années 1990, elle n'a commencé à être développée et explorée que ces dix dernières années comme un outil potentiel pour l'évaluation et le traitement dans le domaine de la neuro-rééducation [5]. Le coût des dispositifs a considérablement diminué, et l'accès généralisé à une connexion Internet haut débit, ainsi que les progrès technologiques dans les systèmes, ont augmenté leur utilisation [6].

La réalité virtuelle (RV) est l'utilisation d'une interface utilisateur-ordinateur qui simule, en temps réel, une zone, un scénario ou une activité, permettant à l'utilisateur d'interagir à travers de nombreux inputs sensoriels [7], [8]. Ces dernières années, la RV est devenue un outil multidisciplinaire utilisé en médecine clinique à diverses fins, telles que la gestion de la douleur [9], l'évaluation des troubles neurocognitifs [10], l'enseignement des compétences médicales [11], et la rééducation physique [12]. La littérature scientifique indique que la RV a des applications pour l'apprentissage visuel, auditif, tactile et moteur ; elle a un impact favorable sur l'auto-motivation ; et elle a également été utilisée pour améliorer les compétences motrices post-AVC [13]. En ce qui concerne ce dernier domaine de recherche, la RV a non seulement été utilisée pour la rééducation post-AVC [14]–[16], mais montre également un potentiel pour évaluer la fonctionnalité motrice [17]–[19].

Il serait également intéressant d'augmenter davantage l'indépendance de la thérapie virtuelle par rapport au monde réel, car la thérapie virtuelle peut offrir des opportunités pour améliorer la flexibilité, le confort, le rapport coût-efficacité, la personnalisation, l'engagement, la surveillance à distance, l'accessibilité, la collecte de données et le suivi des progrès. En physiothérapie traditionnelle, il existe des méthodes d'évaluation de la fonction motrice traditionnellement utilisées et basées sur une base scientifique large depuis de nombreuses décennies, telles que l'Évaluation de Fugl-Meyer [20]. Comme la RV est de plus en plus capable de simuler le monde réel, le patient pourrait potentiellement être évalué automatiquement et à distance à partir des données collectées lors de la pratique de jeux en RV, soit en reproduisant le test dans le monde virtuel, soit en capturant des paramètres et en les corrélant avec les méthodes

conventionnelles. Cependant, cela ne semble pas être une pratique courante aujourd'hui.

Par conséquent, ce travail explore la possibilité de déterminer des indicateurs issus des données (score du jeu, temps, position 3D) d'un jeu sérieux utilisé pour la rééducation du membre supérieur. Ils pourront ensuite être corrélés avec le score du patient à l'Évaluation de Fugl-Meyer.

Cela pourrait permettre des avantages, tels que la mesure objective et précise des caractéristiques spatiotemporelles du mouvement, au-delà de la subjectivité de l'évaluation clinique ; la possibilité de rendre la rééducation amusante et excitante, grâce à la ludification, ce qui pourrait entraîner de meilleurs résultats thérapeutiques et des taux d'adhésion plus élevés ; la mesure d'une gamme plus large de compétences motrices ; l'automatisation du processus de collecte et d'analyse des données, libérant les thérapeutes de l'application chronophage des échelles cliniques et leur permettant de se concentrer sur l'offre de conseils et de rétroaction individualisés ; et la possibilité de mener des évaluations en RV à distance, surmontant les restrictions de temps et de lieu.

## II. MATÉRIAUX ET MÉTHODES

### A. Le jeu sérieux

Dans de précédents travaux, un jeu sérieux 3D pour la rééducation post-AVC a été développé. Le scénario consistait en la capture par un oiseau de fruits disposés de manière aléatoire sur le paysage. Dans cette version du jeu, le contrôleur utilise Mediapipe [21], un framework open source développé par Google utilisant l'intelligence artificielle (IA) pour suivre les mains sans utiliser aucun objet physique en dehors de la caméra. Cet outil offre une précision et une robustesse lors d'éclairages différents, des performances en temps réel et une compatibilité multiplateforme. Plus précisément, le jeu utilise la position 3D du point 0 (poignet) de la main pour déplacer le personnage. De cette manière, la personne doit mettre en mouvement l'ensemble de son bras (Fig. 1).

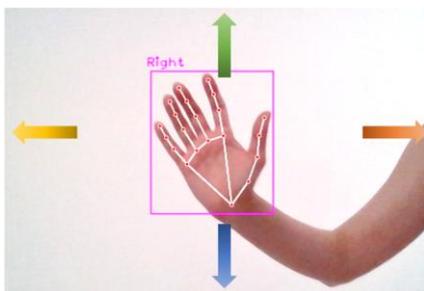


Fig. 1. Les coordonnées 3D du poignet (point 0) sont utilisées pour contrôler le personnage dans le jeu.

### B. Echelle clinique utilisée

L'Évaluation de Fugl-Meyer pour les Membres Supérieurs (FMA) [20], l'une des mesures les plus largement reconnues et cliniquement pertinentes des handicaps après un AVC, a été choisie pour être comparée aux indicateurs issus de jeu. Il s'agit du premier instrument quantitatif permettant de mesurer la récupération sensorimotrice après un AVC, et c'est

probablement l'échelle la plus connue utilisée dans le cadre de la recherche et la pratique clinique [22], [23].

Le FMA fournit une évaluation approfondie du handicap moteur et de la récupération après un AVC ou d'autres affections neurologiques. Pour mener l'évaluation, des tâches ou des mouvements particuliers doivent être observés attentivement, examinés et évalués en utilisant un protocole défini. Le score global indique le degré d'incapacité et les améliorations possibles pour chaque tâche, évaluées sur une échelle. Le score maximal pour la section des membres supérieurs du FMA est de 66 (membre totalement fonctionnel) et le score le plus bas est de 0.

### C. Test pilote

Cette recherche a été approuvée par le comité d'éthique local (Université Fédérale d'Uberlândia), sous le numéro 39232820.2.0000.5152. Un formulaire de consentement éclairé ainsi qu'une autorisation d'utilisation d'images ont été signés par les personnes impliquées. Un patient a été choisi pour l'étude de cas auprès d'un kinésithérapeute dans une clinique locale ayant une vaste expérience avec les personnes victimes d'AVC. Les mesures de contrôle et affectées ont été prises sur le même patient, une sur chaque bras (un bras affecté et un bras non affecté). Le patient est un homme, âgé de 41 ans, avec un AVC ischémique dû à une endocardite bactérienne survenu il y a 40 ans. Le patient ne présente pas de séquelles cognitives importantes. Son côté droit est dominant et seul son côté gauche est affecté par l'AVC.

Durant une session de jeu de 3 minutes les données suivantes sont collectées à une fréquence de 60Hz (60 FPS, la fréquence de simulation du jeu) : le temps écoulé depuis le début, en secondes et la position 3D de chaque coordonnée de la main fourni par MediaPipe (20 points), et enregistrées sous forme de fichier .csv. Cette procédure a été réalisée une fois pour chaque bras (affecté et non affecté) (Fig. 2).

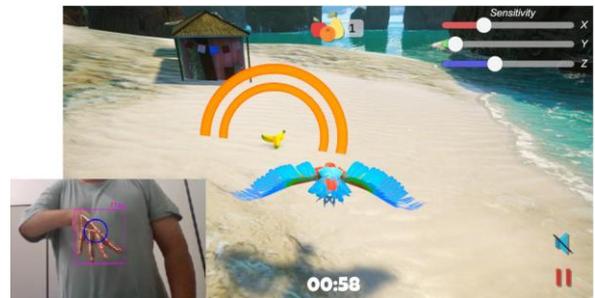


Fig. 2. Le patient jouant au jeu sérieux en utilisant son côté affecté.

Les scores FMA pour les membres supérieurs ont été collectés et additionnés par le thérapeute à l'APARU - Association des paraplégiques d'Uberlândia.

Ensuite, les données des points de position de la main ont été prétraitées. Les données ont été nettoyées des valeurs aberrantes puis ont été normalisées pour obtenir un format adapté à l'analyse.

Ensuite, des caractéristiques spécifiques pouvant être pertinentes pour être comparées au score FMA ont été identifiées. Par exemple, la position de la main, la plage de

mouvement ou les angles articulaires, qui sont expliqués plus en détail. L'ensemble du traitement afin d'extraire les caractéristiques, calculer les résultats et dessiner les graphiques ont été réalisés à l'aide de scripts Python.

Le coefficient de corrélation de Pearson a ensuite été utilisé pour déterminer la corrélation entre les données du jeu et le score FMA, mesurant ainsi la force et la direction de la relation.

Ainsi, une corrélation positive établirait une relation entre la fonction motrice mesurée par le FMA et les mouvements de la main enregistrés par MediaPipe, et indiquerait qu'une valeur de jeu particulière correspond à des scores FMA plus élevés.

#### 1) Plage de mouvement et précision du placement de la main

À la suite des 3 minutes de jeu, les coordonnées X et Y (PosX et PosY) du point 0 de la main ont été collectées. Des graphiques d'estimation de densité de noyau (Kernel Density Estimation KDE) de ces valeurs ont été réalisés, pour les côtés affecté et non affecté. Comme l'image de la caméra a été normalisée pour avoir le point le plus à gauche sur l'écran comme -0,5 et le plus à droite comme 0,5, le point (0,0) signifie que le poignet du patient est au centre de l'image de la caméra. Ce graphique peut fournir des informations sur l'amplitude du mouvement et la précision du placement de la main, des mesures qui peuvent fournir des indications sur l'étendue du contrôle du mouvement et de la coordination.

De plus, à partir du graphique KDE, les noyaux du point de base de la main ont été estimés. À partir des noyaux, les valeurs du pic le plus élevé pour PosX et PosY ont été déterminées. Ces coordonnées peuvent être assimilées au centre de mouvement de la main du patient, c'est-à-dire la position dans laquelle il est resté le plus de temps. Ensuite, la distance de chaque position collectée depuis le centre de mouvement estimé a été calculée. Cela peut montrer dans quelle mesure la main s'est écartée du centre d'équilibre, c'est-à-dire une variable numérique pour qualifier l'amplitude de mouvement. Ainsi, cette distance a été calculée ainsi que la moyenne et l'écart type de toutes les distances depuis le centre d'équilibre. Finalement, un graphique en boîte des distances des coordonnées collectées jusqu'au centre de mouvement estimé du patient a été réalisé.

#### 2) Fluidité de trajectoire et distance parcourue

Une autre analyse potentiellement pertinente est la fluidité ou la régularité des mouvements de la main en examinant la trajectoire ou le chemin des points de la main. Ainsi, des mouvements de main saccadés ou irréguliers peuvent indiquer des problèmes de contrôle moteur. Pour cela, un graphique de trajectoire a été réalisé, et la distance totale parcourue a été calculée. De plus, une carte de chaleur a été réalisée, ce qui peut élucider où le mouvement était plus concentré.

#### 3) Vitesse de mouvement

La vitesse moyenne du mouvement de la main a été calculée à partir des valeurs absolues de la différence de position entre chaque échantillon. Cette mesure peut indiquer la vitesse d'exécution et de coordination des mouvements.

### III. RÉSULTATS ET DISCUSSION

#### A. Score du patient à l'Évaluation de Fugl-Meyer

Le patient a obtenu un score de 66 du côté non affecté, ce qui signifie une coordination complète de ce côté. Il a obtenu un score de 14 du côté affecté, sur un maximum de 66 points. Le score est décomposé de la manière suivante : (i) activité réflexe : 02/04 ; (ii) mouvement volontaire dans les synergies : 06/18 ; (iii) mouvement volontaire mélangeant les synergies : 00/06 ; (iv) mouvement volontaire avec peu ou pas de synergie : 00/06 ; (v) activité réflexe normale : 02/02 ; (vi) poignet : 00/10 ; (vii) main : 04/14 ; et (viii) coordination/vitesse : 00/06, ce qui signifie que le patient est classé comme ayant une grave déficience.

Il est quasiment impossible pour un thérapeute d'effectuer une l'évaluation de Fugl-Meyer très régulièrement pour un patient donné. Ce test est très répandu et il évalue le membre supérieur avec une plus grande précision que d'autres échelles. Il est très complet et par exemple la seule la section des membres supérieurs comporte 22 points à mesurer avec soin. Un test complet peut ainsi prendre des heures à compléter. Cette inconvénient majeur est bien connu [24], et de nombreux efforts ont été déployés pour automatiser le FMA [25] ou la réduire [26].

#### B. Caractéristiques pertinentes et graphiques

Les caractéristiques extraites des données brutes capturées pendant une session de 3 minutes de jeu du patient pour chaque bras sont décrites ci-dessous. On utilisera des valeurs numériques pour caractériser la corrélation avec le score FMA du patient, ainsi que des graphiques pour une analyse quantitative.

#### 1) Plage de mouvement et précision du placement de la main

Les tests ont généré les graphiques KDE dans la Fig. 3.

Les coordonnées Y ont montré un schéma similaire. À partir des graphiques KDE, on peut déduire que la plage de mouvement est plus petite du côté affecté, puisque les graphiques (qui possèdent la même échelle) sont visuellement plus étroits par rapport au côté non affecté, ce qui indique une plage réduite de coordonnées explorées pendant le mouvement.

Le Tableau 1 décrit les résultats pour le centre de mouvement estimé du patient, ainsi que la moyenne et l'écart type de toutes les distances depuis le centre de mouvement. À partir des résultats, on peut voir que le centre de mouvement du patient du côté non affecté est plus proche du centre de mouvement du jeu (0,0) que celui du côté affecté. Cela peut indiquer que cette variable peut prédire un manque de coordination du côté affecté. Les distances moyennes étaient plus grandes du côté non affecté, ce qui peut indiquer une plus grande plage de mouvement de ce côté. Finalement, l'écart type des distances est plus grand du côté non affecté, ce qui peut être interprété comme une plus grande variabilité de mouvement de ce côté.

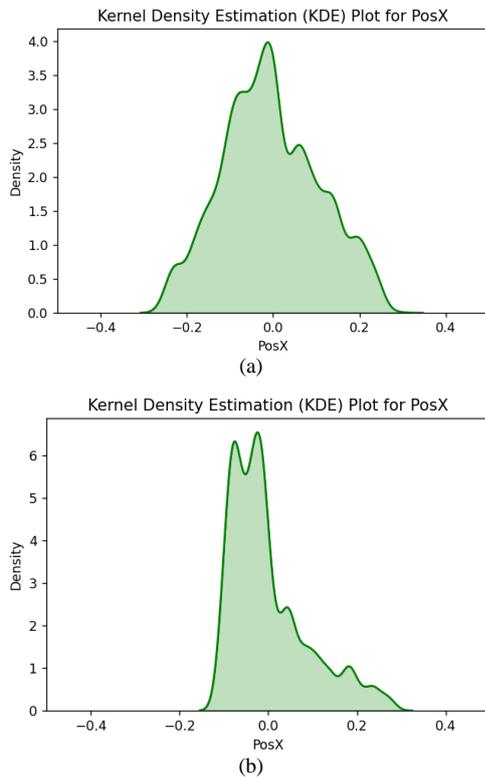


Fig. 3. Les graphiques KDE de toutes les positions du poignet dans la coordonnée X, pour les côtés (a) non affecté et (b) affecté.

TABLE I. ESTIMATIONS CONCERNANT LE CENTRE DE MOUVEMENT DE LA MAIN DU PATIENT

Variables	Côté non affecté	Côté Affecté
Centre de déplacement (X,Y)	(-0.011, -0.034)	(-0.024, -0.050)
Moyenne des distances (X, Y) par rapporte au centre de déplacement	(0.090, 0.090)	(0.064, 0.069)
Ecart type des distances (X, Y) par rapport au centre de déplacement	(0.067, 0.085)	(0.064, 0.058)

Le graphique en boîte (Fig. 4) des distances des coordonnées collectées jusqu'au centre de mouvement estimé montre graphiquement que le côté non affecté a une variabilité et une amplitude de mouvement plus élevées (Fig. 4).

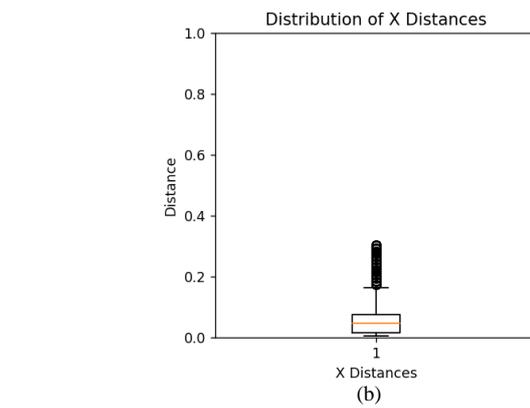
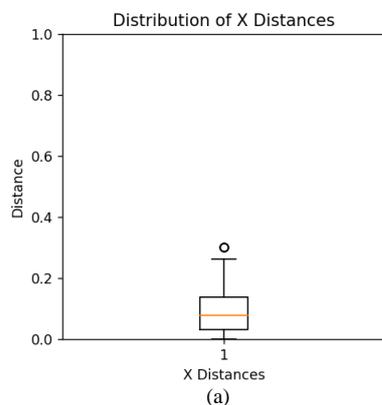


Fig. 4. Les graphiques en boîte de toutes les distances des coordonnées X du poignet jusqu'au centre de mouvement estimé, pour les côtés (a) non affecté et (b) affecté.

2) Fluidité de la trajectoire et distance parcourue

Les tests ont généré les graphiques KDE dans les figures 5 et 6.

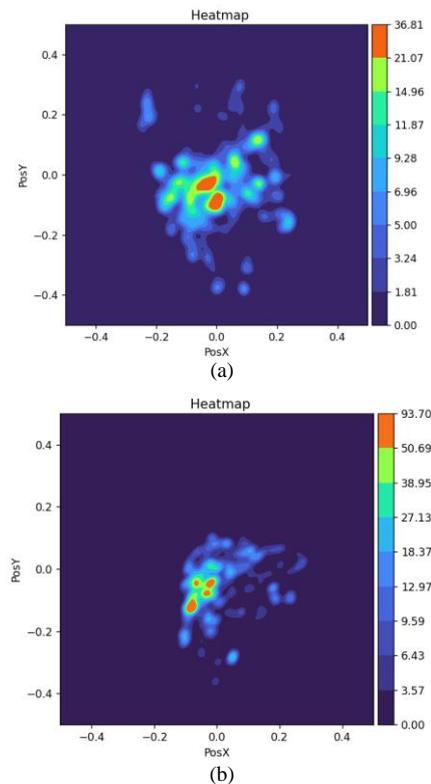


Fig. 5. Les cartes de chaleur des coordonnées du poignet, pour les côtés (a) non affecté et (b) affecté.

La distance totale parcourue était de 20.16 unités pour le côté non affecté et de 14.50 pour le côté affecté. On peut observer que la carte thermique du côté non affecté montre une plus grande amplitude de mouvement dans toutes les directions (gauche, droite, haut et bas) et une grande concentration près du centre d'équilibre correct (0,0, 0,0). La carte de trajectoire, quant à elle, montre une plus grande variété de mouvements. Cependant, les saccades du mouvement n'ont pas pu être

correctement expliquées à partir de ces graphiques. La distance totale parcourue était d'environ 39,03% plus grande du côté non affecté, pendant le même laps de temps, ce qui montre numériquement que le mouvement est plus important de ce côté.

3) *Vitesse de mouvement*

La vitesse moyenne (X,Y) était de (0,0558, 0,0742) unités/s du côté non affecté et de (0,0458, 0,0484) unités/s du côté affecté. Elle était plus élevée du côté non affecté, indiquant numériquement une vitesse de mouvement plus élevée.

C. *Résultats de la corrélation de Pearson*

Les résultats de la corrélation de Pearson pour toutes les variables numériques, c'est-à-dire : (i) le centre de mouvement (X,Y) ; (ii) la moyenne des distances (X,Y) depuis le centre de mouvement ; (iii) l'écart type des distances (X,Y) depuis le centre de mouvement ; (iv) la distance totale parcourue ; et (v) la vitesse moyenne (X,Y) étaient positifs avec une corrélation de 1,00 (Tableau II) et une ligne de régression linéaire positive parfaite. Cela indique un résultat prometteur à tester sur plus de sujets dans des travaux futurs.

Il est important de noter que comme un seul FMA d'un patient a été collecté pour le côté affecté et non affecté, seulement 2 points bidimensionnels seront disponibles pour calculer la corrélation de Pearson. Le coefficient de corrélation sera toujours égal à 1 ou -1 selon que les valeurs sont corrélées ou non. Par exemple, la corrélation entre les scores FMA [14, 66] et les vitesses moyennes X [0.0458, 0.0558] est de 1. Le coefficient sera beaucoup plus significatif lorsque la population testée sera plus grande. Cependant, pour toutes les variables testées, une corrélation positive est vérifiée et ces premiers résultats sont donc prometteurs.

TABLE II. MATRICE DE CORRÉLATION DE PEARSON

	<i>Score FMA</i>
Centre de mouvement	1.00
Moyenne des distances (X, Y) par rapporte au centre de déplacement	1.00
Ecart type des distances (X, Y) par rapport au centre de déplacement	1.00
Distance totale parcourue	1.00
Vitesse moyenne	1.00

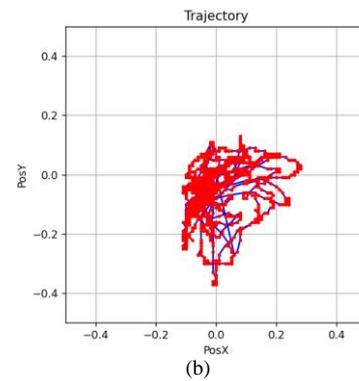
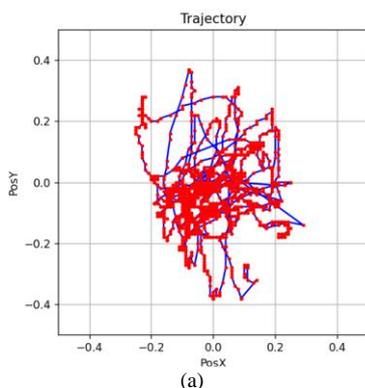


Fig. 6. Les cartes de trajectoire des coordonnées du poignet, pour les côtés (a) non affecté et (b) affecté.

IV. CONCLUSION ET TRAVAUX FUTURS

Ce travail a exploré la faisabilité d'utiliser les données d'un jeu sérieux en réalité virtuelle comme alternative de suivi à une échelle clinique traditionnelle pour l'évaluation de la fonction motrice des membres supérieurs chez les patients victimes d'accident vasculaire cérébral, l'Évaluation de Fugl-Meyer (FMA). À travers une étude de cas pilote, il a démontré le potentiel de la réalité virtuelle, associé à des outils de reconnaissance automatique de position de la main, comme outil d'évaluation automatisé dans la rééducation post-AVC. Ce type d'approche peut être plus objectif, accessible, moins chronophage et appliquée à distance, surmontant ainsi les contraintes géographiques et de mobilité.

L'étude de cas sur un patient particulier a produit des résultats encourageants. Les données du jeu en réalité virtuelle, comprenant la position de la main, la plage de mouvement et la vitesse, ont montré des corrélations positives avec le score FMA du patient. Plus précisément, le centre de mouvement du poignet, la distance moyenne par rapport au centre, l'écart type de la distance, la distance totale parcourue et la vitesse moyenne ont tous présenté des corrélations positives fortes avec le score FMA.

Ces résultats suggèrent que ces nouvelles techniques pourraient offrir des perspectives intéressantes en tant qu'outil complémentaire pour l'évaluation de la fonction motrice des membres supérieurs chez les patients victimes d'AVC. Au-delà de l'automatisation de l'évaluation, le fait que l'évaluation basée sur la réalité virtuelle puisse être réalisée à distance est prometteur pour surmonter les contraintes géographiques et de mobilité, assurant ainsi flexibilité et continuité des soins.

Ces résultats initiaux positifs ouvrent plusieurs pistes de recherche pour l'avenir. Tout d'abord, un groupe plus large de patients victimes d'AVC, avec une gamme plus large de gravité de l'AVC et d'atteinte motrice, est crucial pour confirmer et valider davantage les corrélations observées dans cette étude pilote, conduisant à une compréhension plus complète de l'efficacité de la réalité virtuelle dans diverses populations de patients.

De plus, explorer différents designs de jeux, niveaux de difficulté et paramètres de collecte de données pourrait optimiser la sensibilité et la spécificité de l'évaluation en réalité

virtuelle, en particulier en examinant les caractéristiques de jeu les plus pertinentes et fiables pour l'évaluation.

Ensuite, un protocole d'évaluation en réalité virtuelle standardisé pourrait être développé, garantissant une interprétation clinique cohérente des données acquises. Cela faciliterait l'adoption généralisée de la réalité virtuelle en tant qu'outil d'évaluation valide et fiable dans la pratique clinique.

Enfin, les résultats pourraient être résumés dans un rapport de progression pour le thérapeute et les patients, avec un algorithme facilitant la prédiction des résultats du traitement. Cela pourrait optimiser la rééducation en fournissant un guidage thérapeutique à distance, dynamique et individualisé basé sur les performances en temps réel des patients.

#### REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier le soutien de la CAPES (Coordination pour l'amélioration du personnel de l'enseignement supérieur) et de la Faculté de génie électrique de l'Université fédérale d'Uberlândia, à travers des bourses et un soutien à la recherche.

#### REFERENCES

- [1] C. W. Tsao *et al.*, "Heart Disease and Stroke Statistics-2022 Update: A Report From the American Heart Association," *Circulation*, vol. 145, no. 8, pp. e153–e639, Feb. 2022, doi: 10.1161/CIR.0000000000001052.
- [2] K. R. Lohse, C. G. E. Hilderman, K. L. Cheung, S. Tatla, and H. F. M. Van der Loos, "Virtual reality therapy for adults post-stroke: a systematic review and meta-analysis exploring virtual environments and commercial games in therapy.," *PLoS One*, vol. 9, no. 3, p. e93318, 2014, doi: 10.1371/journal.pone.0093318.
- [3] P. Kiper, M. Agostini, C. Luque-Moreno, P. Tonin, and A. Turolla, "Reinforced feedback in virtual environment for rehabilitation of upper extremity dysfunction after stroke: preliminary data from a randomized controlled trial.," *Biomed Res. Int.*, vol. 2014, p. 752128, 2014, doi: 10.1155/2014/752128.
- [4] M. Murie-Fernández, P. Irimia, E. Martínez-Vila, M. John Meyer, and R. Teasell, "[Neuro-rehabilitation after stroke].," *Neurologia*, vol. 25, no. 3, pp. 189–196, Apr. 2010.
- [5] J. Broeren, L. Claesson, D. Goude, M. Rydmark, and K. S. Sunnerhagen, "Virtual rehabilitation in an activity centre for community-dwelling persons with stroke. The possibilities of 3-dimensional computer games.," *Cerebrovasc. Dis.*, vol. 26, no. 3, pp. 289–296, 2008, doi: 10.1159/000149576.
- [6] Z. Merchant, E. T. Goetz, L. Cifuentes, W. Keeney-Kennicutt, and T. J. Davis, "Effectiveness of virtual reality-based instruction on students' learning outcomes in K-12 and higher education: A meta-analysis," *Comput. Educ.*, vol. 70, pp. 29–40, 2014, doi: https://doi.org/10.1016/j.compedu.2013.07.033.
- [7] S. V. Adamovich, G. G. Fluet, E. Tunik, and A. S. Merians, "Sensorimotor training in virtual reality: a review.," *NeuroRehabilitation*, vol. 25, no. 1, pp. 29–44, 2009, doi: 10.3233/NRE-2009-0497.
- [8] J.-S. Kwon, M.-J. Park, I.-J. Yoon, and S.-H. Park, "Effects of virtual reality on upper extremity function and activities of daily living performance in acute stroke: a double-blind randomized clinical trial.," *NeuroRehabilitation*, vol. 31, no. 4, pp. 379–385, 2012, doi: 10.3233/NRE-2012-00807.
- [9] A. Pourmand, S. Davis, A. Marchak, T. Whiteside, and N. Sikka, "Virtual reality as a clinical tool for pain management," *Curr. Pain Headache Rep.*, vol. 22, pp. 1–6, 2018.
- [10] S.-C. Yeh, Y.-C. Chen, C.-F. Tsai, and A. Rizzo, "An innovative virtual reality system for mild cognitive impairment: diagnosis and evaluation," in *2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, 2012, pp. 23–27.
- [11] S. Barteit, L. Lanfermann, T. Bärnighausen, F. Neuhann, and C. Beiersmann, "Augmented, mixed, and virtual reality-based head-mounted devices for medical education: systematic review," *JMIR serious games*, vol. 9, no. 3, p. e29080, 2021.
- [12] A. Pourmand, S. Davis, D. Lee, S. Barber, and N. Sikka, "Emerging Utility of Virtual Reality as a Multidisciplinary Tool in Clinical Medicine.," *Games Health J.*, vol. 6, no. 5, pp. 263–270, Oct. 2017, doi: 10.1089/g4h.2017.0046.
- [13] Y.-H. Park, C.-H. Lee, and B.-H. Lee, "Clinical usefulness of the virtual reality-based postural control training on the gait ability in patients with stroke.," *J. Exerc. Rehabil.*, vol. 9, no. 5, pp. 489–494, 2013, doi: 10.12965/jer.130066.
- [14] L. M. Weber, D. M. Nilsen, G. Gillen, J. Yoon, and J. Stein, "Immersive virtual reality mirror therapy for upper limb recovery following stroke: A pilot study.," *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 98, no. 9, p. 783, 2019.
- [15] M. A. Ahmad, D. K. A. Singh, N. A. Mohd Nordin, K. Hooi Nee, and N. Ibrahim, "Virtual Reality Games as an Adjunct in Improving Upper Limb Function and General Health among Stroke Survivors.," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 16, no. 24, Dec. 2019, doi: 10.3390/ijerph16245144.
- [16] N. Norouzi-Gheidari, A. Hernandez, P. S. Archambault, J. Higgins, L. Poissant, and D. Kairy, "Feasibility, Safety and Efficacy of a Virtual Reality Exergame System to Supplement Upper Extremity Rehabilitation Post-Stroke: A Pilot Randomized Clinical Trial and Proof of Principle," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 1, Jan. 2020, doi: 10.3390/ijerph17010113.
- [17] W.-S. Kim, S. Cho, D. Baek, H. Bang, and N.-J. Paik, "Upper Extremity Functional Evaluation by Fugl-Meyer Assessment Scoring Using Depth-Sensing Camera in Hemiplegic Stroke Patients.," *PLoS One*, vol. 11, no. 7, p. e0158640, 2016, doi: 10.1371/journal.pone.0158640.
- [18] R. J. Adams, A. L. Ellington, K. Armstead, K. Sheffield, J. T. Patrie, and P. T. Diamond, "Upper Extremity Function Assessment Using a Glove Orthosis and Virtual Reality System.," *OTJR (Thorofare N. J.)*, vol. 39, no. 2, pp. 81–89, Apr. 2019, doi: 10.1177/1539449219829862.
- [19] C. Rodríguez-de-Pablo, S. Balasubramanian, A. Savic, T. D. Tomic, L. Konstantinovic, and T. Keller, "Validating ArmAssist Assessment as outcome measure in upper-limb post-stroke telerehabilitation," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 4623–4626.
- [20] A. R. Fugl-Meyer, L. Jääskö, I. Leyman, S. Olsson, and S. Steglind, "A method for evaluation of physical performance," *Scand J Rehabil Med*, vol. 7, no. 1, pp. 13–31, 1975.
- [21] Google, "MediaPipe | Google for Developers," 2024. https://developers.google.com/mediapipe (accessed Jan. 21, 2024).
- [22] C. Padovani *et al.*, "Aplicação das escalas Fugl-Meyer Assessment (FMA) e Wolf Motor Function Test (WMFT) na recuperação funcional do membro superior em pacientes pós-acidente vascular encefálico crônico: revisão de literatura," *Acta Fisiátrica*, vol. 20, no. 1, pp. 42–49, 2013, doi: 10.5935/0104-7795.20130008.
- [23] M. Alt Murphy, C. Resteghini, P. Feys, and I. Lamers, "An overview of systematic reviews on upper extremity outcome measures after stroke," *BMC Neurol.*, vol. 15, no. 1, p. 29, 2015, doi: 10.1186/s12883-015-0292-6.
- [24] J. L. Crow and B. C. Harmeling-van der Wel, "Hierarchical properties of the motor function sections of the Fugl-Meyer assessment scale for people after stroke: a retrospective study.," *Phys. Ther.*, vol. 88, no. 12, pp. 1554–1567, Dec. 2008, doi: 10.2522/ptj.20070186.
- [25] S. Chen *et al.*, "Prediction of the hand function part of the Fugl-Meyer scale after stroke using an automatic quantitative assessment system," *Brain-X*, vol. 1, no. 3, p. e26, 2023, doi: https://doi.org/10.1002/brx2.26.
- [26] C. Carmona *et al.*, "Development and Preliminary Validity Study of a Modified Version of the Upper Extremity Fugl-Meyer Assessment for Use in Telerehabilitation.," *J. Neurol. Phys. Ther.*, vol. 47, no. 4, pp. 208–216, Oct. 2023, doi: 10.1097/NPT.0000000000000447.

# ANALYSE DE L'APPRENTISSAGE DE L'EQUILIBRE DU 2 ROUES EN FAUTEUIL ROULANT MANUEL PAR ACP

Antonio PINTI  
Laboratoire LARSH De Visu  
UPHF, Valenciennes, France.

[Antonio.pinti@uphf.fr](mailto:Antonio.pinti@uphf.fr)

Atef BELGHOUL  
Laboratoire LARSH De Visu  
UPHF, Valenciennes, France.

Zaher EL HAGE  
Faculty of Humanities, Notre Dame University  
Louaize, Liban

Eric WATELAIN  
Laboratoire J-AP2S, UR201723207F  
Université de Toulon, France

Raward EL HAGE  
Department of Physical Education, Division of Education,  
Faculty of Arts and Sciences, University of Balamand, kelhat  
El-Koura, Liban

**Résumé**— Les utilisateurs de Fauteuils Roulants Manuel (FRM) peuvent rencontrer des obstacles environnementaux tels que des marches ou des trottoirs qui limitent leurs déplacements. Afin de franchir ces obstacles, des compétences motrices spécifiques doivent être acquises notamment de savoir-faire du deux roues (2R). Il s'avère ainsi intéressant de mieux comprendre comment est acquise cette capacité d'équilibre 2R. Pour contribuer à répondre à cette problématique, nous avons enregistré les données angulaires durant la phase d'apprentissage du 2R en FRM sur un groupe de 32 sujets sains. L'angle siège du FRM - Sol a été enregistré en continu à l'aide d'une application pour smartphone. Ces signaux sont analysés en différés afin d'observer la dynamique angulaire et le nombre de basculements réalisés durant cette phase d'apprentissage. Ces données sont ensuite traitées dans le but d'identifier les paramètres influençant le temps d'apprentissage, grâce à une Analyse en Composantes Principale (ACP). Ceci a permis d'identifier les différentes corrélations entre les variables extraites des signaux et l'apprentissage de l'équilibre sur 2R. Ils montrent notamment que le temps d'apprentissage dépend de l'angle d'équilibre mais est inversement corrélé au temps de la première chute. Les résultats obtenus permettent d'envisager des perspectives de facilitation de cette phase délicate d'apprentissage pour les personnes nouvellement en FRM.

**Mots Clés**— Apprentissage moteur, fauteuil roulant manuel, deux roues, mesure angulaire, handicap, équilibre, ACP.

## I. INTRODUCTION

Les personnes utilisant un Fauteuil Roulant Manuel (FRM) font face à de nombreuses difficultés dans leurs déplacements au quotidien. En effet, le moindre obstacle (trou dans la chaussée, bordure, plan incliné...) peut être une vraie

difficulté qui empêche ces Personnes à Mobilité Réduite (PMR) de mener à bien leurs différentes activités. Maîtriser l'équilibre en deux roues (2R) en FRM est un point de passage indispensable pour franchir ces difficultés en sécurité. En effet, le FRM représente un élément essentiel dans la vie de tous les jours de nombreuses PMR et ça maîtrise une nécessité pour l'autonomie au quotidien. En France, environ 380.000 personnes utilise ce type d'aide technique au quotidien [1]. Le FRM correspond à 20,8% des aides techniques prescrites [2]. Par exemple, il a été montré qu'il existe une corrélation positive entre la participation sociale et les habiletés en FRM chez les PMR ayant une lésion de la moelle épinière [3].

L'apprentissage du 2R en FRM reste parmi les difficultés majeures des usagers nouvellement en FRM. D'après Kirby *et al.* (2006) [4], la position d'équilibre en 2R en FRM se définit par une situation où il y a un soulèvement des 2R avant, provoqué intentionnellement par le sujet, tandis que les 2R arrière restent continuellement en contact avec le sol. La maîtrise de cette habileté est indispensable pour passer en toute sécurité les petits obstacles comme un trottoir, une bosse ou des trous. Cette compétence diminue également le risque de blessures liées aux obstacles ou à la descente de plans inclinés, et soulage les pressions qui peuvent agir sur le cou de l'utilisateur. De ce fait, sans l'acquisition de cette habileté, leur possibilité de se déplacer en FRM de façon autonome est encore limitée. Bonaparte *et al.* (2001) [5], a montré qu'il y avait 3 étapes pour réaliser un équilibre sur 2R : 1) décollement des 2R avant, 2) balancement, 3) retour sur 4 roues. La position d'équilibre en 2R dépend des propriétés mécaniques du FRM et anthropométriques du sujet. Ainsi, la poursuite des travaux de recherche sur l'apprentissage du 2R

demeure un sujet d'intérêt conséquent pour le bien-être et l'autonomie des personnes en FRM.

L'angle formé par le FRM avec le sol est un bon indicateur macroscopique de la position d'équilibre du couple sujet - FRM. L'analyse de son évolution durant l'apprentissage pourrait permettre de mieux comprendre les étapes et les paramètres clés de l'apprentissage de cette nouvelle habileté motrice [2]. La problématique abordée dans cette étude est ainsi plus particulièrement d'analyser les relations entre des paramètres angulaire du FRM et le temps d'apprentissage ainsi que la difficulté d'apprentissage ressenti par l'apprenant. Ce travail a pour ambition d'utiliser les données recueillies pour contribuer à déterminer des facteurs clés dans l'apprentissage du 2R.

## II. MATÉRIELS ET MÉTHODES

### Matériels

L'expérimentation ont été réalisée avec un FRM standard. Un ordinateur associé à une webcam professionnelle permet de filmer le sujet au cours de l'apprentissage. Un logiciel d'analyse vidéo est utilisé à posteriori pour analyser l'apprentissage (Kinovea version 0.9.5) [6] afin de quantifier, à postériori, les éventuels événements imprévisibles. L'application Phyphox de mesure angulaire sans contact sur smartphone monté sur le FRM enregistre l'angle du siège en temps réel à une fréquence de 400 Hz [7]. L'enregistrement de l'angle, piloté à distance, est réalisé en temps réel et stocké en mémoire puis retransmis sans fil sur le PC de contrôle. Le système permet de récupérer les données angulaires au format Excel à 0,1° prêt.



Figure 1 : Position repos – Angle 0°.



Figure 2 : Position 2 roues dynamique – Angle 26,7°.

Les figures 1 et 2 montrent deux instants d'un essai d'apprentissage du 2R à l'aide du logiciel d'analyse de mouvement Kinovea. Pendant l'apprentissage, les angles changent par rapport au mouvement. Les paramètres déterminés dans cette étude sont les variations d'angle par rapport au cycle d'apprentissage. Les données sont stockées par sujet et par essais.



Figure 3 : Dispositif d'acquisition.

La figure 3 présente l'architecture matériel de l'expérimentation, à savoir le FRM, le smartphone et la caméra d'enregistrement de la séance d'apprentissage.

### Population d'étude

36 sujets (12 femmes et 24 hommes), étudiants à l'université de Valenciennes-France, ont pris part à cette expérimentation d'apprentissage du 2R en FRM. L'âge moyen des participants était de  $24 \pm 2,33$  ans. Chaque sujet a donné son consentement éclairé avant de réaliser l'expérimentation qui s'est déroulée selon les recommandation de la convention d'Helsinki. Aucun des sujets ne présente de contre-indication de type trouble

musculosquelettique et de trouble d'équilibre ni n'a fait usage d'alcool ou de drogue dans les 48h qui précèdent.

### Paramètres mesurés

Les paramètres déterminés sur les signaux angulaires sont les suivants : l'angle d'équilibre en degré (AE), le temps du premier essai en seconde (T1E), le temps de la première chute en seconde (T1C), le temps d'apprentissage en seconde (TA). A cela s'ajoute un questionnaire pour évaluer la difficulté d'apprentissage (DA) ressenti qui peut aller de très facile à très difficile. Cette valeur est comprise entre 6 et 20 suivant l'échelle validée Borg [8].

Sur la figure 4 présente la manœuvre utilisée par l'aidant pour sécuriser le basculement du sujet et lui montrer la position d'équilibre à rechercher durant l'apprentissage.

Le logiciel Kinovea (logiciel gratuit) a été utilisé pour réaliser l'analyse vidéo de la séquence d'apprentissage, avec un angle de vue suivant l'axe sagittal. La vidéo enregistrée est vérifiée à posteriori pour observer les événements survenus durant l'apprentissage. Ce système n'est pas synchronisé au système d'acquisition angulaire. Il permet à posteriori, l'analyse visuelle de la séquence et ainsi de noter tous les événements se déroulant durant la phase d'apprentissage.

Le logiciel Kinovea permet d'extraire des angles associés au moment d'enregistrement. Il permet de rejouer les mouvements et il permet de visualiser le sujet au cours de toute la phase d'apprentissage. Ainsi, certains phénomènes non-visible sur une courbe pourraient être visualisés et interprétés afin d'enrichir l'analyse de cette période.

Le système de mesure angulaire complet (smartphone et application) a été installé sur le FRM afin de mesurer l'angle du sol-assise en temps réel et connecté à distance sur un PC de visualisation.

### Procédure

Une séance d'apprentissage dure 30 minutes maximum avec des périodes de 3 minutes d'apprentissage suivi de 30 secondes de repos suivant une cadence imposée. En effet, la fatigue peut survenir rapidement selon le niveau de crispation ainsi que la condition physique de l'apprenant et les repos entre les efforts permettent de récupérer.

L'expérimentateur place le sujet en position d'équilibre en début d'expérimentation puis toutes les 5 min (figure 4). L'objectif est que l'apprenant intègre corporellement l'angulation de l'équilibre de façon progressive. Il peut ainsi ressentir sa position d'équilibre en toute sécurité. Pour assurer la sécurité, l'aidant est à l'arrière du FRM durant toute la séance d'apprentissage (sans toucher le siège ni les poignets). Il permet de garantir la sécurité du sujet en bloquant le FRM en cas de chute arrière (Figure 4) à l'aide des poignées situées à l'arrière du FRM. L'expérimentation s'arrête lorsque le sujet est capable

de maintenir sa position d'équilibre seul durant 30 sec avec moins de 50 cm de déplacement.



Figure 4 : Position d'équilibre du sujet avec l'aidant placé à l'arrière du FRM pour sécuriser l'apprenant.

### Statistiques

Les données ont été traitées à partir d'une Analyse en Composante Principale (ACP) réalisée sur Matlab. L'ACP est une technique statistique utilisée en analyse multivariée pour explorer et visualiser la structure des données [9]. Cette ACP est réalisée sur les données déterminées à partir des mesures sur les 32 sujets. Celle-ci permet d'identifier les combinaisons linéaires des variables à étudier qui représentent le maximum de variance dans les données. Ces composantes principales sont ordonnées en fonction de l'importance de leur contribution à la variance totale des données. En réduisant la dimensionnalité, l'ACP facilite l'interprétation des données et permet de visualiser les relations entre les observations et les variables. L'intérêt est de déterminer les relations entre les variables mesurées et le temps d'apprentissage en FRM sur un seul graphique.

## III. RESULTATS

La figure 5 montre un exemple de variation angulaire à partir de la position de référence de repos (zéro) d'une séance d'apprentissage d'un des participants.

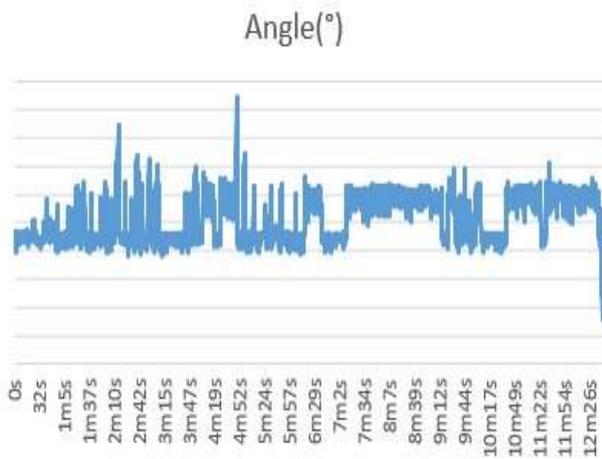


Figure 5 : Courbe de l'angle sol -assise d'une séance d'apprentissage pour un sujet.

Sur cet exemple, on peut remarquer qu'au début de l'apprentissage, l'angle sol assise est de 0 degré jusqu'à la 15<sup>ème</sup> seconde. Cela peut s'expliquer par le fait que le participant se positionne de façon confortable avant de démarrer ses premières tentatives de basculements. Par la suite, l'angle varie entre 1 à 32 degrés durant les 3 premières minutes d'apprentissage. L'angle d'équilibre pour ce sujet est autour de 30 degrés.

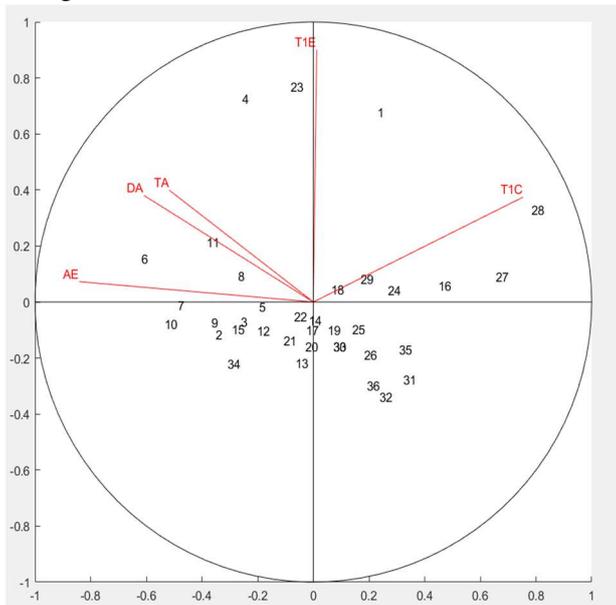


Figure 6 : Cercle de corrélation ACP de tous les participants.

AE : Angle équilibre ; TIC : Temps 1er chute ; DA : Difficulté d'Apprentissage ; T1E : Temps 1er Essai ; TA : Temps d'apprentissage

Tableau 1 : Variances expliquées suivant les Composantes Principales (CP)

CP1	CP2	CP3	CP4
41,1%	27,5%	19,4%	12,0%

Tableau 2 : Variances cumulées des CP.

CP1	CP1-2	CP1 à 3	CP 1 à 4
41,1%	68,7%	88,0%	100,0%

La composante Principale CP 1 (suivant x) apporte 41,1 % de l'information des données (tableau 1). On remarque que les 2 premières composantes principales déterminent 68,7% de l'information des signaux (Tableau 2).

Le graphe montre que la variable TIC est en opposition avec toutes les autres variables (figure 6). On peut noter que le TA et DA sont proches et indique que le Temps d'apprentissage varie de la même façon que la difficulté d'apprentissage ressentie. En effet, plus le temps d'apprentissage est long plus la fatigue s'installe et plus il est difficile de tenir le 2 roues en FRM.

#### IV. INTERPRETATION DES RESULTATS

Le graphe ACP de la figure 6 indique que T1E est indépendant des autres paramètres. C'est-à-dire que le délai pour une première chute ne dépendant en particulier ni du temps d'apprentissage, ni des difficultés de l'apprentissage évaluées par le participant. Par contre, le temps de première chute est en opposition avec tous les autres paramètres. Il va être déterminant sur les autres facteurs. On note également que le temps d'apprentissage TA, la difficulté d'apprentissage DA et AE angle d'équilibre sont corrélés entre eux. On peut dire que le temps d'apprentissage va être influencé par l'angle d'équilibre mais également par la difficulté d'apprentissage ressentie par le participant.

#### V. CONCLUSION - PERSPECTIVES

De cette étude, nous pouvons conclure que l'angle d'équilibre a une influence sur le temps de la première chute et le temps total d'apprentissage. Les perspectives de cette étude seraient d'utiliser ce système pour déterminer à l'aide d'un modèle la

durée et le nombre d'essais sur une population saine puis pathologique, afin de mesurer l'impact de plusieurs méthodes d'apprentissage sur le temps et les difficultés d'apprentissage du deux-roues en FRM.

#### REFERENCES

- [1] Kompany S. (2005). Le marché des aides techniques. Disponible à la date du 9 mars 2024, [https://travail-emploi.gouv.fr/IMG/pdf/Rapport\\_aides\\_techniques\\_2\\_.pdf](https://travail-emploi.gouv.fr/IMG/pdf/Rapport_aides_techniques_2_.pdf).
- [2] Khomiakoff R. (2006). Handicap et technologies d'assistance : la place de la dimension subjective. *Le Journal des psychologues* 2006/9 (n° 242), pages 62 à 65.
- [3] Kilkens OJE, Post MWM, Dallmeijer AJ, Van Asbeck FWA. (2005). Relationship between manual wheelchair skill performance and participation of persons with spinal cord injuries 1 year after discharge from inpatient rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 42(3): 65-73.
- [4] Kirby, R. L., Smith C., et al. (2006). "The manual wheelchair wheelie: a review of our current understanding of an important motor skill" *Disability Rehabilitation and Assistive Technologies* 1(1-2): 119-27.
- [5] Bonaparte, J. P., Kirby R. L., et al. (2001). "Proactive balance strategy while maintaining a stationary wheelie." *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation* 82(4): 475-9.
- [6] <https://www.kinovea.org/features.html>
- [7] S Staacks et al 2018, "Advanced tools for smartphone-based experiments: phyphox" *Physics Education*, 53 045009, DOI 10.1088/1361-6552/aac05e
- [8] Borg G, "Psychophysical bases of perceived exertion", *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1982;14(5):377-81.
- [9] Benzecri JP 1992, correspondence analysis handbook. New York (NY) : Marcel Dekker, ISBN: 0-8247-8437-5.



---

# **Session : Biomécanique et modélisation (2/2)**

---

**Président de session : Guillaume Thomann**



# Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel lors de la locomotion sur des pentes dans un environnement simulé

Louise Demestre

CERAH

Institution Nationale des Invalides (INI)

Paris, France

louise.demestre@invalides.fr

Amel Ait-Ghezala

LAMIH UMR CNRS 8201

UPHF

Valenciennes, France

amel.aitghezala@uphf.fr

Théo Rouvier

INRIA, CNRS, IRISA

Université de Rennes

Rennes, France

theo.rouvier@ens-rennes.fr

Thierry Poulain

LAMIH UMR CNRS 8201

UPHF

Valenciennes, France

thierry.poulain@uphf.fr

Gerald Conreur

LAMIH UMR CNRS 8201

CNRS

Valenciennes, France

gerald.conreur@uphf.fr

Joseph Bascou

CERAH

Institution Nationale des Invalides (INI)

Paris, France

joseph.bascou@invalides.fr

Helene Pillet

IBHGC

Arts et Métiers Sciences et Technologies

Paris, France

helene.pillet@ensam.eu

Chouki Sentouh

LAMIH UMR CNRS 8201

Université de Valenciennes

Valenciennes, France

chouki.sentouh@uphf.fr

Charles Pontonnier

INRIA, CNRS, IRISA

Université de Rennes

Rennes, France

charles.pontonnier@ens-rennes.fr

Christophe Sauret

CERAH

Institution Nationale des Invalides (INI)

Paris, France

christophe.sauret@invalides.fr

**Résumé**—L'étude des contraintes physiques induites par les barrières environnementales rencontrées par les utilisateurs de fauteuil roulant manuel lors des déplacements quotidiens est nécessaire pour comprendre et prévenir l'occurrence des troubles musculo-squelettiques associés. Une approche systématique permettant la comparaison entre différentes études au service de la quantification de la difficulté associée à différentes barrières environnementales est donc nécessaire. La présente étude propose ce type d'approche appliqué aux pentes ascendantes. Dix sujets ont réalisé un parcours comportant six pentes d'inclinaison croissante sur un simulateur de fauteuil roulant manuel et au cours desquelles divers paramètres spatio-temporels, cinématiques et dynamiques couramment analysés dans la littérature ont été déterminés. Une étude de leur corrélation linéaire avec l'inclinaison de la pente à partir du coefficient de Pearson est également proposée. Les résultats ont montré une augmentation du temps de poussée, de l'angle de poussée, du pic de moment propulsifs et des amplitudes de flexion-extension de l'épaule, du coude et du tronc avec l'inclinaison. A l'inverse, une diminution du temps de roue libre et de la vitesse ont été observée avec l'augmentation de l'inclinaison de la pente. Finalement, cette étude peut être utilisée comme une base de comparaison avec de futures études au service de la quantification de la difficulté des barrières environnementales rencontrées par les utilisateurs de fauteuil roulant manuel.

**Mots clés**—Fauteuil roulant, Biomécanique, Pentes, Simulateur de fauteuil roulant

## I. INTRODUCTION

On estime qu'environ 1% de la population mondiale a besoin d'un fauteuil roulant [1]. L'utilisation d'un fauteuil

roulant manuel (FRM) donne à son utilisateur une certaine autonomie lorsque sa pathologie lui permet. Néanmoins, ce maintien de l'autonomie s'accompagne d'une prévalence élevée de troubles musculosquelettiques au niveau des membres supérieurs, et principalement des épaules [2].

Les utilisateurs de fauteuil roulant sont amenés à rencontrer différentes barrières environnementales (pentes, devers, seuils, différents types de sol) lors de leurs trajets quotidiens, pour lesquelles les sollicitations physiques ainsi que la fatigue associées varient [3]. Une meilleure connaissance de la demande physique engendrée par ces barrières environnementales permettrait de mieux conseiller les utilisateurs de fauteuil roulant (rééducation, entraînement au passage des différentes barrières environnementales, conception de trajets adaptés ...). Cet objectif pourrait être atteint en quantifiant la difficulté associée à chacune de ces barrières environnementales.

Les pentes ascendantes sont les barrières environnementales les plus étudiées dans la littérature utilisant les outils de l'analyse biomécanique [3], [4]. Néanmoins, la comparaison de variables spatio-temporelles, cinématiques et dynamique couramment analysées demeure complexe au regard des différentes méthodologies utilisées et du peu d'inclinaisons différentes comparées dans une même étude. Afin de permettre ces comparaisons au service de la quantification des difficultés associées aux différentes barrières environnementales, [3] recommande la description systématique des éléments suivants :

- caractéristiques des barrières environnementales étu-

diées,

- conditions d’approche des barrières environnementales étudiées,
- caractéristiques du fauteuil roulant utilisé,
- modèle biomécanique utilisé,
- incertitudes et erreur de reconstruction du modèle biomécanique.

Par ailleurs, l’analyse est complexifiée lorsque plusieurs caractéristiques de la pente (inclinaison, longueur, largeur de voie, type de sol, etc) varient simultanément entre les conditions évaluées. Isoler une seule modification est malheureusement difficile à obtenir de manière écologique et le recours à un simulateur permet en revanche de générer un environnement parfaitement contrôlé qui permet de répondre à cette problématique. Dans une perspective de comparaison entre différents types de barrières environnementales, le simulateur permet de générer une grande diversité de situations dont toutes les caractéristiques sont connues. De plus, les données de capture de mouvement, souvent utilisées comme données d’entrée des analyses biomécaniques de la locomotion en FRM [3], limitent l’étude à un espace restreint. C’est pourquoi dans le cadre de cette étude nous avons fait le choix d’exploiter un simulateur pour étudier des pentes d’inclinaison différentes, de longueur contrôlée et permettant une capture précise du mouvement.

La présente étude a donc pour objectif de suivre l’approche systématique proposée par [3], appliquée au franchissement de pentes ascendantes dans un environnement de locomotion simulé. Six inclinaisons de pente sont comparées pour permettre une approche plus exhaustive que les précédentes études sur le sujet. Enfin, dans une perspective de quantification des difficultés associées aux différentes barrières environnementales, une étude de la corrélation linéaire entre des variables spatio-temporelles, cinématiques et dynamiques couramment analysées dans la littérature et l’inclinaison de la pente est également proposée. Compte-tenu de l’évolution prévisible du travail mécanique externe dans cette situation, il est ici fait l’hypothèse que les paramètres biomécaniques d’intérêt classiques de la littérature évoluent linéairement avec l’inclinaison de la pente (lorsque celle-ci est exprimée en pourcentage).

## II. MATÉRIEL ET MÉTHODES

### A. Procédure expérimentale

Une cohorte de 6 femmes et 4 hommes asymptotiques a participé à l’étude (âge :  $26 \pm 4$  ans, taille :  $169 \pm 6$  cm, masse :  $72 \pm 15$  kg). Les participants avaient tous une expérience d’au moins 2h de pratique du FRM dans l’année précédant l’expérimentation [5]. Cette étude a été approuvée par le Comité de Protection des Personnes (2021-A01520-41). Tous les participants étaient volontaires et ont signé un formulaire de consentement éclairé préalablement à leur inclusion.

L’expérimentation s’est déroulée sur le simulateur de fauteuil roulant PSCHITT-PMR [6]. Ce simulateur se compose d’un hexapode (statique lors de l’étude présentée), de six écrans embarqués et d’un ergomètre auquel est fixé un fauteuil

roulant instrumenté. Chaque côté du banc du simulateur est équipé de rouleaux entraînés par un moteur brushless de 400 W commandé par un convertisseur de fréquence pour une vitesse angulaire maximale de  $10 \text{ rad.s}^{-1}$  et un couple maximal de 5 Nm. Le FRM (Invacare Action 4) instrumenté est équipé de deux codeurs incrémentaux (TWK TBI 50-S) fixés au centre de l’axe de rotation de la roue arrière pour mesurer les vitesses de rotation. Deux capteurs de couple (SCAIME D2268-100Nm) sont fixés au centre de l’axe de la main courante pour mesurer le couple propulsif appliqué par l’utilisateur autour de l’axe de rotation des roues. L’environnement virtuel, développé à l’aide du logiciel SCANeR studio, fournit une représentation visuelle immersive en trois dimensions (3D) du mouvement virtuel du fauteuil roulant contrôlé par l’utilisateur. Le modèle de contrôle utilisé pour ces expérimentations est celui décrit par [6]. La masse totale et le centre de masse global du système sujet + FRM ont été ajustés à chaque sujet. Les données de sortie du simulateur étaient enregistrées avec une fréquence d’échantillonnage de 100 Hz.

Les réglages du FRM, identiques pour tous les sujets, sont présentés dans le tableau I. L’angle d’assise est défini par rapport à l’horizontale et l’angle du dossier par rapport à la verticale. Les hauteurs d’assise sont définies par rapport au sol. L’avancée de l’assise est définie comme la distance entre l’axe des roues et l’intersection entre le dossier et l’assise. Le carrossage est défini par rapport à la verticale.

TABLE I  
RÉGLAGES DU FRM UTILISÉ.

<b>Largeur d’assise</b>	0,45 m
<b>Angle d’assise</b>	1,8 °
<b>Angle du dossier</b>	1,8 °
<b>Hauteur d’assise avant</b>	0,49 m
<b>Hauteur d’assise arrière</b>	0,49 m
<b>Avancée de l’assise</b>	0,04 m
<b>Carrossage</b>	0 °
<b>Empattement</b>	0,50 m
<b>Voie arrière</b>	0,57 m

Des données de capture de mouvement ont été enregistrées à l’aide du système optoélectronique Vicon (6 caméras Vero 1.3 et 7 caméras Vero 2.2, 100 Hz). Les sujets ont été équipés de 37 marqueurs et le FRM de 4 marqueurs. La Fig. 1 ci-dessous présente un sujet équipé de marqueurs installé dans le simulateur.

Un échauffement de 5 minutes, consistant à se propulser en situation réelle à proximité du simulateur, était réalisé préalablement à l’expérimentation. Pour permettre la synchronisation a posteriori des données issues du simulateur et de la capture du mouvement, un coup était donné sur la main courante droite du FRM à l’aide d’un dispositif équipé de marqueurs (appelé par la suite coup de synchronisation) avant le démarrage du scénario de locomotion. Afin de se familiariser avec l’utilisation du simulateur, la phase de locomotion analysée a été précédée d’un scénario de familiarisation permettant au sujet de parcourir diverses barrières environnementales dans



FIGURE 1. Sujet équipé installé dans le simulateur PSCHITT-PMR (écrans, bancs à rouleaux, FRM instrumenté).

l’environnement virtuel (devers, pentes, virages, demi-tour et marche arrière, etc).

Un scénario de locomotion en pente a été réalisé par l’ensemble des sujets sur le simulateur. Ce scénario comportait 13 tronçons de 4 m de large (pour que la largeur de la voie n’ait pas d’influence sur la difficulté) et de 10 m de longueur chacun. Ce scénario était composé d’une alternance de paliers de repos (inclinaison à 0 %) et de pentes d’inclinaison croissante (2 %, 4 %, 6 %, 8 %, 10 % et 12 %). Le participant devait s’arrêter au milieu de chaque palier de repos puis repartir de façon à commencer la pente suivante avec une vitesse initiale. Seul un sujet a marqué un arrêt juste avant la pente 2 %. Les sujets n’ont reçu aucune information sur la manière de se propulser hormis que la vitesse d’exécution du parcours n’était pas recherchée. Le protocole décrit faisait partie d’une étude plus large lors de laquelle les sujets devaient réaliser six scénarii de locomotion différents.

### B. Traitement des données

Les données issues du simulateur, acquises à 100 Hz en temps simulé, ont tout d’abord été interpolées à 100 Hz en temps réel (à partir des données de temps universel). Les données du simulateur et les données de capture de mouvement ont ensuite été synchronisées. Pour ce faire, l’instant du coup de synchronisation a été repéré manuellement dans les données de capture de mouvement. Ce même instant a également été repéré manuellement dans les données du simulateur, en repérant un pic au début de l’essai dans les données de couple propulsif de la roue droite du FRM. Les données de capture de mouvement ainsi que les données du simulateur ont été découpées pour commencer à l’instant du coup de synchronisation. L’ensemble des données a ensuite été découpé par tronçons de pente à partir de la position du FRM dans l’environnement virtuel et des caractéristiques du scénario de locomotion.

Les données de capture du mouvement ont été utilisées pour calculer la cinématique articulaire du tronc, de l’épaule, du

coude et du poignet, à l’aide d’une procédure d’optimisation cinématique multicorps implémentée dans la librairie Matlab CusToM [7]. Le modèle ostéo-articulaire comportait 11 segments (tête, partie inférieure de tronc, partie supérieure du tronc, clavicules, humeri, avant-bas et mains) et 26 degrés de liberté. Le modèle utilisé est issu de [8] et suit les recommandations de la société internationale de Biomécanique, sauf pour l’articulation gléno-humérale (GH) (séquence d’angle XZY définie par rapport à la clavicule). La géométrie du modèle générique a été mise à l’échelle du sujet étudié à partir des données de capture du mouvement et de la méthode décrite dans [9]. Une étape de cinématique inverse a ensuite été réalisée pour obtenir les coordonnées articulaires correspondant au mouvement du sujet [10]. L’évolution des coordonnées articulaires a été filtrée avec un filtre passe-bas de Butterworth du 4<sup>ème</sup> ordre sans décalage de phase et avec une fréquence de coupure de 10 Hz [11]. L’erreur de reconstruction cinématique moyenne (sur l’ensemble des sujets, l’ensemble des pentes et l’ensemble des marqueurs) était de  $6,9 \text{ mm} \pm 3,2 \text{ mm}$ .

### C. Analyse des données

Pour chaque tronçon de pente, les métriques présentées dans le tableau II ont été implémentées.

TABLE II  
MÉTRIQUES ANALYSÉES.

Paramètres spatio-temporels	
$T_c$	Durée de cycle de propulsion (s)
$T_p$	Durée de phase de poussée (s)
$T_{rl}$	Durée de phase de roue libre (s)
$S$	Secteur angulaire en phase de poussée (°)
$V$	Vitesse moyenne sur toute la pente (m/s)
Paramètre cinétique	
$C_{max}$	Couple maximal en phase de poussée (Nm)
Paramètres cinématiques (amplitudes articulaires)	
$GH_{fe}$	GH en flexion-extension (°)
$GH_{aa}$	GH en abduction-adduction (°)
$GH_{ra}$	GH en rotation interne-externe (°)
$E_{fe}$	Coude en flexion-extension (°)
$E_{ps}$	Coude en pronation-supination (°)
$W_{fe}$	Poignet en flexion-extension (°)
$W_d$	Poignet en déviation radiale (°)
$T_{fe}$	Tronc en flexion-extension (°)

Pour chaque tronçon de pente, la vitesse moyenne  $V$  a été calculée sur l’ensemble du tronçon. Pour cela, la norme des vitesses linéaires (du point milieu entre les deux centres des roues arrière) dans les 3 directions de l’espace a été calculée à chaque instant à partir des valeurs de vitesses renvoyées par les codeurs du simulateur. La moyenne sur l’ensemble des instants a été effectuée pour obtenir la vitesse moyenne.

Pour l’ensemble des autres métriques, la moyenne des cycles de propulsion complet par tronçon a été calculée. Les différents cycles ont été repérés à l’aide des couples propulsifs des roues droite et gauche obtenus à partir des capteurs de couple du simulateur. Les instants lors desquels les valeurs de couples étaient supérieures à 1,5 Nm (phases de poussées) ont été repérés pour les deux roues. Les instants de changement de phase (poussée ou roue libre) ont été calculés comme la moyenne des instants obtenus sur les roues droite et gauche.

Seuls les cycles de propulsion complets (phase de poussée et phase de roue libre associées) ont été retenus. Les durées de cycles de propulsion ont été calculées comme la somme des durées des phases de poussée et de roue libre.

Pour  $C_{max}$  et  $S$  les valeurs ont été identifiées ou calculées pour les roues droite et gauche. La valeur maximale entre les deux roues a ensuite été retenue. Le secteur angulaire parcouru en phase de poussée  $S$  a été calculé à l'aide de la méthode des trapèzes appliquée aux vitesses des roues (obtenues à l'aide des codeurs du simulateur) en phase de poussée.

Les amplitudes articulaires de la GH, du coude et du poignet ont été calculées pour les bras droit et gauche. La valeur maximale entre les deux bras a été retenue. L'amplitude articulaire du tronc a été déterminée en calculant l'angle entre la verticale et le segment reliant les vertèbres C7 et T12. L'ensemble des amplitudes articulaires a été calculé comme la différence entre l'angle maximal et l'angle minimal lors de la locomotion sur le tronçon de pente considéré.

Ces méthodes ont amené à l'obtention d'une valeur pour chaque métrique, pour chaque tronçon de pente et pour chaque sujet. Les valeurs présentées dans les résultats sont les moyennes et écart-types sur l'ensemble des sujets et présenté par niveau de pente.

Afin d'évaluer la corrélation linéaire entre l'inclinaison de la pente et l'évolution des différentes métriques présentées ci-dessus, le coefficient de Pearson  $\rho$  a également été calculé.

### III. RÉSULTATS

L'ensemble des résultats des différentes métriques décrites ci-dessus sont présentés dans le tableau III.

Il a ainsi été observé que le temps de poussée  $T_p$  augmentait linéairement avec l'inclinaison de la pente, tandis que le temps de phase de roue libre  $T_{rl}$  diminuait linéairement dans le même temps. Ainsi, on ne remarque pas de corrélation particulière entre le temps de cycle  $T_c$  et l'inclinaison de la pente. Les écart-types de  $T_c$ ,  $T_p$  et  $T_{rl}$  sont plus élevés pour la pente à 2% que pour les autres pentes.

Concernant le couple propulsif maximal  $C_{max}$  et l'angle de poussée  $S$ , ceux-ci augmentaient avec l'inclinaison de la pente. Une corrélation linéaire très élevée (coefficient de corrélation supérieur à 0,97) entre ces métriques et l'inclinaison de la pente a également pu être notée. La vitesse moyenne  $V$  était inversement corrélée avec l'inclinaison de la pente et l'écart-type associé était plus élevé pour la pente à 2% que pour les autres pentes.

Toutes les amplitudes articulaires étudiées variaient peu entre les différentes inclinaisons de pentes (variations inférieures ou du même ordre de grandeur que les écart-types). Les paramètres en question pourraient donc être indépendants de l'inclinaison de la pente, malgré des coefficients de corrélation élevés. Néanmoins, pour la flexion-extension du poignet  $W_{fe}$ , du coude  $E_{fe}$  et du tronc  $T_{fe}$ , une tendance peut tout de même être observée puisque les ratios entre les variations observées et les écart-types sont plus élevés que pour les autres degrés de liberté. Ces degrés de liberté présentent des coefficient

de corrélation élevés (entre 0.90 et 0.98) ce qui montre une corrélation avec l'inclinaison de la pente.

### IV. DISCUSSION

La présente étude visait à étudier l'évolution de paramètres biomécaniques classiques en fonction de l'inclinaison de la pente et d'évaluer le niveau de linéarité de ces évolutions qui permettrait de facilement interpoler les résultats à d'autres inclinaisons non-investiguées dans cette étude. Les résultats ont permis de montrer une évolution des paramètres spatio-temporels avec une augmentation du temps de poussée, une réduction du temps de roue libre, une augmentation du secteur angulaire en phase de poussée et une diminution de la vitesse du fauteuil, avec l'inclinaison de la pente. Le couple propulsif maximal était également augmenté avec l'inclinaison de la pente, ainsi que les variables cinématiques d'amplitude articulaire de flexion-extension du poignet, du coude et du tronc. Pour toutes ces métriques, un haut niveau de corrélation linéaire a été trouvé (entre 0,88 et 0,99).

Cependant, cette étude présente un certain nombre de limitations, mais également de perspectives. Tout d'abord, sur le plan statistique, les données étudiées proviennent d'une moyenne effectuée sur seulement 10 sujets. Il est alors délicat d'effectuer un test analytique pour vérifier la normalité des distributions pour chaque métrique et chaque inclinaison, car ce type de test est sensible à la taille de l'échantillon [12]. Il faut donc avoir en tête lors de l'analyse des moyennes et écart-types, que les distributions ne suivent pas forcément une loi normale. L'inclusion de nouveaux participants pourrait permettre de renforcer la fiabilité statistique des résultats présentés. Toujours sur le plan statistique, le nombre d'inclinaisons de pente étudié a également un impact sur l'étude de la corrélation linéaire avec les différentes métriques étudiées. Ainsi, un nombre plus élevé d'inclinaisons de pente (incluant notamment des pentes maximales plus importantes) permettrait de conclure sur la corrélation linéaire ou l'indépendance des métriques avec une faible variation vis-à-vis de l'inclinaison. Il est également discutable d'étudier les liens entre les paramètres observés et l'inclinaison de la pente uniquement à partir d'une corrélation linéaire. L'étude d'autres types de corrélation serait également intéressante au service de la quantification de la difficulté induite par les différentes barrières environnementales.

Les ordres de grandeur observées dans la présente étude sont cohérents avec ceux de la littérature pour  $T_c$ ,  $C_{max}$ ,  $GH_{fe}$ ,  $GH_{aa}$ ,  $GH_{ra}$ ,  $E_{fe}$  et  $E_{ps}$  [3], [4]. Les corrélations linéaires de la présente étude sont également cohérentes avec les observations de la littérature pour  $T_{rl}$ ,  $T_p$ ,  $V$  ainsi que pour certaines amplitudes articulaires (dont la pertinence est discutable du fait des faibles variations). Des différences peuvent cependant être notées sur  $T_p$  et  $T_{rl}$ . Plusieurs raisons peuvent expliquer ces différences observées avec la littérature. Tout d'abord, il semblerait que la méthode utilisée pour découper les phases de poussée et de roue libre tende à diminuer  $T_p$  au profit de  $T_{rl}$ . Cependant, si cela peut altérer la comparaison avec la littérature, cela ne devrait pas altérer les tendances d'augmentation/diminution observées dans cette étude. Par

TABLE III  
MOYENNE DES MÉTRIQUES (ÉCARTS-TYPES ENTRE PARENTHÈSES) EN FONCTION DE L'INCLINAISON DE LA PENTE ET COEFFICIENTS DE CORRÉLATION ASSOCIÉS.

Inclinaisons	2%	4%	6%	8%	10%	12%	$\rho$
<b>Paramètres spatio-temporels</b>							
$T_c$ (s)	0.94 (0.34)	0.87 (0.22)	0.85 (0.17)	0.88 (0.16)	0.85 (0.16)	0.91 (0.15)	-0.31
$T_p$ (s)	0.24 (0.09)	0.24 (0.05)	0.25 (0.06)	0.27 (0.05)	0.29 (0.05)	0.33 (0.06)	0.96
$T_{rl}$ (s)	0.71 (0.29)	0.63 (0.17)	0.60 (0.14)	0.61 (0.13)	0.55 (0.12)	0.58 (0.12)	-0.88
$S$ (°)	110 (27)	117 (26)	119 (27)	126 (27)	133 (24)	135 (25)	0.99
$V$ (m/s)	1.46 (0.38)	1.45 (0.27)	1.43 (0.30)	1.35 (0.28)	1.29 (0.25)	1.15 (0.31)	-0.94
<b>Paramètre cinétique</b>							
$C_{max}$ (Nm)	13.4 (2.4)	16.6 (2.5)	19.7 (3.4)	20.5 (5.1)	24.4 (3.3)	27.2 (3.6)	0.99
<b>Paramètres cinématiques</b>							
$GH_{fe}$ (°)	52.4 (16.4)	58.5 (15.7)	50.3 (19.1)	53.5 (23.8)	55.7 (22.1)	52.9 (25.1)	0-0.05
$GH_{aa}$ (°)	21.8 (7.4)	22.9 (6.3)	22.8 (5.8)	23.4 (6.8)	22.2 (4.5)	22.6(6.2)	0.26
$GH_{ra}$ (°)	29.2 (11.5)	29.9 (12.8)	32.2 (10.4)	30.7 (11.3)	29.5 (10.1)	33.1 (12.0)	0.58
$E_{fe}$ (°)	43.0 (7.8)	44.8 (6.3)	44.8 (6.7)	47.2 (8.8)	48.3 (9.4)	49.4 (9.1)	0.98
$E_{ps}$ (°)	32.1 (7.4)	30.9 (5.8)	30.2 (5.1)	32.4 (5.8)	32.4 (6.1)	32.5 (6.1)	0.47
$W_{fe}$ (°)	45.4 (6.6)	47.1 (7.4)	49.0 (7.3)	49.3 (6.1)	50.2 (5.6)	49.7 (6.3)	0.90
$W_d$ (°)	35.7 (7.3)	36.8 (6.5)	37.4 (6.2)	38.4 (6.2)	38.5 (6.9)	38.3 (6.7)	0.91
$T_{fe}$ (°)	3.6 (2.0)	3.5 (2.1)	4.4 (3.9)	5.5 (4.5)	6.7 (3.8)	9.2 (4.4)	0.95

ailleurs, la littérature n'est pas non plus homogène sur la méthode pour déterminer les début et fin de phase de poussée et des travaux ont déjà montré leur influence sur le temps de poussée identifié [13].

Concernant les temps de cycle  $T_c$ , la majorité des études portant sur des utilisateurs de FRM analysées dans [3] présente un temps de cycle  $T_c$  qui diminue avec l'augmentation de la pente, mais l'observation inverse est faite dans les études [4], [14]. [15] a montré que l'apprentissage d'une technique de propulsion semi-circulaire avait une influence sur le temps de cycle. De plus, la technique de propulsion pour un sujet donné peut varier avec l'inclinaison de la pente [4]. Il serait donc intéressant pour une analyse plus approfondie de dissocier les différentes techniques de propulsion lors de l'étude du temps de cycle.

La littérature présente une grande disparité sur les amplitudes articulaires [3]. Ce phénomène peut notamment provenir de l'utilisation de modélisations différentes entre les études. Cela pourrait expliquer les différences d'ordre de grandeur entre la présente étude et la littérature pour les degrés de libertés du poignet ( $W_{fe}$  et  $W_d$ ). Une comparaison plus approfondie des ordres de grandeurs des paramètres cinématiques avec ceux de la littérature nécessiterait donc d'étudier en détail ces différentes modélisations, afin de distinguer si les différences observées proviennent de ces différences ou d'autres phénomènes.

La configuration du FRM positionnait l'axe des roues derrière l'intersection entre le dossier et l'assise. Plusieurs sujets ont fait remarquer que cette position rendait plus difficile la tâche à effectuer. Ainsi, les sujets devaient aller chercher les mains courantes loin derrière eux pour se propulser. On peut donc supposer que pour gagner en efficacité, les sujets avaient tendance à relâcher les mains courantes le plus tard possible. En effet, [16] a montré que l'avancée de l'assise avait une influence sur les sollicitations de l'épaule. Ce phénomène pourrait expliquer des valeurs de  $S$  plus élevées que dans la littérature ainsi qu'une corrélation contradictoire avec la

majorité des études de la littérature, et ce malgré des temps de phases de poussées réduites du fait de la méthode de découpage des phases utilisée. Cela pourrait également être à l'origine des plus grandes amplitudes articulaires du poignet trouvée dans cette étude que dans la littérature [3]. Une étude avec d'autres réglages du FRM permettrait d'étudier cette hypothèse, ainsi que l'interaction entre la pente et les caractéristiques géométriques du FRM.

L'utilisation d'un simulateur dans la présente étude a permis d'analyser six niveaux de pente parfaitement contrôlés sur un parcours de seulement 130 m de long, ce qui aurait été impossible en environnement réel. Néanmoins, le recours à un simulateur pose tout de même quelques limites. Tout d'abord, dans cette étude, l'hexapode sur lequel était installé le FRM restait statique et ne s'inclinait donc pas dans les pentes. Ce phénomène avait tendance à réduire l'immersion et pouvait également impacter la biomécanique du sujet. Notamment, on remarque que les ordres de grandeur obtenus pour l'amplitude articulaire du tronc sont plus faibles que ceux obtenus dans la littérature [3]. En effet, l'inclinaison du tronc permet notamment la stabilité sur un plan incliné, qui n'était pas nécessaire dans notre étude. De plus, les vitesses observées dans la littérature sont toujours plus faibles que dans la présente étude, ce qui pourrait également provenir du paramétrage du modèle implémenté dans le simulateur. Enfin, le simulateur utilisé était équipé d'un ergomètre à rouleaux, technologie courante dans les simulateurs de fauteuil roulant [17]. Le recours à des tapis roulants est également possible [3], [17], mais contraint la vitesse d'exécution des utilisateurs. Par ailleurs, [18] a montré que l'utilisation d'un ergomètre avait une influence sur certaines métriques couramment utilisées comme par exemple une réduction de la durée de phase de poussée, qui a en effet été observée dans la présente étude (même si nous supposons que la méthode d'identification des début et fin de phases puisse être en partie à l'origine de ces différences).

Par ailleurs, l'instrumentation du FRM ne permettait pas de mesurer les six composantes des actions mécaniques exer-

cées par le sujet sur les mains courantes. Une approche par dynamique inverse pour déterminer les couples articulaires ainsi que la répartition des efforts musculaires n'était donc pas possible, ce qui aurait pu être intéressant au regard des recommandations de [3]. Le recours à la mesure de l'activité électrique musculaire aurait également été intéressante mais aurait nécessité plus de temps expérimental. Il aurait également été intéressant d'ajouter une évaluation subjective de la difficulté ressentie pour chacun des six niveaux de pente. Cependant, le recours à une évolution croissante de la difficulté des pentes est un biais majeur pour une telle analyse. Le développement de plusieurs scénarii avec une répartition aléatoire des différentes pentes pourrait permettre d'éviter ce biais.

Enfin, il a été montré qu'il existait des différences cinématiques et physiologiques entre les utilisateurs de fauteuil roulant et les personnes asymptomatiques lors de l'utilisation d'un FRM sur ergomètre [19] et lors d'ascension de pentes [20]. L'inclusion basée sur une pratique de 2h minimum du fauteuil roulant a permis de limiter ce phénomène. Néanmoins, l'étude d'une cohorte avec des utilisateurs quotidiens de FRM permettrait de complètement s'affranchir de ces limitations.

## V. CONCLUSION

Cette étude a présenté une démarche d'analyse de la locomotion en FRM sur des pentes au service de la quantification des difficultés associées à différentes barrières environnementales. Les résultats obtenus dans cette étude présentent l'évolution de paramètres spatio-temporels, cinétiques et cinématiques dans un objectif de comparaison à des résultats similaires obtenus sur d'autres barrières environnementales. Une étude suivant une approche similaire mais appliquée à des utilisateurs de FRM et comportant plus de sujets permettrait de confirmer les résultats obtenus. Ces derniers, couplés à ceux obtenus sur d'autres barrières environnementales, constitueraient une base pour la quantification des difficultés associées à différentes barrières environnementales.

## RÉFÉRENCES

- [1] (2008) Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings. [Online]. Available : <https://www.who.int/publications/i/item/9789241547482>
- [2] A. Liampas, P. Neophytou, M. Sokratous, G. Varrassi, C. Ioannou, G. M. Hadjigeorgiou, and P. Zis, "Musculoskeletal pain due to wheelchair use : A systematic review and meta-analysis," *Pain and Therapy*, vol. 10, pp. 973–984, 2021.
- [3] T. Rouvier, A. Louessard, E. Simonetti, S. Hybois, J. Bascou, C. Pontonnier, H. Pillet, and C. Sauret, "Manual wheelchair biomechanics while overcoming various environmental barriers : A systematic review," *PLoS ONE*, vol. 17, no. 6, 2022.
- [4] C. Marchiori, D. H. Gagnon, and D. Pradon, "Quantification of the risk of musculoskeletal disorders of the upper limb using fuzzy logic : A study of manual wheelchair propulsion," *Sensors*, vol. 23, no. 21, 2023. [Online]. Available : <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/21/8659>
- [5] N. Eydieux, S. Hybois, A. Siegel, J. Bascou, P. Vaslin, H. Pillet, P. Fodé, and C. Sauret, " : Changes in wheelchair biomechanics within the first 120minutes of practice : spatiotemporal parameters, handrim forces, motor force, rolling resistance and fore-aft stability," *Disability and Rehabilitation : Assistive Technology*, 2019.
- [6] A. Ait-Ghezala, C. Sentouh, T. Bentaleb, P. Pudlo, T. Poulain, and G. Conreur, "Haptic interface design for a novel wheelchair simulator using linear time-varying mpc framework," in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Seattle, WA, USA, 2023, pp. 172–178.
- [7] A. Muller, C. Pontonnier, P. Puchaud, and G. Dumont, "CusToM : a Matlab toolbox for musculoskeletal simulation," *Journal of Open Source Software, Open Journals*, vol. 4, no. 33, pp. 1–3, 2019.
- [8] K. R. Holzbaur, W. M. Murray, and S. L. Delp, "A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 33, no. 6, pp. 829–840, 2005.
- [9] P. Puchaud, C. Sauret, A. Muller, N. Bideau, G. Dumont, H. Pillet, and C. Pontonnier, "Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model : a comparative study with imagery data," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 23, no. 3, pp. 114–125, 2020.
- [10] C. Livet, T. Rouvier, C. Sauret, H. Pillet, G. Dumont, and C. Pontonnier, "A penalty method for constrained multibody kinematics optimisation using a levenberg-marquardt algorithm," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 26, no. 7, pp. 864–875, 2023.
- [11] S. A. Skogstad, M. Høvin, S. Holm, A. R. Jensenius, and K. Nymoen, "Filtering Motion Capture Data for Real-Time Applications," in *New Interfaces For Musical Expression*, 2013. [Online]. Available : <https://www.researchgate.net/publication/247159959>
- [12] N. Khatun, "Applications of normality test in statistical analysis," *Open Journal of Statistics*, vol. 11, pp. 113–122, 2021.
- [13] A. M. Kwarciak, S. A. Sisto, M. Yarossi, R. Price, E. Komaroff, and M. L. Boninger, "Redefining the manual wheelchair stroke cycle : Identification and impact of nonpropulsive pushrim contact," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 90, no. 1, pp. 20–26, 2009. [Online]. Available : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999308015463>
- [14] P. S. Requejo, S. E. Lee, S. J. Mulroy, L. L. Haubert, E. L. Bontrager, J. K. Gronley, and J. Perry, "Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques," *The Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 31, no. 5, pp. 558–577, 2008.
- [15] L. Qi, J. Wakeling, S. Grange, and M. Ferguson-Pell, "Patterns of shoulder muscle coordination vary between wheelchair propulsion techniques," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 3, pp. 559–566, 2014.
- [16] S. J. Mulroy, C. J. Newsam, D. Gutierrez, P. Requejo, J. K. Gronley, L. Lighthall Haubert, and J. Perry, "Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion : Part 1. a kinetic analysis," *The Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 28, no. 3, pp. 214–221, 2005.
- [17] S. Arlati, V. Colombo, G. Ferrigno, R. Sacchetti, and M. Sacco, "Virtual reality-based wheelchair simulators : A scoping review," *Assistive Technology*, vol. 32, no. 6, pp. 294–305, 2020.
- [18] R. de Klerk, V. Velhorst, D. H. Veeger, L. H. V. van der Woude, and R. J. K. Vegter, "Physiological and biomechanical comparison of overground, treadmill, and ergometer handrim wheelchair propulsion in able-bodied subjects under standardized conditions," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 3, 2020.
- [19] D. Brown, R. Knowlton, J. Hamill, T. L. Schneider, and R. K. Hetzler, "Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry," *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 60, no. 3, pp. 179–182, 1990.
- [20] A. Symonds, C. Holloway, T. Suzuki, P. Smitham, A. Gall, and S. Taylor, "Identifying key experience-related differences in over-ground manual wheelchair propulsion biomechanics," *Journal of Rehabilitation and Assistive Technologies Engineering*, vol. 3, 2016.

# Etude de la posture assise chez les sujets paraplégiques : de la modélisation mécanique à la reconstruction des efforts internes

Hajer Srihi, Thierry-Marie Guerra, Philippe Pudlo, Antoine Dequidt, Anh-Tu Nguyen

Université Polytechnique Hauts-de-France, CNRS, UMR 8201 LAMIH, Valenciennes, France.

Email: Hajer.Srihi@uphf.fr

**Abstract**— La lésion médullaire complète engendre un arrêt d'innervation des muscles et organes situés en dessous du seuil lésionnel ce qui impacte négativement la conduction des signaux sensoriels et musculaires. Elle provoque une réduction drastique de la capacité posturale en position assise ce qui nuit au maintien et au contrôle de la stabilité assise. La première priorité en rééducation fonctionnelle consiste à faire apprendre aux patients des nouvelles stratégies afin d'équilibrer la position assise via des mouvements individuels. Ces mouvements viennent compenser l'absence (ou la perte partielle) du contrôle au niveau des muscles de la région lombaire qui sont naturellement et volontairement sollicités afin d'assurer une stabilité posturale assise. Un moyen d'aider les cliniciens à proposer des exercices ciblés en créant un biofeedback en temps réel de la coordination segmentaire, est d'avoir une estimation des efforts internes produits passivement et activement lors de la stabilisation. On propose dans cet article de quantifier les efforts produits lors de la stabilisation de l'assise par le biais d'une modélisation mécanique qui résulte d'un raffinement des modèles existants. L'observateur, dont la convergence est exprimée par des inégalités linéaires matricielles (LMI), permettra de reconstruire les efforts internes recherchés. La validité de l'approche est évaluée via des données cliniques réelles traduisant des mouvements dissymétriques adoptés par des patients médullo-lésés durant un protocole expérimental établi.

**Mots clés** : Lésion médullaire, Contrôle postural, Modélisation, Observateur, LMI.

## I. INTRODUCTION

La lésion médullaire engendre une perte totale ou partielle de la sensibilité et de la motricité en dessous du seuil lésionnel. La perte ou l'affaiblissement du contrôle musculaire et du retour sensoriel impacte négativement la stabilité posturale en position assise [1]. Le modèle de [2] a conceptualisé la position assise asymptomatique au travers de l'interaction entre trois systèmes dynamiques. Un système actif musculaire, un système neuronal de commande et un système passif composé des structures anatomiques passives qui contribuent à la stabilité vertébrale sans exercer un contrôle. Chez un sujet blessé médullaire, la colonne vertébrale, instable par nature, se courbe sous l'action du poids du tronc sans contrôle musculaire. Dans cette position vertébrale caractérisée par une accentuation de la cyphose lombaire, le rachis s'éloigne de la position neutre définie par le formalisme de [2], sollicitant davantage le sous-système passif rachidien. La position assise caractérisée par des jambes allongées est souvent choisie par les sujets blessés médullaires dans la plupart des activités quotidiennes. Cette position (assise longue) permet d'améliorer la stabilité assise en combinant une extension des membres inférieurs (MI) et une cyphose

rachidienne [3]. Une étude expérimentale [4] s'est intéressée à l'activité électrique des muscles du tronc et des membres supérieurs (MS) chez des sujets asymptomatiques et des sujets blessés médullaires lors d'un exercice qui consiste à atteindre une cible. Les mesures électromyographiques ont souligné que les sujets blessés médullaires recrutent davantage les muscles des MS qui sont naturellement peu sollicités pour des activités posturales. Les travaux de [5] ont montré que l'aide mécanique apportée par le contact au sol des MI est identique pour une personne sans ou avec une lésion médullaire. Une campagne expérimentale élaborée dans les travaux de [6] a mis en évidence qu'en présence d'une perturbation externe, les sujets médullo-lésés développent des nouvelles stratégies compensatoires de stabilisation afin de contrer la perturbation et regagner une position assise stable. Ces stratégies de stabilisation s'appuient particulièrement sur la sollicitation des MS en assurant une stabilité assise via le haut du corps. La souplesse des MI est par conséquent naturellement modifiée par la spasticité chez les sujets atteints [7]. La stratégie de stabilisation est individuelle et est fonction des capacités fonctionnelles résiduelles des sujets. Les rééducateurs sont en mesure de proposer aux patients des exercices de rééducation spécifiques afin de renforcer le tronc et de préserver les capacités résiduelles. Pour améliorer le contrôle postural en position assise et le maintien de la stabilité chez les sujets blessés médullaires, on distingue deux approches thérapeutiques. La première approche se focalise sur les préoccupations du patient tandis que la deuxième, cible plutôt l'environnement du patient. Concernant la première approche thérapeutique, la réadaptation est déterminante. Les exercices de mobilisation permettent de ralentir les effets invalidants de la lésion et de réduire l'atrophie musculaire en atténuant la raideur des muscles sous-lésionnels. La rééducation permet, entre autres, de survaloriser les capacités résiduelles et de maximiser l'autonomie [8]. Dans un cadre de recherche, plusieurs travaux ont été engagés afin d'évaluer l'efficacité de certaines approches visant à améliorer le contrôle du tronc et à maintenir le contrôle des segments sous-lésionnels. Les travaux de [9] ont mis en évidence que les exercices d'équilibre associés à une stimulation transcutanée de la moelle épinière permettent d'améliorer la stabilité assise chez les patients médullo-lésés ainsi que le contrôle du tronc. Les expérimentations de [10] menées sur des sujets paraplégiques ont montré que la stimulation fonctionnelle des muscles de la locomotion, qui sont privés du contrôle volontaire, permet d'obtenir une contraction et d'induire des mouvements tels que plier les MI ou lever les extrémités. La stimulation bilatérale des muscles fléchisseurs de la hanche et du tronc permet, quant à elle, d'optimiser les performances

motrices et d'amplifier les mouvements du tronc [11]. La réalité virtuelle a prouvé également son efficacité dans le renforcement du contrôle postural chez les sujets lésés médullaires. La réalité virtuelle stimule, via des scénarios virtuels, le système nerveux central qui reçoit un « feedback » sensoriel impactant l'apprentissage moteur. Les patients peuvent ainsi visualiser la progression de leurs mouvements en temps réel dans un environnement virtuel personnalisé où la correction des erreurs posturales est particulièrement évidente. Concernant la deuxième approche thérapeutique, elle cible l'environnement du patient afin d'améliorer le maintien de l'équilibre assis. Les travaux de [12] ont souligné que le choix du fauteuil roulant influence la stabilité posturale assise. Par conséquent, un fauteuil roulant adapté à la morphologie du patient et à son tableau clinique réduit le risque de chute et renforce son équilibre assis. Les orthèses orthopédiques permettent, quant à elles, d'améliorer l'extension des muscles de la région lombaire et d'augmenter l'amplitude des mouvements volontaires par le biais des modifications posturales [13]. Les corsets orthopédiques sont efficaces dans la correction des déformations scoliotiques et dans la stabilisation de la colonne vertébrale. Néanmoins, leur utilisation favorise la perte musculaire [14]. De nombreuses approches ont prouvé leur efficacité dans l'optimisation du contrôle postural en position assise, mais malgré leurs intérêts, les rééducateurs soulignent l'absence des outils de mesure permettant de référencer l'impact réel des interventions thérapeutiques. Le progrès individuel du patient est interprété à travers l'observation en rééducation ou la comparaison échantillonnée par rapport à la date de début de prise en charge. Dans le but d'aider les rééducateurs à proposer des exercices ciblés, il est intéressant non seulement d'identifier la stratégie par laquelle le patient assure sa stabilité assise, mais aussi de fournir des éléments de compréhension sur la manière dont elle a été mise en œuvre [15]. Ces données quantitatives permettent d'objectiver les stratégies mises en œuvre et d'homogénéiser les variabilités intra individuelles. La quantification des différents efforts produits volontairement et passivement est un moyen d'analyser l'importance des différentes contributions afin de proposer des nouvelles positions facilitant le concept de la stabilité. Les données quantitatives recherchées explicitent l'action des efforts non mesurables au travers des mouvements réalisés. Comprendre ces mouvements observés repose, entre autres, sur la détermination des efforts transitant, les couples articulaires dont la connaissance est une démarche courante en biomécanique. La connaissance de ces efforts développés à chaque degré de liberté pour un système poly-articulé est d'une importance indéniable en contrôle du mouvement et dans les domaines du sport et du handicap. Chez l'humain, la mesure directe des efforts internes s'appuie sur une instrumentation invasive éthiquement proscrite. Cependant, la reconstruction de ces efforts est possible à partir des données associées au mouvement effectué. On propose dans cet article, de présenter un modèle mécanique, le modèle « Trunk-2-Arms » (T2A), traduisant la posture assise chez une personne blessée médullaire ayant des mouvements de stabilisation dissymétriques, ce modèle enrichit les modèles présentés précédemment [17, 20] afin « d'imiter » finement les mouvements d'un patient médullo-lésé. La reconstruction des couples non mesurables s'appuie sur l'utilisation d'une cascade d'observateurs. Cette méthode est une alternative au problème

général de la dynamique inverse. Cet article est divisé en 4 sections. La première section est dédiée à la présentation du modèle T2A. La deuxième partie développe les observateurs ainsi que les contraintes LMI (les relations matricielles linéairement dépendantes dont la résolution permet de calculer les gains d'observation). La troisième partie présente les résultats de simulation avec des données expérimentales issues de la campagne de [6]. La dernière partie conclut l'article, ouvre la discussion et présente les perspectives de recherche.

## II. MATÉRIELS ET MÉTHODES

### A. Le modèle T2A

Le modèle T2A (figure 1) est composé de 3 systèmes dynamiques : le tronc  $\Sigma_T$ , les MS droit et gauche ( $\Sigma_{AR}, \Sigma_{AL}$ ) ainsi que deux systèmes statiques de couplage ( $\Gamma_{cR}, \Gamma_{cL}$ ).

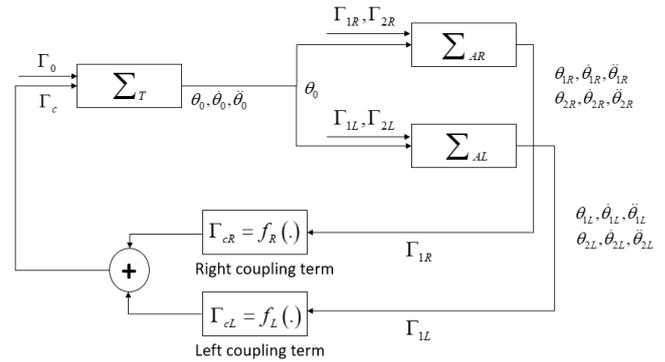


Figure 1: le modèle T2A

Les données anatomiques en flexion/extension des membres supérieurs définissent l'ensemble des mouvements admissibles par le modèle [16] :

$$\Omega_x = \left\{ \begin{array}{l} -5 \leq q_0 \leq 5 \quad \|\dot{q}_0\| \leq 29 \\ -20 \leq q_{1R/L} \leq 60 \quad \|\dot{q}_{1R/L}\| \leq 57 \\ -10 \leq q_{2R/L} \leq 45 \quad \|\dot{q}_{2R/L}\| \leq 57 \end{array} \right\} \quad (1)$$

Le système  $\Sigma_T$  avec  $x_T = \begin{bmatrix} \theta_0 \\ \dot{\theta}_0 \end{bmatrix}$ , est donné par :

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & p_{1R/L} \end{bmatrix} \dot{x}_T = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ p_{2R/L} & \sin c(\theta_0) & 0 \end{bmatrix} x_T + \begin{bmatrix} 0 \\ \Gamma_U \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\Gamma_U = \Gamma_0 + \Gamma_c \quad (3)$$

Les systèmes MS droit et gauche sont donnés par :

$$E_{AR/L} x_{AR/L} = A_{AR/L} x_{AR/L} + D_{AR/L} + C_{AR/L} \quad (4)$$

$$\text{Avec : } x_{AR/L} = \begin{bmatrix} \theta_{1R/L} & \theta_{2R/L} & \dot{\theta}_{1R/L} & \dot{\theta}_{2R/L} \end{bmatrix}$$

$$D_{AR/L} = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 & -1 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \Gamma_{1R/L} \\ \Gamma_{2R/L} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ p_{6R/L} \sin(\theta_{1R/L}) \\ p_{7R/L} \sin(\theta_{2R/L}) \end{bmatrix}$$

$$E_{AR/L} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & p_{3R/L} & p_{4R} \cos(q_{2R/L}) \\ 0 & 0 & p_{4R/L} \cos(q_{2R/L}) & p_{5R/L} \end{bmatrix}$$

$$A_{AR/L} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & p_{4R/L} \sin(q_{2R/L}) \dot{\theta}_{2R/L} \\ 0 & 0 & -p_{4R/L} \sin(q_{2R/L}) \dot{\theta}_{1R/L} & 0 \end{bmatrix}$$

$$C_{AR/L} = \begin{bmatrix} I_2 \\ C_{1AR/L} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_0 \\ \ddot{\theta}_0 \end{bmatrix}$$

$$C_{1AR/L} = \begin{bmatrix} p_{8R/L} \sin(q_{1R/L}) & p_{8R/L} \cos(q_{1R/L}) \\ p_{9R/L} \sin(q_{1R/L} + q_{2R/L}) & p_{9R/L} \cos(q_{1R/L} + q_{2R/L}) \end{bmatrix}$$

$$\Gamma_{cR/L} = \begin{bmatrix} -p_{10R/L} \sin(q_{1R/L}) \dot{\theta}_{1R/L} \\ -p_{9R/L} \sin(q_{1R/L} + q_{2R/L}) \dot{\theta}_{2R/L} \\ p_{10R/L} \cos(q_{1R/L}) \\ p_{9R/L} \cos(q_{1R/L} + q_{2R/L}) \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{1R/L} \\ \dot{\theta}_{2R/L} \\ \ddot{\theta}_{1R/L} \\ \ddot{\theta}_{2R/L} \end{bmatrix} - \Gamma_{1R/L} \quad (5)$$

On note que  $\Gamma_c = \Gamma_{cL} + \Gamma_{cR}$ .

Les paramètres inertiels et géométriques  $p_i$ ,  $i \in \{1, \dots, 10\}$  sont définis dans [17]. Le modèle T2A est instable en boucle ouverte. Dans le but d'évaluer l'observateur en simulation, il convient de stabiliser le modèle. La synthèse de la loi de contrôle ne sera pas présentée dans cet article puisqu'elle suit la même méthodologie développée dans les travaux de [18] qui consiste à stabiliser un modèle à la fois instable et sous actionné. Le modèle T2A est composé des non linéarités mesurables et des non linéarités non mesurables qui dépendent des vitesses articulaires. Un formalisme qui permet d'assurer un compromis entre la validité du modèle et la complexité de sa représentation, est le formalisme Takagi-Sugeno (TS).

### 1. Le formalisme Takagi-Sugeno

Le formalisme TS stipule que pour un modèle non linéaire, on peut trouver pour chaque terme non constant présent dans le modèle un secteur non linéaire le contenant.

L'approche par secteur non linéaire [19] du formalisme TS permet de représenter exactement un modèle non linéaire par une combinaison de modèles linéaires pondérés par des fonctions d'appartenance non linéaires. Pour un modèle non linéaire affine en la commande de type :

$$\dot{x}(t) = A(x)x(t) + B(x)u(t) \quad (6)$$

Avec  $A(x), B(x)$  sont des matrices contenant des termes supposés être bornés dans un ensemble compact  $\Omega_x$ . Le modèle TS correspondant s'écrit sous forme :

$$\dot{x}(t) = \sum_{i=1}^r h_i(z(t))(A_i x(t) + B_i u(t)) \quad (7)$$

(7) correspond à une forme polytopique qui permet de simplifier l'étude du modèle non linéaire (avec  $p$  termes non linéaires) en la remplaçant par celle des sommets d'un polytope composé des matrices linéaires  $(A_i, B_i)$ . Pour cela, un secteur est déterminé pour chacune des non linéarités. Les fonctions  $h_i$  sont liées aux non linéarités présentes dans le modèle et elles satisfont la propriété de somme convexe :  $h_i(z) \geq 0$ ,  $\sum_{i=1}^m h_i(z) = 1$ .  $r = 2^p$  est le nombre de sommets du polytope. Le vecteur de prémisse  $z(t)$  peut dépendre des variables mesurées ou non mesurées. Poursuivant les travaux précédents, l'observateur sera décomposé suivant les 3 modèles dynamiques du modèle T2A.

### B. Les observateurs locaux de T2A

Afin de capturer la dynamique des entrées inconnues (les couples non mesurables), une cascade de double intégrateur a été utilisée. Ainsi, les 3 modèles dynamiques ont été augmentés selon une écriture étendue.

Le système tronçonné étendu est donné par :

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_T \\ \dot{\Omega}_T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_T(\theta_0) & B_T \\ 0 & J \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_T \\ \Omega_T \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\Omega_T = \begin{bmatrix} \Gamma_U \\ \dot{\Gamma}_U \end{bmatrix}, \quad A_T(\theta_0) = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & p_1^{-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ p_2 \frac{\sin(\theta_0)}{\theta_0} & 0 \end{bmatrix}$$

$$B_T = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & p_1^{-1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}, \quad J = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Les systèmes MS droit et gauche sont donnés par :

$$E_{AR/L}^e \begin{bmatrix} \dot{x}_{AR/L} \\ \dot{\Omega}_{AR/L} \end{bmatrix} = A_{AR/L}^e \underbrace{\begin{bmatrix} x_{AR/L} \\ \Omega_{AR/L} \end{bmatrix}}_{x_{AR/L}^e} + D_{AR/L}^e + C_{AR/L}^e \quad (9)$$

Avec :

$$\Omega_{AR/L} = [\Gamma_{1R/L} \quad \dot{\Gamma}_{1R/L} \quad \Gamma_{2R/L} \quad \dot{\Gamma}_{2R/L}]^T$$

$$A_{AR/L}^e = \begin{bmatrix} A_{AR/L}(x_{AR/L}) & B_A \\ 0 & J_2 \end{bmatrix}, \quad B_A = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 1 & -1 \\ 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$$J_2 = \begin{bmatrix} 0 & I_2 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}, D_{AR/L}^e = \begin{bmatrix} 0 \\ D_a(\theta_{AR}) \\ 0 \end{bmatrix}, E_{AR/L}^e = \begin{bmatrix} E_{AR/L}(\theta_2) & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix},$$

$$C_{AR/L}^e = \begin{bmatrix} 0 \\ C(\theta_{AR}) \\ 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_0^2 \\ \dot{\theta}_0 \end{bmatrix}.$$

La problématique des observateurs en cascade a été abordée dans la littérature dans les travaux de [20]. L'idée est de synthétiser des observateurs locaux de manière à garantir la convergence du système global. Les observateurs locaux en cascade se nourrissent des erreurs engendrées par les observateurs précédents. Dans les travaux de [21], un principe de séparation a été formulé pour un modèle composé de deux systèmes dynamiques. Ce principe de séparation est directement extensible à une cascade de n-observateurs à condition de respecter les hypothèses prédéfinies. Le principe de séparation est par conséquent applicable au modèle T2A composé de 3 systèmes dynamiques. La cascade de 3 observateurs-PI est illustrée par le schéma suivant :

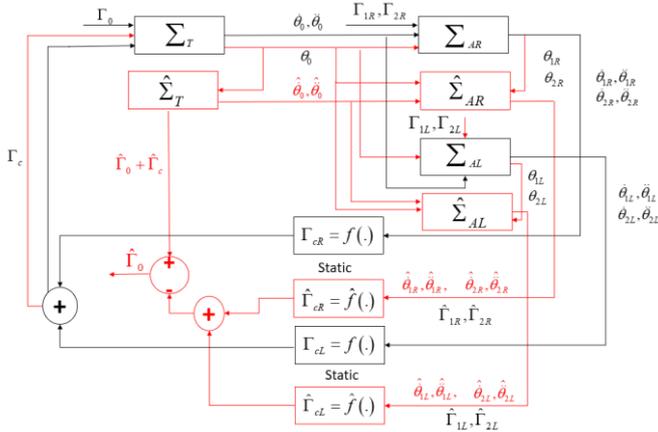


Figure 2 : la cascade des observateurs T2A

L'observateur du système tronc est donné par :

$$\begin{bmatrix} \dot{\hat{x}}_T \\ \dot{\hat{\Omega}}_T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_T(\theta_0) & B_T \\ 0 & J \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{x}_T \\ \hat{\Omega}_T \end{bmatrix} + K_{LT}(\theta_0)(y_T - \hat{y}_T) \quad (10)$$

Le but est de trouver le gain d'observation  $K_{LT}(\theta_0)$  tel que l'erreur d'observateur définie par :

$$\dot{e}_T = \left( \begin{bmatrix} A_T(\theta_0) & B_T \\ 0 & J \end{bmatrix} - K_{LT}(\theta_0)C_T \right) e_T \quad (11)$$

Soit asymptotiquement stable.

$$E_{AR/L}^e \dot{\hat{x}}_{AR/L}^e = A_{AR/L}^e \hat{x}_{AR/L}^e + D_{AR/L}^e + C_{AR/L}^e + K_A(\cdot)(y_A - \hat{y}_A) \quad (12)$$

Le gain d'observation  $K_A(\cdot)$  est choisi de manière à assurer la convergence de l'erreur d'observation :

$$\begin{bmatrix} E_{AR/L}(\theta_2) & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix} \dot{\hat{x}}_{AR/L} = \left( \begin{bmatrix} H(x_{AR/L}, \hat{x}_A) & B_A \\ 0 & J_2 \end{bmatrix} - K_A(\cdot)C \right) \varepsilon_{AR/L} \quad (13)$$

$$H(x_{AR/L}, \hat{x}_{AR/L}) = \begin{bmatrix} 0 & I \\ 0 & p_{AR/L} \sin(q_{2R/L}) \phi(\dot{\theta}, \dot{\hat{\theta}}) \end{bmatrix}$$

$$\phi(\dot{\theta}, \dot{\hat{\theta}}) = \begin{bmatrix} 0 & \dot{\theta}_{2R/L} + \dot{\hat{\theta}}_{2R/L} \\ -\dot{\theta}_{1R/L} - \dot{\hat{\theta}}_{1R/L} & 0 \end{bmatrix}$$

Les gains d'observation sont calculés via la résolution des contraintes LMI. Les contraintes LMI relatives à l'observateur MS sont données par [21] :

$$\text{Trouver } P = \begin{bmatrix} P_1 & 0 \\ P_3 & P_4 \end{bmatrix}, P_1 = P_1^T \succ 0, \begin{bmatrix} K_{1i} \\ K_{2i} \end{bmatrix} \text{ tels que :}$$

$$\begin{bmatrix} P_3^T \varrho - K_{1i} C + (*) & (*) \\ P_4^T \varrho - K_{2i} C + P_1 - \begin{bmatrix} E_{AR/Li} & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix}^T P_3 - P_4^T \begin{bmatrix} E_{AR/Li} & 0 \\ 0 & I \end{bmatrix} + (*) \end{bmatrix} < 0 \quad (14)$$

$$\varrho = \begin{bmatrix} H_{jk} & B_A \\ 0 & J_2 \end{bmatrix}, i, j, k \in \{1, 2\}.$$

2 termes non linéaires dépendant des vitesses articulaires (non mesurables) sont présents dans  $H(x_{AR/L}, \hat{x}_{AR/L})$  :

$$\sin(q_{2R/L})(\dot{\theta}_{2R/L} + \dot{\hat{\theta}}_{2R/L}), \sin(q_{2R/L})(\dot{\theta}_{1R/L} + \dot{\hat{\theta}}_{1R/L}).$$

La forme finale de l'observateur local des systèmes MS droit et gauche est donnée par :

$$\sum_{i=1}^2 v_i(q_2) E_{AR/L}^e \dot{\hat{x}}_{AR/L}^e = A_{AR/L}^e \hat{x}_{AR/L}^e + D_{AR/L}^e + C_{AR/L}^e$$

$$\begin{bmatrix} \sum_{i=1}^2 v_i(q_{2R/L}) E_{AR/L}^e & I \end{bmatrix} P_{(\cdot)}^{-T} \sum_{i=1}^2 v_i(q_{2R/L}) \begin{bmatrix} K_{1i}(\cdot) \\ K_{2i}(\cdot) \end{bmatrix} (y_{AR/L} - \hat{y}_{AR/L}) \quad (15)$$

### III. RESULTATS

#### A. Protocole expérimental

26 sujets médullo-lésés ont participé à la campagne expérimentale [6]. Au début de l'acquisition (figure 3), l'expérimentateur demande au sujet de lever les MS. Une fois le sujet stable, une perturbation est appliquée au niveau de la vertèbre thoracique TH8 afin de déstabiliser le sujet. Le sujet va donc engager des mouvements individuels de stabilisation afin de regagner sa stabilité assise. A l'issue de la stabilisation, l'expérimentateur demande au sujet de baisser les bras marquant la fin de l'acquisition. L'observateur est actionné entre les instants où le sujet est stable et la fin de la stabilisation afin de reconstruire les couples non mesurables.

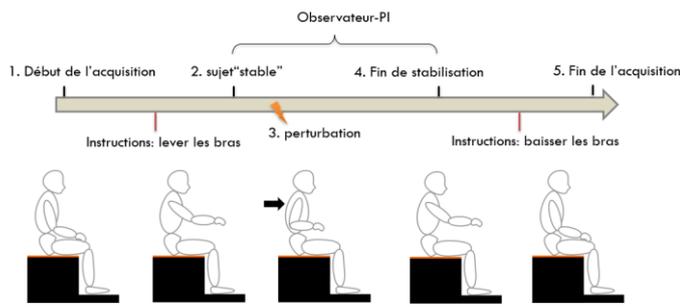


Figure 3 : Acquisition expérimentale (Blandeau, 2018)

Afin de souligner l'adéquation de l'approche proposée, on ne présente dans cet article que les résultats de simulation d'un seul sujet. Le sujet étudié est une femme âgée de 32 ans (poids : 55 Kg et taille : 162cm) ayant une lésion médullaire basse depuis 3 ans. On présente, en figure 4, les angles articulaires relatifs au tronc ( $q_0$ ), aux épaules et aux coudes ( $q_{1R}, q_{2R}, q_{1L}, q_{2L}$ ).

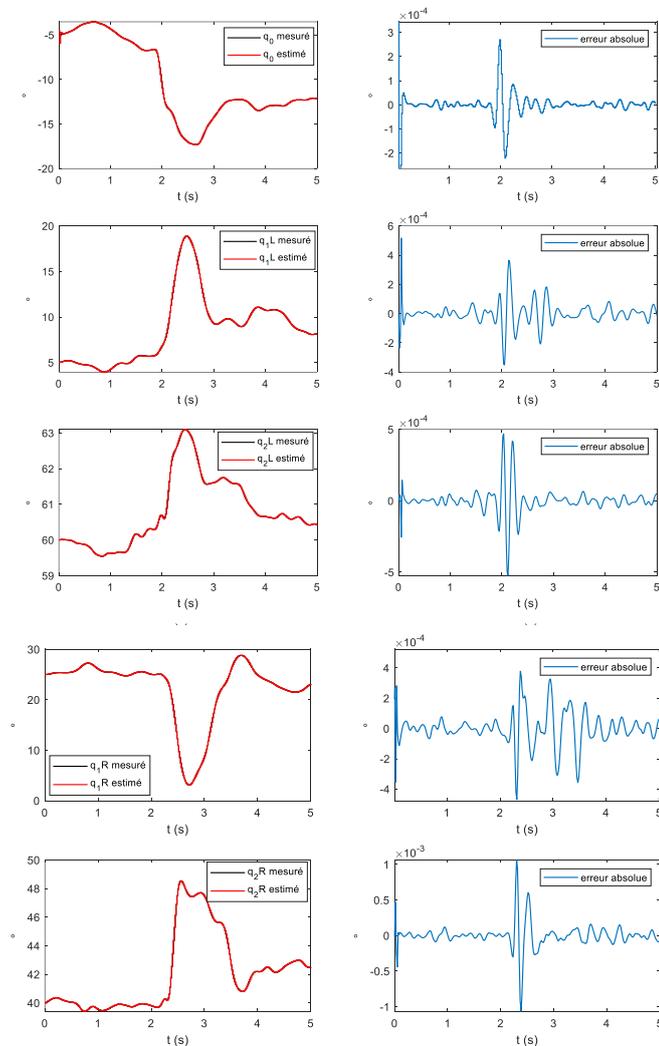


Figure 4 : angles estimés T2A

La figure 4 présente une dissymétrie dans les mouvements adoptés par le sujet, cette dissymétrie est visible au travers de la trajectoire des angles articulaires. Le modèle T2A est compatible avec ce type de mouvement en raison de son formalisme, et la cascade d'observateurs prouve sa fiabilité dans la reconstruction des variables cinématiques (erreur absolue inférieure à 0.05%).

On présente, en figure 5, les résultats d'estimation des couples articulaires au niveau du tronc  $M_0$  et au niveau des MS droit et gauche (l'épaule  $M_1$  et le coude  $M_2$ ). Les couples actifs au niveau de l'épaule et du coude ne varient pas de manière significative entre le début de l'acquisition et le moment de la perturbation, ce temps est associé à la position assise stable. Suite à la perturbation, les couples actifs varient rapidement afin de contrer celle-ci. A l'issue de la perturbation et progressivement, le sujet regagne son équilibre assis et les couples actifs diminuent. Les couples actifs sont bien supérieurs aux couples passifs, ceci traduit la compensation par les membres supérieurs engagés comme des segments stabilisateurs. A la suite de la perturbation, le couple au niveau de la région lombaire diminue. Cette diminution est liée à la perturbation qui pousse le sujet dans la direction antérieure, ceci est équivalent à injecter un couple négatif au niveau du tronc.

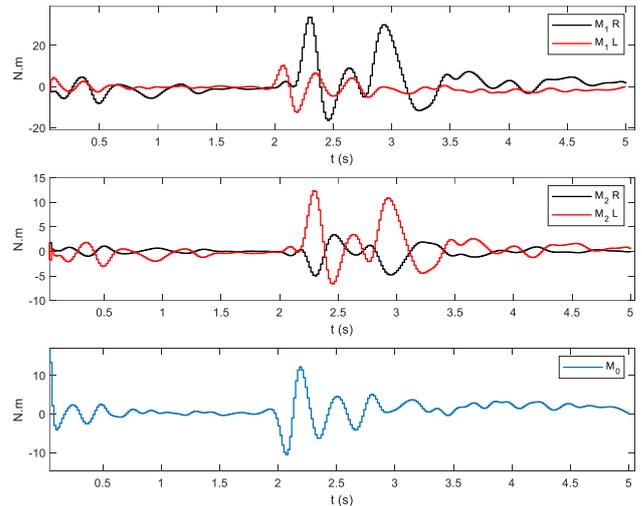


Figure 5 : couples articulaires estimés

Le sujet étudié a adopté une stratégie basse afin de se stabiliser, c'est-à-dire qu'il a engagé des mouvements en dessous des épaules et a déplacé ses MS d'avant en arrière afin de contrer la perturbation. Afin d'illustrer le potentiel des observateurs en cascade, on présente une estimation du couple du tronc relatif à toutes les acquisitions exploitables du sujet étudié. Deux conditions expérimentales ont été évaluées : jambes fléchies à 90° avec pieds au sol et jambes étendues. La figure 6 présente les couples reconstruits par les observateurs locaux en fonction des conditions d'essai.

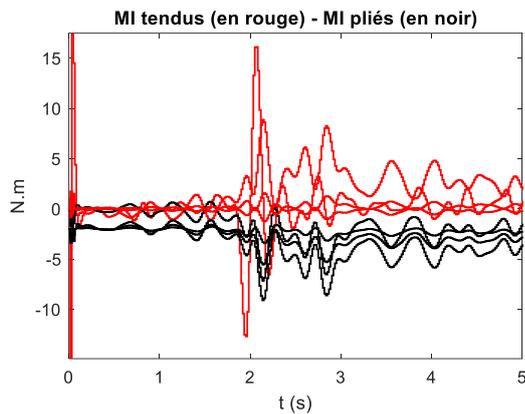


Figure 6 : couples du tronc reconstruits par les observateurs T2A

Les résultats expérimentaux indiquent que l'extension des MI induit une augmentation de la flexion du tronc. En effet, lorsque les MI sont étendus, la chaîne postérieure (dont les muscles postérieurs des membres inférieurs, les muscles lombaires et les muscles dorsaux font partie) est sollicitée et le tronc devrait se rapprocher de la verticale. Les résultats peuvent s'interpréter par le fait que le sujet lésé médullaire a adopté une posture de compensation afin de contrer la perturbation et éviter la chute [6]. Par ailleurs, fléchir d'avantage le tronc augmente la sécurité vis à vis de la perte d'équilibre car l'extension des MI tire sur les tissus mous de la région lombaire et provoque par conséquent un décalage du tronc vers l'arrière (le tronc se rapproche de la verticale). Le sujet étudié a une lésion au niveau de la vertèbre thoracique TH8 ainsi le contrôle musculaire et/ou sensoriel sont réduits (voire absents) au niveau de la région située en dessous de cette vertèbre. La faiblesse musculaire engendrée contribue à limiter les activités physiques volontaires [22] et [23] et par conséquent les MS seront sur-sollicités afin de compenser l'absence de contrôle volontaire.

### CONCLUSION

Un modèle permettant la prise en compte de mouvements dissymétriques dans le plan sagittal, baptisé T2A a été mis en œuvre. Une cascade d'observateurs basée sur ce modèle a permis d'estimer des entrées inconnues que sont les couples articulaires. La connaissance des couples articulaires en temps réel permet d'envisager un feedback des efforts inter-segmentaires. Ces informations aideraient les rééducateurs à comprendre la stratégie de stabilisation mise en œuvre et à proposer des exercices ciblés. Les couples internes permettent également d'établir une classification des conséquences post-lésionnelles et de documenter les progrès individuels. La visualisation en temps réel des couples permettrait d'identifier les périodes où l'effort articulaire est moteur ou résistant puis de comparer ces données aux mouvements segmentaires. Les rééducateurs seront donc en mesure d'orienter les patients à opter pour une stratégie particulière en fonction de leurs capacités résiduelles afin de maximiser l'autonomie. Les exercices de rééducation proposés permettent à long terme d'équilibrer la contribution active des segments mobilisateurs par rapport à la contribution passive du tronc.

### REFERENCES

- [1] Kirshblum S., Burns S., Biering-Sorensen F., Donovan W., Graves D., Jha A., Johansen M., Jones L., Mulcahey M. (2011) International standards for neurological classification of spinal cord injury. *J. Spinal Cord Med.* 34:535–546.
- [2] Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* déc 1992;5(4):390-6; discussion 397.
- [3] Shirado, O., Kawase, M., Minami, A. et Strax, T. E. (2004) Quantitative evaluation of long sitting in paraplegic patients with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* 85 (8), 1251–1256.
- [4] Janssen-Potten, Y.J.M., Seelen, H.A.M., Drukker, J., Reulen, J.P.H., Drost, M.R., 1999. Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. *Ergonomics* 42, 1200–1215.
- [5] Milosevic, M., Masani, K., Kuipers, M. J., Rahouni, H., Verrier, M. C., McConville, K. M. V. & Popovic, M. R. (2015) Trunk control impairment is responsible for postural instability during quiet sitting in individuals with cervical spinal cord injury. *Clinical Biomechanics.* 30 (5), 507–512.
- [6] Blandeau, Mathias. Modélisation et caractérisation de la stabilité en position assise chez les personnes vivant avec une lésion de la moelle épinière. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2018. Français. NNT: 2018VALE0021. tel-01861272.
- [7] Biering-Sorensen, F., Nielsen, J. B. & Klinge, K. (2006) Spasticity-assessment: a review. *Spinal Cord.* 44 (12), 708–722.
- [8] Perrouin-Verbe, B. La rééducation et la réadaptation des blessés médullaires, Académie nationale de médecine séance du 7 Juin 2005. 189, N°6, 1159-1176.
- [9] Rath, M, A. H. Vette, S. Ramasubramaniam, K. Li, J. Burdick, V. R. Edgerton, Y. P. Gerasimenko, and D. G. Sayenko, "Trunk stability enabled by noninvasive spinal electrical stimulation after spinal cord injury," *Journal of neurotrauma*, vol. 35, no. 21, pp. 2540–2553, 2018.
- [10] Thoumie P, Thevenin-Lemoine E, Josse L. Rééducation des paraplégiques et tétraplégiques adultes. *Traite de kinésithérapie médecine physique et réadaptation* (1995), 460-75.
- [11] Lambrecht JM, Audu ML, Triolo RJ, Kirsch RF. Musculoskeletal model of trunk and hips for development of seated-posture-control neuroprosthesis. *J Rehabil Res Dev.* 2009 ;46(4): 515-28. Epub 2009/11/03.
- [12] Alm, M., E. Gutierrez, C. Hultling, and H. Saraste, "Clinical evaluation of seating in persons with complete thoracic spinal cord injury," *Spinal Cord*, vol. 41, no. 10, pp. 563–571, 2003.
- [13] Allison GT, Singer KP. Assisted reach and transfers in individuals with tetraplegia: towards a solution. *Spinal Cord.* 1997 ;35(4): 217-22. Epub 1997/04/01.
- [14] Bailey CS et al. Comparison of thoracolumbosacral orthosis and no orthosis for the treatment of thoracolumbar burst fractures: interim analysis of a multicenter randomized clinical equivalence trial. *J Neurosurg Spine.* 2009 Sep ; 11(3) : 295-303.
- [15] Guelton, K. (2003). Thèse en automatique soutenue le 16 décembre 2003 : Estimation des caractéristiques du mouvement humain en station debout. Mise en oeuvre d'observateurs flous sous forme descripteur. Université de Valenciennes.
- [16] Kapandji, A. I. (2005b) Anatomie fonctionnelle III : Tête et rachis. 6th edition. Maloine.
- [17] Srihi H, Guerra T-M, Pudlo P, Nguyen A-T., Blandeau M. (2022). Recovering control parameters in seated position for people with medullar injury. *Modelling, Measurement and Control C*, Vol.83, NO.1-4,pp. 21-27 [DOI=10.18280/mmc\_c.831-404]. Ohtake, H., Tanaka, K. & Wang, H. O. (2001) 'Fuzzy modeling via sector nonlinearity concept', in *July 2001 pp.* 127–132.

- [18] Guerra T.M., Blandeau M., Nguyen A.T., Srihi H., Dequidt A. (2020), Stabilizing unstable biomechanical model to understand sitting stability for persons with spinal cord injury. IFAC PapersOnLine, World C. Berlin, Gemany.
- [19] Gripa H.F., Saberria A., Johansen T.A. (2012). Observers for interconnected nonlinear and linear 467 systems. Automatica, 48 (7), 1339-1346.
- [20] Srihi H, Guerra T-M, Nguyen A-T, Pudlo P and Dequidt A (2021) Cascade Descriptor Observers: Application to Understanding Sitting Control of Persons Living with Spinal Cord Injury. Front. Control. Eng. 2:710271. doi: 10.3389/fcteg.2021.710271.
- [21] Guerra, T. M., Estrada-Manzo, V. & Lendek, Z. (2015) Observer design for Takagi–Sugeno descriptor models: An LMI approach. Automatica. 52154–159.
- [22] Chae, J., Yang, G., Park, B. K., & Labatia, I. (2002). Muscle Weakness and Cocontraction in Upper Limb Hemiparesis: Relationship to Motor Impairment and Physical Disability. Neurorehabilitation and Neural Repair, pp. 241-248 vol. 16.
- [23] Kim, C. M., & Eng, J. J. (2003). The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People with Stroke. PHYS THER, 83(1), 49-5.

# Analyse de la densité spectrale de puissance des signaux électromyographiques pour évaluer la rigidité dans la maladie de Parkinson

Camille Marques Alves

Centre de technologie d'assistance - Université fédérale d'Uberlândia ;  
Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes - Université de Lorraine  
Uberlândia, Brésil  
malves.camille@gmail.com

Adriano de Oliveira Andrade

Centre d'innovation et d'évaluation technologique en santé  
Université fédérale d'Uberlândia  
Uberlândia, Brésil

Yann Morère

Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes - Université de Lorraine  
Metz, France

Luanne Cardoso Mendes

Centre d'innovation et d'évaluation technologique en santé - Université fédérale d'Uberlândia ;  
Laboratoire de Conception, Optimisation et Modélisation des Systèmes - Université de Lorraine  
Uberlândia, Brésil

Eduardo Lázaro Martins Naves

Centre de technologie d'assistance  
Université fédérale d'Uberlândia  
Uberlândia, Brésil

**Resumé**— La maladie de Parkinson (MP) est une maladie neurodégénérative caractérisée par des symptômes moteurs, notamment une rigidité musculaire. Ces symptômes sont généralement évalués subjectivement à l'aide d'échelles telles que l'UPDRS. Cette étude explore l'utilisation de l'électromyographie (EMG) et de l'analyse de la densité spectrale de puissance (DSP) pour mesurer objectivement la rigidité. Les données des participants en bonne santé et en MP ont été collectées à l'aide de capteurs EMG dans les muscles du poignet. Un prétraitement a été appliqué pour garantir une bonne qualité des données et la PSD a été calculée, révélant des tendances distinctes chez les sujets sains et atteints de MP. L'analyse spectrale montre une diminution progressive du DSP en fonction de la rigidité, indiquant une altération de la fonction musculaire à l'état OFF. Les individus en bonne santé présentent de plus grandes amplitudes de puissance aux fréquences évaluées. Le test de Kruskal-Wallis a confirmé des différences significatives entre les différents groupes. En conclusion, l'étude a pu différencier les groupes sains et PD en fonction des caractéristiques de leur DSP, mettant en évidence le potentiel de cette technique et de l'électromyographie dans le développement d'équipements dédiés à l'évaluation de la rigidité.

**Keywords**— maladie de Parkinson ; électromyographie ; densité spectrale de puissance ; rigidité.

## INTRODUCTION

La maladie de Parkinson (MP) est une maladie neurodégénérative complexe qui affecte le système nerveux

central, donnant lieu à un large éventail de symptômes moteurs et non moteurs [1]. Parmi les principaux symptômes moteurs figure la rigidité musculaire, une manifestation caractérisée par une résistance accrue lors de l'étirement musculaire et des difficultés de mouvement qui en résultent. L'évaluation actuelle de la rigidité dans la MP repose souvent sur des échelles subjectives telles que l'échelle unifiée d'évaluation de la maladie de Parkinson (UPDRS) [2].

Les composantes neuronales et non neuronales dans la détermination de la rigidité font toujours l'objet de débats, même si les deux contribuent à la nature unique de la rigidité parkinsonienne. Les composants non neuronaux correspondent aux propriétés mécaniques des fibres musculaires, tandis que les composants neuronaux, comme le raccourcissement des réflexes, sont inhérents à la physiopathologie [3]–[5]. Ces derniers aspects peuvent être détectés par EMG [6], [7]. Les études utilisant ces capteurs ont montré de meilleurs résultats, avec une bonne corrélation avec les échelles utilisées en pratique clinique. De plus, les mesures EMG et de force sont plus représentatives de la source neurologique des symptômes moteurs [8].

L'électromyographie (EMG) se présente comme une approche prometteuse pour une évaluation plus objective et quantifiable de la rigidité. En capturant l'activité électrique des muscles, l'EMG fournit des informations précieuses. Dans les muscles affectés par la maladie de Parkinson (MP), des schémas distincts d'activité électrique se démarquent.

L'analyse de ces schémas apparaît comme un outil puissant, permettant d'identifier les signes et symptômes de la MP. Cette compréhension approfondie contribue à l'identification de schémas électriques anormaux associés à la rigidité [9].

L'analyse de la densité spectrale de puissance (DSP) est une méthode qui peut être appliquée aux données électromyographiques (EMG), particulièrement pertinente dans l'évaluation de la rigidité musculaire dans la maladie de Parkinson. Cette fonctionnalité permet une amélioration de notre compréhension de l'activité neuromusculaire, facilitant des évaluations plus précises de la rigidité musculaire dans le contexte de la maladie de Parkinson [10].

L'objectif central de cette étude est d'utiliser la technique d'électromyographie (EMG) en conjonction avec l'analyse de la densité spectrale de puissance (DSP) pour distinguer les signaux neuromusculaires entre les individus en bonne santé et ceux diagnostiqués avec la maladie de Parkinson (MP). Notre objectif s'étend à la comparaison des états « on » et « off » de prise de médicament (levodopa), en cherchant à identifier des modèles de rigidité distincts entre les trois groupes. Par conséquent, ce travail vise à contribuer à l'amélioration des techniques de diagnostic et de surveillance de la MP, fournissant ainsi des informations précieuses pour le développement d'approches thérapeutiques plus personnalisées.

## MATÉRIAUX ET MÉTHODES

### A. Configuration expérimentale

Les données ont été acquises auprès d'une cohorte de 5 participants masculins valides sans aucune blessure ni handicap et de 5 participants atteints de MP. Les âges des sujets étaient appariés et variaient entre 66 et 80 ans ( $75 \pm 6,14$  ans). Avant de commencer le protocole expérimental, le consentement écrit de chaque participant a été obtenu. De plus, l'autorisation éthique pour la collecte de données a été obtenue auprès du comité d'éthique de l'Université fédérale d'Uberlândia, au Brésil.

La collecte des données a été réalisée à l'aide d'un équipement d'électromyographie propriétaire, développé dans le cadre du programme CAPES/COFECUB-88881.370894/2019-01. Dans un premier temps, les capteurs ont été positionnés sur le muscle extenseur carpi-cubital, la position correspondante a été nettoyée à l'alcool et une épilation a été réalisée sur des patients présentant une pilosité abondante. L'espacement entre les électrodes est de 20 mm et l'électrode de référence (électrode de masse) est placée sur le coude.

Ensuite, il a été demandé au volontaire d'effectuer un étirement actif du poignet. Les participants ont été invités à effectuer 15 fois le mouvement complet d'extension et de flexion du poignet. Ensuite, le participant a effectué les mêmes mouvements en utilisant le jeu sérieux RehaBEElitation [11], [12], le signal EMG a également été mesuré de la même manière que précédemment.

### B. Électromyographie

L'électromyographie (EMG) est une technique largement utilisée pour mesurer la rigidité chez les patients atteints de la maladie de Parkinson [13]. Le processus d'évaluation implique plusieurs étapes de traitement pour extraire des informations significatives à partir des signaux musculaires. Initialement, la technique de décomposition en mode empirique (EMD) a été appliquée pour filtrer le signal et éliminer le bruit [14].

La technique de décomposition en mode empirique (EMD) est utilisée pour filtrer les signaux EMG en décomposant le signal complexe en ses composants oscillatoires intrinsèques, connus sous le nom de fonctions de mode intrinsèques (FMI). Dans le contexte du traitement du signal EMG, l'EMD capture et sépare efficacement les différentes composantes fréquentielles inhérentes à l'activité musculaire. En utilisant l'EMD pour décomposer le signal en ses modèles oscillatoires constitutifs, les bruits et artefacts indésirables peuvent être efficacement isolés et supprimés, permettant une analyse raffinée et plus précise de l'activité musculaire sous-jacente dans le signal EMG [15].

Par la suite, une série de filtres ont été appliqués pour améliorer la qualité du signal. Cela comprend un filtre passe-bas Butterworth de 500 Hz, un filtre passe-haut Butterworth de 20 Hz et un filtre coupe-bande de 60 Hz pour éliminer les interférences électriques. Après filtrage, le signal est normalisé en le divisant par la valeur absolue de contraction volontaire maximale (CVM), fournissant ainsi une base comparative cohérente.

La deuxième étape du traitement consistait à obtenir la valeur absolue du signal et à appliquer un filtre passe-bas Butterworth de 2 Hz pour extraire l'enveloppe du signal. Ces étapes de traitement raffinées fournissent une représentation plus précise de l'activité musculaire, permettant une évaluation plus sensible et spécifique de la rigidité. La figure 1 montre le schéma récapitulatif des étapes de traitement du signal EMG.

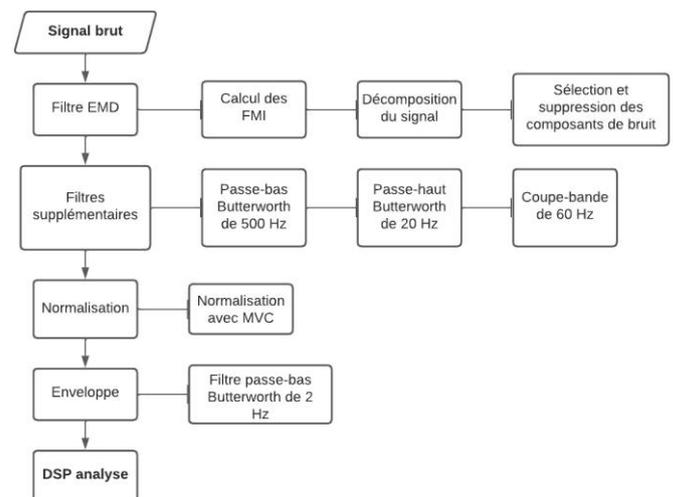


Fig. 1. Étapes de traitement du signal EMG.

Sur la figure 2, il est possible de visualiser les étapes de filtrage du signal EMG, la première utilisant le filtre Butterworth, la seconde le filtrage EMD et la dernière la rectification et l'enveloppe du signal.

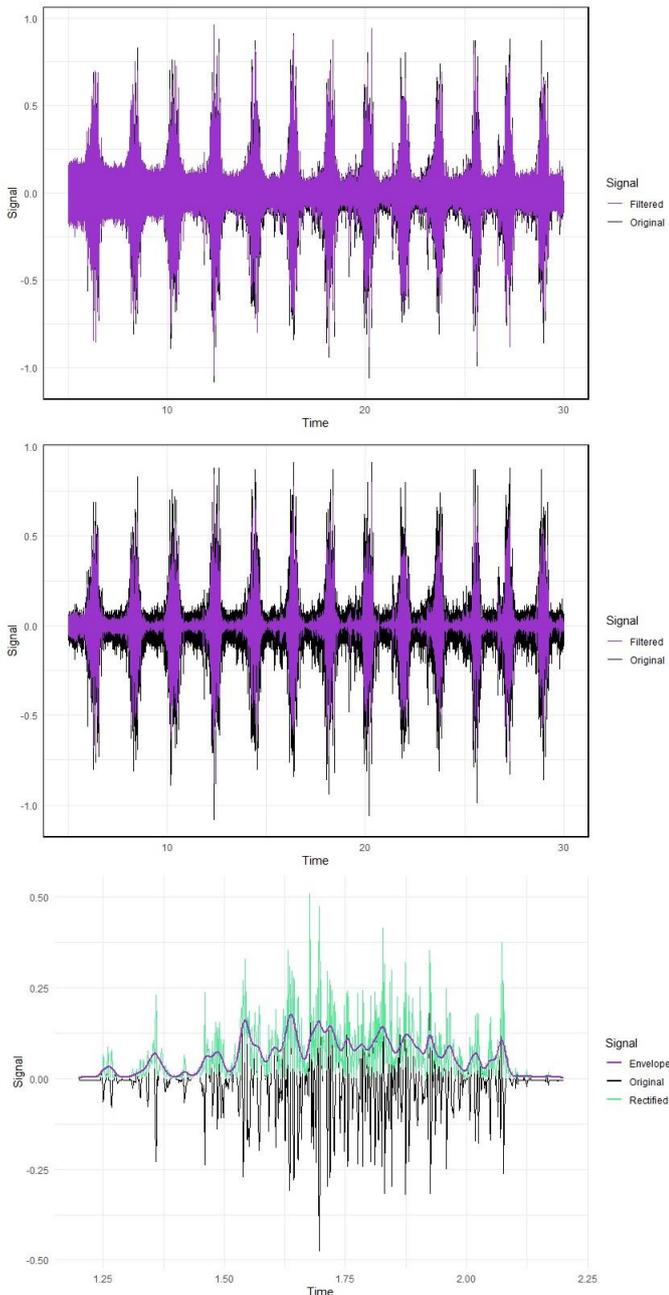


Fig. 2. Filtrage des signaux EMG.

### C. Densité Spectrale de Puissance

L'estimation spectrale est une méthode fondamentale qui implique la détermination d'un estimateur de densité spectrale de puissance (DSP). La densité spectrale de puissance caractérise la puissance distribuée sur différentes fréquences au sein d'un signal. Il s'agit essentiellement de la transformée de

Fourier en temps discret (TFTD) de la séquence d'autocorrélation, selon l'équation du théorème de Wiener-Kinchin [16]. Essentiellement, l'estimation spectrale constitue un outil puissant pour comprendre les propriétés du domaine fréquentiel d'un signal en quantifiant la distribution de puissance entre ses différentes composantes fréquentielles.

Dans le contexte de la maladie de Parkinson, la comparaison de la DSP entre les signaux EMG normaux et ceux associés à des affections myopathiques révèle des informations précieuses sur les caractéristiques neuromusculaires. En règle générale, une DSP plus élevée dans les signaux EMG normaux suggère une distribution de puissance plus concentrée sur diverses composantes de fréquence [16]. Cette densité spectrale élevée peut indiquer une activité musculaire saine, où le contrôle neuronal et la coordination des contractions musculaires aboutissent à un profil spectral bien défini et efficace.

Sur la figure 2, il est possible de visualiser cette différence d'amplitude entre le DSP d'une personne saine et d'une personne atteinte de MP dans les états ON et OFF du médicament, pour les deux muscles analysés.

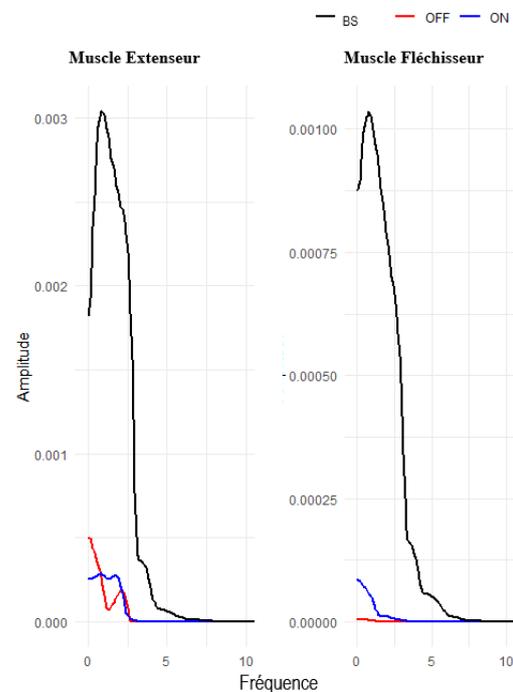


Fig. 3. Comparaison du DSP entre les groupes.

### D. Jeu Sérieux – RehaBEElitation

En plus des mouvements contrôlés, le signal EMG a également été collecté lors de l'exécution de mouvements dans un jeu sérieux RehaBEElitation pour la rééducation du poignet des personnes atteintes de la maladie de Parkinson [11], [12].

Pour atteindre les objectifs du jeu, l'utilisateur doit contrôler les mouvements d'une abeille dans un environnement 3D qui avance constamment. Les tâches de jeu ont été conçues en tenant compte des mouvements suivants présents dans

l'instrument de référence pour l'évaluation des personnes atteintes de MP (MDS-UPDRS Part III) : ouverture et fermeture de la main, extension et flexion de la main, adduction et abduction et supination et pronation de le poing.

Afin de comparer les résultats, pour cette étude, seuls les mouvements d'extension et de flexion de la main effectués dans le jeu ont été analysés. Ces mouvements ont été isolés grâce aux événements (montée et descente de l'abeille) capturés au cours du jeu.

*E. L'analyse des données*

Dans un premier temps, la valeur maximale du DSP a été identifiée, fournissant une mesure quantitative de l'amplitude des oscillations présentes dans l'EMG. Cette métrique essentielle offre un aperçu de l'intensité des activités musculaires. Ensuite, la corrélation entre les pics de DSP et les scores UPDRS (Unified Parkinson's Disease Rating Scale) a été examinée. Cette analyse vise à établir des associations entre les caractéristiques spécifiques de la DSP et la gravité des symptômes, offrant ainsi une perspective clinique précieuse.

Une évaluation de la différence statistique entre les groupes a été réalisée pour déterminer si les variations observées de la DSP étaient statistiquement significatives. Des tests statistiques appropriés, tels que l'analyse de variance (ANOVA), ont été appliqués à cet effet, permettant une analyse robuste des écarts entre les groupes.

Enfin, les différences entre les groupes ont été visualisées en créant des boîtes à moustaches. Les boîtes à moustaches mettent efficacement en évidence les variations des amplitudes et des schémas d'oscillation, fournissant ainsi une compréhension visuelle des différences essentielles entre les signaux EMG des patients en bonne santé et ceux atteints de la maladie de Parkinson. Toutes les analyses ont été réalisées à l'aide de l'outil Rstudio [17].

**RESULTATS**

Les résultats de cette étude fournissent une analyse des caractéristiques du DSP dans les signaux EMG d'individus sains par rapport à ceux diagnostiqués avec MP, dans les états ON et OFF. L'étude a couvert plusieurs étapes, depuis l'identification de la valeur de DSP maximale jusqu'à sa corrélation avec les scores UPDRS et l'analyse statistique des différences entre les groupes. Tout au long de ces étapes, nous avons cherché à discerner des schémas distincts d'activité musculaire associés à la rigidité chez les patients atteints de MP en utilisant la DSP comme indicateur sensible de ces changements.

*A. Analyse de la densité spectrale de puissance*

Les figures 3 et 4 montrent les boîtes à moustaches avec la valeur maximale de la DSP pour les 3 groupes (sains, MP « OFF » et MP « ON »), avec des âges appariés entre les participants (sains et MP) et pour les deux muscles étudiés. Ils représentent les valeurs obtenues lorsque la personne fléchit et étend activement le poignet.

Les figures 5 et 6 montrent également les boîtes à moustaches avec la valeur maximale de DSP pour les 3 groupes (sain, MP « OFF » et MP « ON »), cependant les signaux ont été collectés pendant que la personne jouait au jeu sérieux.

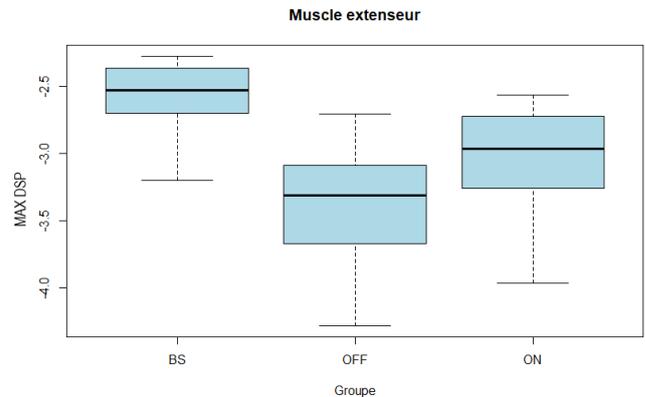


Fig. 4. Boîtes à moustaches pour les valeurs de DSP pour chaque groupe, en référence au muscle extenseur.

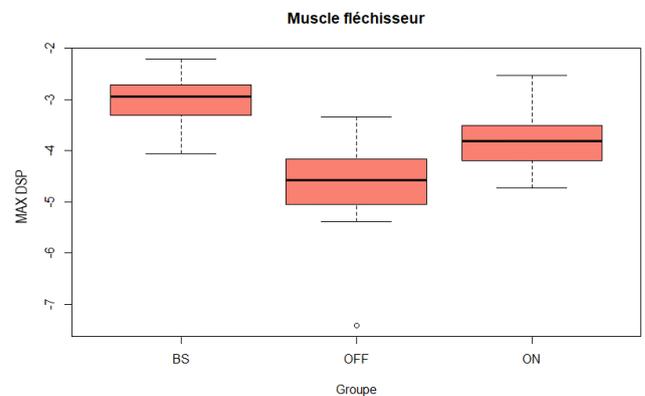


Fig. 5. Boîtes à moustaches pour les valeurs de DSP pour chaque groupe, en référence au muscle fléchisseur.

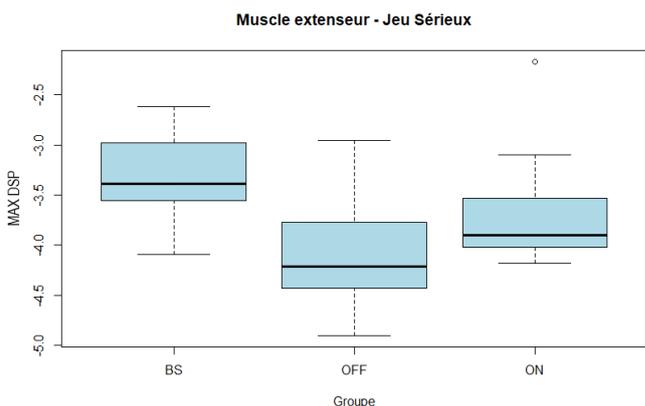


Fig. 6. Boîtes à moustaches pour les valeurs de DSP pour chaque groupe, faisant référence au muscle extenseur lors du jeu sérieux.

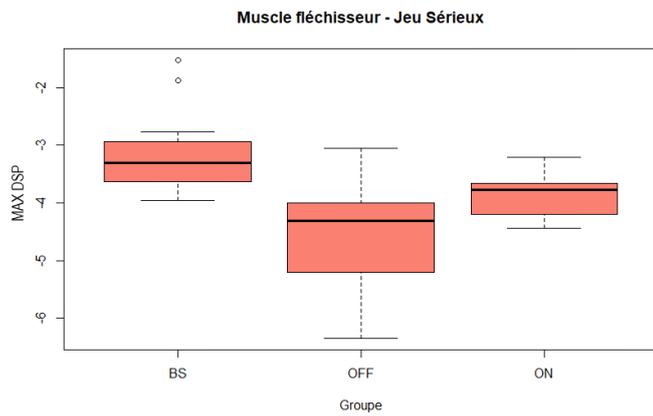


Fig. 7. Boîtes à moustaches pour les valeurs de DSP pour chaque groupe, faisant référence au muscle fléchisseur lors du jeu sérieux.

On peut observer que l'amplitude de puissance aux fréquences évaluées avec le DSP diminue pour le groupe MP OFF, suggérant des changements dans la fonction musculaire, ce qui est cohérent avec les valeurs UPDRS. Un autre fait intéressant est que les personnes en bonne santé ont montré une plus grande amplitude, suivies par les personnes atteintes de MP dans l'État ON.

**B. Corrélation et Différence Statistique**

Les résultats ont révélé des corrélations significatives entre les scores UPDRS et les caractéristiques spécifiques de la DSP pour chaque muscle, comme le montre le Tableau 1. Cette analyse détaillée met en évidence les associations entre l'activité musculaire, exprimée par le DSP, et la gravité des symptômes évalués par l'UPDRS. De plus, le Tableau 1 met en évidence des différences statistiquement significatives entre les groupes sains et ceux atteints de la maladie de Parkinson pour chaque muscle analysé, renforçant la pertinence clinique des changements observés dans le DSP.

TABLE I. CORRÉLATION ET DIFFÉRENCE STATISTIQUE

Capteur	Corrélation UPDRS	Différence statistique		
		OFF - BS	ON - BS	OFF - ON
M. Extenseur	-0.73	1.9e-6	0.006	0.003
M. Fléchisseur	-0.35	4e-7	0.023	0.002
M. Extenseur - JS	-0.63	0.001	0.016	0.001
M. Fléchisseur - JS	-0.52	4.5e-6	0.018	0.002

OFF : pas de médicament ; ON : avec de médicament ; BS : bonne santé ; JS : Jeu Sérieux

**DISCUSSION**

Les résultats obtenus clarifient la relation complexe entre les résultats de l'électromyographie (EMG) et la manifestation de rigidité dans la maladie de Parkinson (MP). La rigidité, un symptôme moteur caractéristique de la MP, est traditionnellement évaluée subjectivement à l'aide d'échelles telles que l'échelle unifiée d'évaluation de la maladie de Parkinson (UPDRS). Cependant, notre exploration s'est orientée vers une évaluation plus objective et nuancée grâce à l'EMG, qui capture l'activité électrique des muscles.

La rigidité musculaire se manifeste par une augmentation du tonus musculaire [18]. La plus faible amplitude de puissance observée chez les personnes atteintes de MP peut signifier des changements dans le comportement musculaire rythmique provoqués par cette rigidité. Cela met en évidence une diminution notable des schémas oscillatoires au sein du signal, soulignant une diminution des fluctuations musculaires, même lors de l'exécution d'un mouvement moteur [16].

Lors de l'examen des signes myopathiques dans le contexte de la maladie de Parkinson, une diminution de la densité spectrale de puissance peut être observée. Cette réduction peut être attribuée à l'activité neuronale anormale et à une altération de la coordination musculaire caractéristique de la maladie de Parkinson, entraînant des modifications dans la composition fréquentielle du signal EMG [16].

Corroborant ces résultats, l'analyse de corrélation entre les caractéristiques de la DSP et les scores UPDRS pour des muscles individuels renforce encore le potentiel de l'EMG dans la quantification de la gravité de la rigidité [19]. Les corrélations significatives impliquent que des modèles EMG spécifiques sont intrinsèquement liés à la présentation clinique de la MP, comme en témoignent les scores UPDRS. Cela augmente non seulement l'objectivité de l'évaluation de la rigidité, mais fait également de l'EMG un outil intéressant pour capturer des informations cliniquement pertinentes [8].

De plus, les différences statistiques entre les groupes sains et MP, représentées visuellement dans les boîtes à moustaches mettent en évidence le pouvoir discriminant de l'EMG pour distinguer ces cohortes. Les modèles identifiés dans l'analyse de la DSP contribuent au nombre croissant de preuves soutenant le potentiel de l'EMG en tant qu'outil de diagnostic sensible et spécifique de la rigidité liée à la MP.

Enfin, l'intégration des analyses EMG et de la DSP permet une compréhension plus complète des manifestations électriques associées à la rigidité musculaire dans la MP. Ces résultats font non seulement progresser la recherche de méthodologies de diagnostic plus objectives et plus précises, mais sont également prometteurs pour le développement d'interventions ciblées et de stratégies de traitement personnalisées pour les personnes aux prises avec la maladie de Parkinson.

**CONCLUSION**

Sur la base des résultats obtenus, les groupes ont été différenciés avec succès par leurs caractéristiques de densité spectrale de puissance (DSP). Pour améliorer la robustesse de nos résultats, les efforts futurs devraient englober un échantillon plus large à des fins d'évaluation. En ce sens, il est nécessaire de tester auprès d'un plus grand nombre de personnes pour s'assurer que les résultats sont vraiment prometteurs. Si tel est le cas, cela suggère le développement d'équipements spécialisés et d'objectifs spécialement conçus pour de telles évaluations.

**REMERCIEMENTS**

Le présent travail a été réalisé avec le soutien du Conseil National du Développement Scientifique et Technologique (CNPq), Coordination pour le Perfectionnement des Personnels

de l'Enseignement Supérieur (CAPES) (CAPES - Programme CAPES/DFATD-88887.159028/2017-00, Programme CAPES/COFECUB-88881.370894/2019-01) et la Fondation de Soutien à la Recherche de l'État de Minas Géraís (FAPEMIG). A. O. A. est membre du CNPq, Brésil (302942/2022-0 et 304818/2018-6) ; et L.C.M., C.M. A. et Y. M. sont boursiers du Programme CAPES/COFECUB (88887.612297/2021-00, 88887.662002/2022-00 et MA957/20 2019-2023, respectivement).

## REFERENCES

- [1] W. Poewe *et al.*, "Parkinson disease," *Nat. Rev. Dis. Prim.*, vol. 3, no. 1, pp. 1–21, Mar. 2017, doi: 10.1038/nrdp.2017.13.
- [2] P. Trudelle, "Unified Parkinson Disease Rating Scale (UPDRS)," *Kinésithérapie, la Rev.*, 2006, doi: 10.1016/s1779-0123(06)74622-8.
- [3] R. Xia, K. Markopoulou, S. E. Puumala, and W. Z. Rymer, "A comparison of the effects of imposed extension and flexion movements on Parkinsonian rigidity," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 117, no. 10, pp. 2302–2307, Oct. 2006, doi: 10.1016/j.clinph.2006.06.176.
- [4] R. Xia, J. Sun, and A. J. Threlkeld, "Analysis of interactive effect of stretch reflex and shortening reaction on rigidity in Parkinson's disease," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 120, no. 7, pp. 1400–1407, Jul. 2009, doi: 10.1016/j.clinph.2009.05.001.
- [5] R. Xia and W. Z. Rymer, "The role of shortening reaction in mediating rigidity in Parkinson's disease," *Exp. Brain Res.*, vol. 156, no. 4, pp. 524–528, May 2004, doi: 10.1007/s00221-004-1919-9.
- [6] D. Powell, A. Joseph Threlkeld, X. Fang, A. Muthumani, and R. Xia, "Amplitude- and velocity-dependency of rigidity measured at the wrist in Parkinson's disease," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 123, no. 4, pp. 764–773, Apr. 2012, doi: 10.1016/j.clinph.2011.08.004.
- [7] D. Powell, N. Hanson, A. Joseph Threlkeld, X. Fang, and R. Xia, "Enhancement of parkinsonian rigidity with contralateral hand activation," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 122, no. 8, pp. 1595–1601, Aug. 2011, doi: 10.1016/j.clinph.2011.01.010.
- [8] S. Askari, M. Zhang, and D. S. Won, "An EMG-based system for continuous monitoring of clinical efficacy of Parkinson's disease treatments," *2010 Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC'10*, pp. 98–101, 2010, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626133.
- [9] A. A. Moustafa *et al.*, "Motor symptoms in Parkinson's disease: A unified framework," *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 68, pp. 727–740, Sep. 2016, doi: 10.1016/J.NEUBIOREV.2016.07.010.
- [10] J. A. Opara, A. Malecki, E. Malecka, and T. Socha, "Motor assessment in Parkinson's disease," *Ann. Agric. Environ. Med.*, vol. 24, no. 3, pp. 411–415, 2017, doi: 10.5604/12321966.1232774.
- [11] M. F. CARDOSO MENDES, LUANNE; MARQUES, I. A. ; SA, A. A. R. ; ALVES, C. M. ; ROSA, R. R. ; RODRIGUES, K. ; PEREIRA, A. A. ; NAVES, E. L. M. ; LAMOUNIER JUNIOR, E. ; OLIVEIRA, F. H. M. ; VIEIRA, "RehaBEElitation : Un Jeu Sérieux pour la Rééducation des Membres Supérieurs des Personnes Atteintes de la Maladie de Parkinson," in *Handicap, Vieillesse, Autonomie, Insertion, Technologies*, 2021, pp. 35–40.
- [12] L. C. Mendes *et al.*, "Multidimensional Assessment of Individuals with Parkinson's Disease: Development and Structure Validation of a Self-Assessment Questionnaire," *Healthc.*, vol. 10, no. 10, Oct. 2022, doi: 10.3390/healthcare10101823.
- [13] T. Endo, R. Okuno, M. Yokoe, K. Akazawa, and S. Sakoda, "A novel method for systematic analysis of rigidity in Parkinson's disease," *Mov. Disord.*, vol. 24, no. 15, pp. 2218–2224, Nov. 2009, doi: 10.1002/mds.22752.
- [14] S. Ma, B. Lv, C. Lin, X. Sheng, and X. Zhu, "EMG Signal Filtering Based on Variational Mode Decomposition and Sub-Band Thresholding," *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 25, no. 1, pp. 47–58, 2021, doi: 10.1109/JBHI.2020.2987528.
- [15] A. O. Andrade, S. J. Nasuto, and P. Kyberd, "Extraction of motor unit action potentials from electromyographic signals through generative topographic mapping," *J. Franklin Inst.*, 2007, doi: 10.1016/j.jfranklin.2006.10.006.
- [16] A. Kumar Bhoi, D. Phurailatpam, and J. S. Tamang, "Evaluation of Frequency Domain Features for Myopathic EMG Signals in Mat Lab," *J. Eng. Res. Appl.*, vol. 3, no. 5, pp. 622–627, 2013.
- [17] "RStudio | Open source & professional software for data science teams - RStudio."
- [18] T. Klockgether, "Parkinson's disease: clinical aspects," *Cell Tissue Res. 2004 3181*, vol. 318, no. 1, pp. 115–120, Sep. 2004, doi: 10.1007/S00441-004-0975-6.
- [19] N. O. Mutlu, M. Cenk Akbostanci, F. Ari, and F. T. Karaarslan, "Development of Methods to Detect Movement Disorders in Parkinson's Disease," Oct. 2019, doi: 10.1109/ISMSIT.2019.8932812.



---

# **Session : Innovations technologiques intelligentes et personnalisées**

---

**Président de session : Yann Morère**



# Conception d'un prototype, d'une illustration multisensorielle

Yassine Fadlaoui

Université Paris 8-Vincennes-Saint-Denis  
Laboratoire CHArt, Saint-Denis, France  
yassine.fadlaoui@etud.univ-paris8.fr

Dominique Archambault

Université Paris 8-Vincennes-Saint-Denis  
Laboratoire CHArt, Saint-Denis, France  
dominique.archambault@up8.eu

**Résumé**—Cet article porte sur un prototype, un modèle pour de futures illustrations interactives dans des livres jeunesse tactiles augmentés. L'objectif via ces illustrations est de permettre une lecture ludique, éducative et surtout accessible à destination des enfants aveugles et malvoyants en acquisition d'un vocabulaire de base. Ce prototype applique deux approches : la première consiste à incarner les personnages du récit avec deux doigts – l'index et le majeur. Selon la littérature, cette incarnation des personnages permet de mieux appréhender le vocabulaire associé aux actions, aux verbes utilisés dans le récit. Les lecteurs sont invités à imiter avec leurs deux doigts des actions, telles que marcher, courir, *etc.*. La seconde approche consiste à offrir aux jeunes lectrices et lecteurs des retours d'interaction qui les incitent à la production d'une gestuelle selon le scénario programmé dans le prototype. Ainsi elles accompagnent et aident le lecteur à produire des imitations tout au long de la narration. Le prototype utilise des systèmes embarqués, c'est-à-dire de l'électronique pour les capteurs et du développement de code informatique pour les scénarios, tout cela afin d'offrir une lecture multisensorielle.

**Mots clés**—livres accessibles, illustrations multisensorielles, enfants aveugles et malvoyants, lecture interactive

## I. LE CONTEXTE

Ce travail de recherche porte sur la conception d'illustrations interactives multisensorielles. Son objectif est de tester de nouvelles solutions adaptées aux besoins en lecture des enfants ayant une déficience visuelle. Dans la littérature, [1], [2] soulignent l'importance des illustrations dans les livres jeunesse, car elles favorisent l'acquisition du vocabulaire pour les jeunes lecteurs. En effet, les enfants associent le sens des mots aux images, qui illustrent les objets et les actions dynamiques dans l'environnement et dans le temps. Ainsi l'acquisition des verbes, des noms communs et des noms propres est simplifiée durant la lecture. Cependant, ces images accompagnant le texte sont des illustrations visuelles, mais elles ne permettent pas aux enfants ayant une déficience visuelle une lecture ludique et éducative. On trouve des alternatives à ces illustrations dans la littérature [1]–[3]. Il s'agit d'une nouvelle façon d'illustrer les récits avec d'autres sensations, dont la principale qui est le tactile. Pour cela on va concevoir pour ces mêmes récits des illustrations tactiles avec différents matériaux, tels que des tissus, pour en utiliser les textures et les présenter de différentes façons sous différentes formes. Ces illustrations tactiles nécessitent une conception peu commune, via des découpes, des pliages, des coutures, des fixations et d'autres

méthodes pour les façonner. Toujours selon la littérature, elles aident les lecteurs mal et non-voyants à identifier les éléments de l'environnement tels que les personnages et les objets. Cependant, les jeunes lecteurs ont tout de même besoin d'une médiation, pour leur introduire les éléments illustrés tactilement. Il s'agit d'attribuer aux composants tactiles un nom, un sens, avant d'en comprendre l'évolution page après page dans le récit. La médiation est souvent effectuée par les parents et les éducateurs spécialisés.

Les illustrations accessibles ne se basent pas uniquement sur des sensations tactiles. D. Valente introduit dans ses projets de recherche [2], [4] le concept d'imitation avec la main, en incarnant les jambes des personnages des récits grâce à l'index et au majeur. Cette gestuelle permet une lecture sensorimotrice des illustrations, jugée accessible dans notre cas d'étude, c'est-à-dire pour les enfants aveugles et malvoyants ciblés par nos recherches. Les enfants pourront imiter les actions effectuées par les personnages qu'ils incarnent afin d'en saisir le sens et le contexte. [5] nous présente les résultats de travaux d'essais effectués par D. Valente auprès d'enfants voyants et nonvoyants. Ces derniers ont incarné deux jambes avec leurs doigts pour effectuer des imitations – telles que marcher, monter des escaliers et bien d'autres – sur des illustrations tactiles fabriquées en 3D qui servent de support. Ces illustrations peuvent être des escaliers, un trampoline, *etc.*. Les résultats obtenus auprès des enfants semblent prometteurs, l'application de cette méthode mérite d'être approfondie et enrichie. Utiliser des illustrations supports pour effectuer ces imitations apporte une aide substantielle à l'acquisition du sens des verbes et à la compréhension du sens des objets qui en sont les supports. Si les enfants imitent l'action de monter les escaliers, alors ils identifient l'objet escalier et appliquent leurs gestes dessus.

Le prototype présenté dans cet article se situe dans la continuité du projet LTA « Livres Tactiles Augmentés ». Il s'agit d'appliquer deux solutions issues de la littérature, précédemment citées, qui sont : le tactile et la gestuelle – imitation avec les doigts. Dans le projet LTA l'application de deux solutions est différente, puisqu'on souhaite encourager le lecteur à produire de la gestuelle. Dans leurs travaux, D. Archambault, D. Valente et al. [1], [6], introduisent des capteurs à l'intérieur des pages, tous reliés à un microcontrôleur situé dans la couverture du livre, pour programmer

des interactions augmentées dans chaque illustration. Ces interactions augmentées permettent d'offrir aux lecteurs des retours auditifs en complément des illustrations tactiles. Ces retours auditifs incitent les lecteurs dans leurs productions des imitations, puisque ce sont ces imitations qui sont sonorisées pour aider les lecteurs à comprendre leurs gestuelles. L'objectif est de permettre une découverte en autonomie du livre, du vocabulaire et des illustrations multisensorielles, sans la médiation des parents et grâce aux retours d'interactions programmés sur mesure pour la narration. Dans le cadre de ce projet, un livre tactile augmenté « Kapi Kapitaine », dont Lucie Félix a écrit la narration, d'après un scénario haptique de Dannyelle Valente, a été produit LDQR, avec le soutien de deux laboratoires, le laboratoire CHArt (Université Paris 8-Vincennes-Saint-Denis) et le laboratoire DIPHE (Université de Lyon). LDQR (« Les Doigts Qui Rêvent ») est une maison dédite associative, spécialisée dans la production de livres accessibles pour les enfants aveugles et malvoyants, utilisant principalement des illustrations tactiles dans leurs ouvrages.

Le prototype de l'illustration multisensorielle dont il est question dans cet article reprend la majorité des interactions augmentées utilisées dans le projet LTA, précédemment présenté. Le prototype ajoute aussi de nouvelles interactions jugées intéressantes par les différents acteurs qui avaient participé au projet LTA. Toutes ces interactions sont organisables en deux groupes. Le premier groupe concerne les retours d'interactions, c'est-à-dire les perceptions tactiles, qui impliquent généralement des textures et des formes, ainsi que les sons, pour sonoriser la gestuelle et permettre des lectures auditives des textes, des gestuelles, de l'environnement pour une immersion dans la narration. Enfin, nous avons ajouté les perceptions vibratoires, grâce à des vibreurs motorisés, pour illustrer des concepts tels que le mouvement dans l'espace. Ces trois types d'interactions sont dits perceptifs ou passifs, puisqu'elles sont produites par l'illustration augmentée et ressenties par le lecteur. Le deuxième groupe d'interactions – dites actives – sont des interactions produites par le lecteur et interprétées par l'illustration augmentée. Ces interactions actives sont capables de détecter les doigts du lecteur sur des surfaces sensibles grâce à leurs capteurs, puis d'interpréter les interactions détectées grâce à un code informatique. Le prototype peut aussi localiser la position des doigts du lecteur sur sa surface (plane en 2D), afin d'offrir, selon la narration et son scénario interactif associé, des retours d'interactions perceptives, notamment des sons et des vibrations.

## II. LES HYPOTHÈSES

La littérature nous a permis d'affiner nos hypothèses concernant l'application des interactions dans le prototype. Les précédentes recherches effectuées par nos pairs détaillent l'application du tactile, des gestuelles sensorimotrices, des surfaces sensibles, des retours sonores et des retours vibratoires [7]–[10].

Notre hypothèse principale est : les interactions augmentées apportent une aide supplémentaire à la lecture des illustrations tactiles, pour l'acquisition du vocabulaire, la compréhension

du récit, l'autonomie de la lecture et une introduction ludique aux loisirs de la littérature. Nous avons décliné cette hypothèse principale en quatre hypothèses opérationnelles.

La première hypothèse opérationnelle est : les retours d'interaction incitent le lecteur à produire des imitations, plus précisément, nous faisons ici référence à la capacité de localiser la position des doigts des lecteurs sur la surface de l'illustration. Cette interaction permet, lorsque les lecteurs imitent l'action de marcher, de sonoriser les bruits des pas, ainsi que d'éventuelles autres imitations.

La deuxième hypothèse opérationnelle cible l'autonomie des lecteurs, en leur permettant d'apprendre les noms des éléments illustrés et tactiles qu'ils touchent, ainsi que leurs sens grâce, à des retours auditifs. Il s'agit de : permettre une médiation directement via le livre et ses illustrations, sans la présence des parents. Les explications pour chaque élément tactile dépendent du narrateur.

Le son est l'une des principales solutions lorsqu'il s'agit de la transmission d'informations pour les lecteurs aveugles et malvoyants. [8] présente diverses façons d'utiliser le son, pour sonoriser divers types d'éléments tels que : des effets sonores, l'environnement et les voix des personnages. L'objectif est une immersion des lecteurs dans l'univers pensé par l'auteur. [11] présente de bons résultats avec les lectures orales pour l'acquisition du vocabulaire et leur prononciation à l'oral. L'objectif ici est de stimuler la mémoire auditive. Notre troisième hypothèse opérationnelle, porte sur l'application d'un retour auditif en stéréo. Nous pensons que : la stéréo permet une immersion spatiale dans l'univers du récit. La distinction des différents sons provenant des deux côtés des lecteurs, c'est-à-dire : leurs gauches et leurs droites (grâce au stéréo) permet de les orienter dans l'exploration des illustrations tactiles. Ainsi que d'orienter leurs imitations et leurs actions sur l'illustration.

Notre quatrième et dernière hypothèse opérationnelle porte sur les vibrations, également présentes dans le prototype. La littérature nous a inspiré cette interaction et plus particulièrement [9], [10], qui présente le concept du déplacement des vibrations sur une surface. Ainsi : l'activation de différents vibreurs les uns après les autres peut illustrer un déplacement de la vibration dans l'espace, qui peut être associé à un élément du récit. Dans ce prototype nous illustrons avec les vibrations le déplacement des abeilles. Les vibrations combinées aux autres interactions offrent des interactions augmentées plus riches et multisensorielles. Les vibrations peuvent aussi être statiques dans l'espace. Elles peuvent s'enclencher après une action produite par le lecteur.

## III. LA MÉTHODE

Nous avons besoin de tester le prototype en question pour affiner nos hypothèses et les interactions sélectionnées. Nous testons quatre interactions. Les deux premières interactions impliquent les surfaces sensibles. La première détecte l'action de toucher les surfaces tactiles (tissus) avec les doigts. La deuxième localise les positions exactes des doigts (l'index et le majeur) sur la surface de toute l'illustration. Les deux dernières

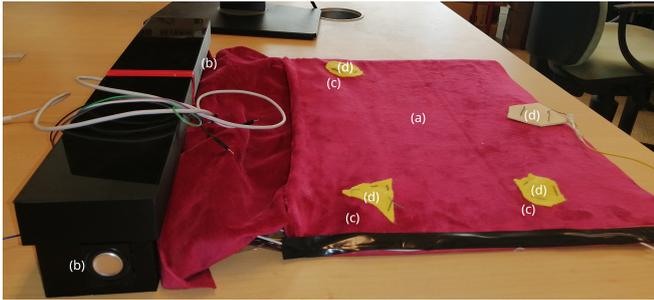


FIGURE 1. Image du prototype d'illustration multisensorielle. Le prototype offre une narration et des interactions grâce à : (a) la page matrice, (b) deux haut-parleurs, (c) les capteurs vibratoires (intégrés dans la page) et (d) les tissus conducteurs.

interactions sont des retours d'interaction perceptifs, c'est-à-dire : les vibrations et le son en stéréo. Le prototype est conçu avec une narration orale, elle lui est associée afin de fournir un contexte aux interactions augmentées qui le composent. Il s'agit d'écouter une histoire orale via le prototype lui-même, grâce aux haut-parleurs situés sur la droite et la gauche du lecteur. La narration aide les lecteurs à effectuer les gestuelles, en imitant un personnage. Le prototype raconte l'histoire orale en plusieurs parties, de la même façon que les livres jeunesse ont plusieurs pages. Entre chacune de ces parties, les lecteurs pourront interagir avec l'illustration de manière différente. En effet, le prototype contient une seule illustration multisensorielle pour les différentes parties de l'histoire. L'illustration est programmée pour changer ses interactions augmentées au fur et à mesure de l'évolution de la narration.

#### A. Le scénario

Le scénario de notre prototype combine narration et interactions augmentées, cette expérience dure environ une dizaine de minutes. La narration pour ce prototype raconte l'histoire d'un ours qui vit dans une maison au milieu de la forêt. Le personnage est incarné par les lecteurs via leurs doigts, c'est à dire l'index et le majeur comme expliqué précédemment. L'ours cuisine un gâteau pour son anniversaire, pour cela il doit rassembler les ingrédients qui lui manquent, en allant les chercher dans son environnement. Chacun de ces ingrédients est détenu par trois animaux qui vivent à proximité de sa maison. Dans la première partie du récit, le lecteur imite l'ours qui se balade, marche et court dans la forêt. Cette première imitation implique la surface sensible qui localise la position des doigts du lecteur, afin d'offrir des retours d'interaction sonores en stéréo. L'ours doit chercher du lait chez la vache, illustrée avec une surface sensible détectant les doigts des lecteurs. Pour l'orienter à trouver les trois animaux, une ambiance sonore en stéréo a été mise en place. Ainsi, les lecteurs entendent la vache qui meugle depuis leur gauche, pour se diriger vers elle. Des abeilles illustrées par des vibrations se déplacent dans la surface du prototype pour guider l'ours vers leur ruche et trouver le dernier ingrédient manquant : le miel. D'autres parties de la narration incitent l'ours à retourner chez lui plusieurs fois, afin d'observer son

orientation et ses interactions avec les différents capteurs du prototype.

#### B. La conception du prototype

Chacune des interactions augmentées nécessite l'utilisation de capteurs spécifiques. Pour contrôler ces capteurs, le prototype utilise une carte de développement électronique, munie d'un microcontrôleur de chez *Espressif*<sup>1</sup>. Il s'agit d'une carte *Adafruit*<sup>2</sup> « *Feather ESP32-S3* ». Tous les capteurs sont contrôlés depuis cette carte qui contient tout le programme informatique. Le programme est associé à la narration, il a été développé dans le langage « *CircuitPython* », un fork de « *MicroPython* » développé et maintenu par *Adafruit*. Ce langage a été choisi pour deux raisons : la première est qu'il permet la programmation des microcontrôleurs de type ESP32. La seconde raison est qu'il permet l'application de toutes les interactions sélectionnées pour ce prototype. Comme on l'a vu plus haut, ce prototype utilise quatre interactions augmentées via des capteurs, que nous allons maintenant détailler.

La première interaction augmentée permet de localiser la position des doigts du lecteur sur une surface. Lorsque le lecteur appuie sur la surface de l'illustration, il permet à un courant électrique de circuler de façon plus intense et fluide sur ce point de pression. Ce résultat est obtenu avec des feuilles résistives d'une matière appelée « *vélost* » qui modifient l'intensité du courant selon la pression exercée sur leurs surfaces. En plus du vélost, le programme informatique associé à cette interaction permet la gestion temporelle grâce à deux multiplexeurs, essentiels pour créer un quadrillage de la surface. Chaque cellule de ce quadrillage correspond à une position de pression potentielle pour localiser les doigts du lecteur sur sa surface globale. Les multiplexeurs sont des composants électroniques qui multiplient le nombre d'entrées et de sorties analogiques, pour plus d'interactions.

La deuxième interaction augmentée permet de détecter le toucher appliqué par les doigts du lecteur sur une surface sensible. L'objectif de cette interaction est de permettre au lecteur d'interagir avec les illustrations en les touchant directement. Cette interaction est possible avec l'effet dit capacitif. La carte ESP32-S3 comporte des broches qui permettent la détection de cet effet capacitif. L'effet capacitif permet la détection de la peau, dans notre cas il s'agit des doigts du lecteur. En effet, la peau étant conductrice et donc chargée électriquement permet le passage d'un courant. La charge électrique provenant des doigts est détectée par les broches du « *Feather ESP32-S3* ». Nous avons appliqué cet effet sur certaines surfaces du prototype, elles sont fabriquées en tissus conducteurs grâce à un fil à coudre conducteur, de chez *Adafruit*.

La troisième interaction augmentée est la plus importante, il s'agit du son en stéréo. En effet, elle permet des retours d'interaction sonores en fonction de ce que le lecteur touche.

1. Espressif Systems : développeur et distributeur de semi-conducteurs, notamment connu pour les microcontrôleurs ESP8266 et ESP32. <https://www.espressif.com/>

2. *Adafruit* : société spécialisée dans la production et la vente de composants électroniques et de matériel libre. <https://www.adafruit.com/>

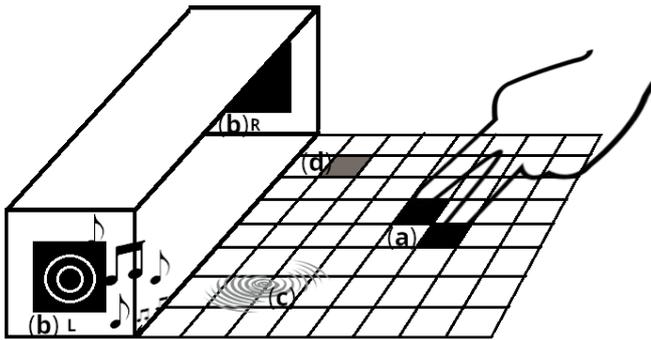


FIGURE 2. Schéma du prototype avec les capteurs suivants : (a) la page qui permet de localiser les positions des doigts sur sa surface, (b) deux haut-parleurs R & L pour des retours de son en stéréo, (c) des moteurs vibratoires pour des retours haptiques et (d) des surfaces sensibles capacitives pour détecter les doigts du lecteur

Ainsi, le prototype offre une communication interactive avec l'illustration. Les retours d'interactions sonores en stéréo sont possibles via deux amplificateurs, qui génèrent respectivement des sons provenant de la droite et de la gauche des lecteurs. Ces deux amplificateurs sont associés à deux haut-parleurs pour produire le son. Les sons sont préenregistrés et stockés dans une mémoire, disponibles depuis la carte « Feather ESP32-S3 ». Cette interaction auditive en stéréo permet aussi de sonoriser l'univers du récit, en créant une ambiance sonore immersive pour orienter les lecteurs dans les différentes directions. Elle permet en premier lieu la lecture orale de la narration et l'explication orale du scénario, pour une médiation faite par le prototype.

La quatrième et dernière interaction augmentée testée consiste en l'application de vibrations localisées sur l'environnement. Des vibreurs motorisés plats sont dissimulés en dessous de l'illustration du prototype. Ils sont alimentés et manipulés directement depuis la carte « Feather ESP32-S3 ». Leurs activations et désactivations successives permettent la simulation d'un mouvement de vibration sur toute la surface. Dans notre test ce sont les déplacements des abeilles qui sont illustrées avec les vibrations. Elles sont illustrées en train de butiner des fleurs et de retourner dans leur ruche, le personnage principal les suit pour récupérer leur miel.

### C. Le test du prototype

Ce prototype reste en cours d'amélioration, puisqu'il s'agit d'une première version d'expérimentation. Nous avons participé à un événement qui rassemble plusieurs testeurs potentiels, dont des enfants. Cet événement se déroule chaque année dans la ville de Paris, plus précisément à « La Cité des Sciences et de l'Industrie ». Cet événement s'intitule « Science infuse » et a eu lieu la semaine du 24 au 30 avril 2023. À cette période, nous ne pouvions pas tester notre prototype avec des enfants ayant une déficience visuelle. Comme il s'agissait, à ce stade, d'une validation technique du prototype, nous avons décidé d'observer les premiers résultats avec des enfants n'ayant pas de déficience visuelle et participant à l'événement

« Science infuse », à qui nous avons proposé de jouer les yeux bandés. Le comité d'éthique du laboratoire CHArt a validé notre protocole d'évaluation avec un panel d'enfants durant cet événement.

Les tests étaient divisés en deux parties : la première consistait à vivre une expérience multisensorielle avec le prototype, il s'agit d'écouter un récit et interagir avec l'illustration. La deuxième partie consiste à répondre à une liste de questions, durant une petite interview après l'expérience multisensorielle. Les questions avaient pour objectif d'expliquer les résultats obtenus durant l'expérience multisensorielle et d'affiner les hypothèses citées précédemment dans cet article. Pour que les enfants puissent se concentrer sur leurs sensations non-visuelles, ils avaient les yeux bandés. Ils étaient tous sous la responsabilité de leurs tuteurs (le plus souvent les parents) pendant toute la phase des tests du prototype. Nous leur avons fait écouter une histoire, racontée par le prototype, et demandé d'incarner le personnage principal avec leurs doigts (index et majeur). Ils devaient interagir avec l'illustration pour imiter le personnage incarné.

### D. La notation

Le test du prototype avec le panel d'enfants nous a permis d'observer les interactions avec le prototype. Nous avons évalué chacune des interactions, pour les affiner et justifier leurs sélections. Nous avons attribué une note (un score) entre 0 et 2 pour chacune de ces interactions qui sont associées à leurs capteurs. Si l'enfant n'interagissait pas du tout avec le capteur en question ou ne comprenait pas une interaction, la note était 0. Dans le cas où l'enfant avait une difficulté à comprendre mais finalement pouvait interagir avec le dispositif, la note attribuée était 1. Lorsque l'enfant interagissait parfaitement avec le capteur, qu'il était incité à produire de la gestuelle, la note était 2. Chaque interaction avait ses objectifs, nous les expliquerons en même temps que leurs résultats dans la prochaine section.

Ensuite, une fois l'expérience terminée, nous avons posé une série de questions aux enfants. Dans un premier temps pour noter leurs âges et leurs genres. Dans un deuxième temps, pour savoir s'ils sont habitués à l'usage d'objets interactifs et de loisirs culturels interactifs. Et enfin pour noter ce qu'ils avaient mémorisé de la narration et de leurs interactions. Pour terminer, nous leur avons proposé une question ouverte pour diverses remarques, afin de noter ce qui nous avait échappé.

## IV. LES RÉSULTATS

Le panel d'enfants testé était composé de 9 garçons et de 10 filles, âgés de 5 à 10 ans. Ils avaient tous les yeux bandés et ont participé à l'expérience en totalité, c'est-à-dire l'écoute de la narration, l'interaction avec l'illustration augmentée associée à la narration et l'interview. Les enfants ont compris le concept d'incarnation du personnage avec leurs doigts – index et majeur, ainsi que le concept d'imitation des actions effectuées par le personnage.

Les surfaces sensibles ont permis de prendre en compte ces imitations, d'offrir des retours d'interaction aux enfants.

Les sons en stéréo étaient efficaces, ils ont orienté les enfants les yeux bandés sur toute la surface de l'illustration. Les retours sonores ont engagé les enfants dans la production de la gestuelle, puisqu'il s'agissait du principal retour interactif produit par le livre. Les enfants écoutaient les bruits des pas lorsqu'ils imitaient l'action de se balader sur la surface de l'illustration du prototype. Cette première interaction leur était ludique. Les retours d'interactions vibratoires aussi furent efficaces. Dans notre prototype elles permettaient l'illustration des abeilles et de leurs déplacements dans l'espace.

La majorité des enfants ont apprécié l'expérience, les interactions leur étaient ludiques. Certains affichaient des sourires, ils étaient engagés à écouter la narration et dans la production des imitations. Nous avons demandé aux enfants de nous résumer le récit, qu'ils avaient tous écouté une seule fois. Les plus âgés et les plus engagés ont fourni beaucoup de détails sur la narration. Une observation intéressante est qu'ils ont en grande majorité utilisé les interactions qu'ils avaient effectuées sur l'illustration comme principaux piliers pour résumer la narration. Il semble qu'avec ce premier prototype, ces interactions puissent les aider à se souvenir des actions, des verbes et des autres éléments de la narration.

## V. LA DISCUSSION

Les résultats du test effectué sont très intéressants, cependant, il y a trois points qui doivent être améliorés pour obtenir des résultats plus formels. La première modification est d'attribuer à chaque partie de l'histoire une illustration qui lui est propre, et donc de concevoir un prototype en forme de livre pour permettre une manipulation plus intuitive de l'objet. Cela permettra aussi de se concentrer sur l'expérience liée à la narration.

C'est un bon début d'avoir testé ce prototype et notre hypothèse avec un panel d'enfants voyants ayant les yeux bandés. Maintenant, nous devons organiser pour le prochain prototype des tests avec des enfants ayant une déficience visuelle. Ils sont les lecteurs ciblés par notre projet. Cela nous permettra d'aller plus loin qu'une validation technique. Nous pourrions observer des interactions, des besoins et des remarques qui seront plus pertinents pour le projet LTA.

Ensuite, nous devons tester l'acquisition du vocabulaire via ces interactions. Et plus particulièrement liée aux verbes, en utilisant les concepts d'action, d'imitation et d'évolution dans l'espace. Il s'agit ainsi d'observer via des interviews l'acquisition du vocabulaire. Et la comparaison avec un ouvrage qui n'est pas multisensoriel, ni augmenté. Pour obtenir de tels résultats, il nous faut concevoir les tests avec des spécialistes.

## VI. LA CONCLUSION

Les hypothèses que nous avons présentées sont affinées avec les observations et les réponses aux interviews fournies par le panel d'enfant testé. En effet, les interactions augmentées et leurs technologies associées semblent efficaces pour inciter les jeunes lecteurs à produire de la gestuelle. Elles semblent aussi efficaces dans l'aide à l'orientation sur la surface de l'illustration, ainsi que pour la médiation.

Ces illustrations augmentées sont destinées à aider les chercheurs liés aux illustrations accessibles, à la psychomotricité fine, ainsi que d'autres domaines à concevoir des scénarios multisensoriels. Ce prototype et ses résultats permettront la conception d'une maquette technique. Cette maquette permettra la conception d'un outil logiciel. Cet outil a pour objectif d'aider les auteurs jeunesse à concevoir des ouvrages tactiles augmentés en autonomie. En effet, l'application de toutes ces technologies nécessite normalement la présence d'ingénieurs techniques.

## REMERCIEMENTS

Nous remercions les différents acteurs qui ont permis la mise en place de ce projet et de son test : le laboratoire CHART (UR 4004) et son comité d'éthique, la Cité des Sciences et de l'Industrie où les passations ont eu lieu, ainsi que le Lutin (Le Laboratoire des Usages en Technologies d'Information Numériques – FED 4246), qui a permis la liaison avec cet événement et donc notre participation afin d'y récolter les données pour affiner nos recherches.

## RÉFÉRENCES

- [1] D. Archambault, S. Negrerie, and S. Blain, "Design of Augmented Tactile Books for Blind Children," *The journal on technology and persons with disabilities*, vol. 10, pp. 219–231, May 2022, accepted : 2022-06-20T21:01:33Z Publisher : California State University, Northridge.
- [2] D. Valente, "Haptic books for blind children : A design for all approach. Conference," in *The value of design research*, Paris, France, Apr. 2015.
- [3] I. Posch, "Crafting Stories : Smart and Electronic Textile Craftsmanship for Interactive Books," in *Proceedings of the Fifteenth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction*, ser. TEI '21. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, Feb. 2021, pp. 1–12.
- [4] D. Valente, A. Palama, J. Malsert, G. Bolens, and E. Gentaz, "Adults visual recognition of actions simulations by finger gestures (ASFGs) produced by sighted and blind individuals," *PLOS ONE*, vol. 14, no. 3, p. e0214371, Mar. 2019, publisher : Public Library of Science.
- [5] D. Valente, A. Palama, and E. Gentaz, "Exploring 3D miniatures with action simulations by finger gestures : Study of a new embodied design for blind and sighted children," *PLOS ONE*, vol. 16, no. 2, p. e0245472, Feb. 2021, publisher : Public Library of Science.
- [6] D. Valente, L. Chennaz, D. Archambault, S. Negrerie, S. Blain, A. R. Galiano, and E. Gentaz, "Comprehension of a multimodal book by children with visual impairments," *British Journal of Visual Impairment*, vol. 42, no. 1, pp. 276–286, May 2023.
- [7] K. Ono, S. Iwamura, A. Ogie, T. Baba, and P. Haimes, "Textile++ : low cost textile interface using the principle of resistive touch sensing," in *ACM SIGGRAPH 2017 Studio*, ser. SIGGRAPH '17. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, Jul. 2017, pp. 1–2.
- [8] Y. Lee, H. Joh, S. Yoo, and U. Oh, "AccessComics : an accessible digital comic book reader for people with visual impairments," in *Proceedings of the 18th International Web for All Conference*, ser. W4A '21. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, May 2021, pp. 1–11.
- [9] S. Zhao, Z. Schwemler, A. Fritz, and A. Israr, "Stereo Haptics : Designing Haptic Interactions using Audio Tools," in *Proceedings of the TEI '16 : Tenth International Conference on Tangible, Embedded, and Embodied Interaction*, ser. TEI '16. New York, NY, USA : Association for Computing Machinery, Feb. 2016, pp. 778–781.
- [10] A. Israr, S. Zhao, K. Schwalje, R. Klatzky, and J. Lehman, "Feel Effects : Enriching Storytelling with Haptic Feedback," *ACM Transactions on Applied Perception*, vol. 11, no. 3, pp. 11:1–11:17, Sep. 2014.
- [11] O. Korat and A. Shamir, "Direct and Indirect Teaching : Using e-Books for Supporting Vocabulary, Word Reading, and Story Comprehension for Young Children," *Journal of Educational Computing Research*, vol. 46, no. 2, pp. 135–152, Mar. 2012, publisher : SAGE Publications Inc.

# Co-crédation d'audio descriptions inclusives

## Retour sur expérience

M. CHOTTIN<sup>1</sup>, H. THOMPSON<sup>2</sup>, C. POULAIN<sup>3</sup>, F. SERIN<sup>4</sup>

<sup>1</sup>IHRIM, ENS de Lyon

<sup>2</sup>Royal Holloway University of London

<sup>3</sup>CEA, DINNOV, Université de Grenoble Alpes

<sup>4</sup>LITIS, Université du Havre Normandie, Normandie Univ France

K. ROMEO<sup>4</sup>, C. LECOMTE<sup>4</sup>, L. DJOUSSOUF<sup>4</sup>

<sup>4</sup>Université de Rouen Normandie, Normandie Univ  
LITIS UR4108, Rouen,  
France

Katerine.Romeo@univ-rouen.fr

**Résumé**—Cet article s'appuie sur des ateliers réalisés les 30 novembre et 1<sup>er</sup> décembre 2023 dans la grande galerie du château d'Angers. La description de 8 scènes de la Tapisserie de l'Apocalypse a été réalisée par petits groupes de personnes aveugles, partiellement aveugles et non aveugles. Fondée sur le concept de *blindness gain*, l'audiodescription constitue une « solution personnalisée » qui répond aux « besoins spécifiques » de tous et toutes de découvrir des œuvres d'art dans des conditions propices à l'expérience esthétique.

**Mots-clés**—*audio description; cécité; inclusivité; co-crédation; perception; critical blindness studies; Sophie Calle.*

### I. INTRODUCTION

Cet article s'appuie sur des ateliers réalisés les 30 novembre et 1<sup>er</sup> décembre 2023 dans la grande galerie du château d'Angers, qui abrite la Tapisserie de l'Apocalypse, œuvre créée à la fin du XIV<sup>e</sup> siècle. Grâce à la participation de personnes aveugles, partiellement aveugles et non aveugles des environs de la ville d'Angers, notre équipe de recherche, mixte elle aussi, a décrit, par petits groupes, 8 scènes de la Tapisserie de l'Apocalypse, sélectionnées par les responsables du château. L'ensemble de ces ateliers a regroupé douze personnes réparties en 4 groupes comprenant chacun une personne aveugle, une personne partiellement aveugle, une personne non aveugle et une personne facilitatrice.

Ces ateliers visaient à explorer une nouvelle façon de construire des audio descriptions inclusives en impliquant dès sa création des personnes concernées à des degrés divers par la cécité en interaction avec des personnes a priori non concernées. Nous concevons ainsi l'audio description comme une « solution personnalisée » qui répond aux « besoins spécifiques » de tous et toutes, à la condition qu'elle soit réalisée selon une méthode précise.

Nous avons produit ainsi des « Audio Descriptions Inclusives Co-Créées » (ICAD en anglais). Cette méthode est fondée sur le concept de « cécité comme gain » (*blindness gain*), qui lui-même s'inscrit dans les études critiques de handicap (*critical disability studies*), plus précisément les études critiques de cécité (*critical blindness studies*). En inscrivant en outre notre travail dans la filiation de celui de l'artiste Sophie Calle, nous montrons, successivement, que la cécité partielle offre un point de vue visuel original sur les œuvres d'art, et que la cécité sous toutes ses formes bénéficie à l'expérience esthétique des

personnes non aveugles – deux résultats qui jusqu'à présent n'avaient pas été produits dans le champ académique. Enfin, nous concluons sur les deux façons principales dont nos ICAD pourront être proposées à tout public.

### II. MÉTHODE W-ICAD

La méthode W-ICAD (*Workshop for Inclusive Co-created Audio Description*) est un processus collaboratif qui permet de créer des audio descriptions inclusives. Le modèle W-ICAD encourage les co-créateurs et co-créatrices partiellement aveugles, aveugles et non-aveugles à reconnaître et intégrer leurs voix diverses au sein des descriptions co-créées. En utilisant une méthodologie de questions-réponses, le modèle W-ICAD conduit à une conversation autour d'une œuvre d'art qui peut ensuite être transcrite et éditée en une description audio. Elle a été développée et évaluée par Eardley et al [16] et est basée sur les méthodologies explorées lors des ateliers au Musée du quai Branly [19]. Il s'agit non pas de suivre un questionnaire pré-établi, mais d'inviter, dans un premier temps, les personnes partiellement aveugles à exprimer ce qu'elles perçoivent face à l'œuvre, et, dans un second temps, les personnes aveugles et partiellement aveugles à poser des questions aux personnes non aveugles afin qu'elles décrivent l'œuvre à leur tour. Selon une inversion des protocoles traditionnels, les questions émanent des personnes dites handicapées, en direction des personnes dites valides.

### III. AUDIO DESCRIPTIONS CO-CRÉÉES

Dans la lignée des audio descriptions (AD) de peintures aborigènes du Musée du quai Branly à Paris [1] mais aussi de scènes de la Tapisserie de Bayeux [2], nous avons réalisé des AD de la Tapisserie de l'Apocalypse dotées des caractéristiques suivantes :

#### A. Caractéristiques

- AD universelles : au niveau de leur création, seules des AD co-créées par des personnes non aveugles, partiellement aveugles et aveugles peuvent être pertinentes pour ces dernières ; au niveau de leur réception, seules des AD qui s'adressent à tous et toutes (et non uniquement aux personnes aveugles ou partiellement aveugles) peuvent échapper au modèle médical du handicap. Selon celui-ci, le handicap

constitue une déficience qu'il s'agit de supprimer ou du moins de compenser. Loin de compenser, nos AD apportent une autre approche des œuvres d'art.

- AD subjectives : elles assument la subjectivité dont elles ne peuvent se départir car il y a toujours au moins un regard derrière une description, et autant de descriptions que de regards. S'il s'agit bien de décrire, et non de transmettre des affects individuels, le « je » ou le « nous » qui décrit ne cherche pas à s'effacer pour produire l'illusion de l'objectivité.
- AD multisensorielles : attentives à ce que la vue suggère comme modalités non visuelles (tactiles, auditives, kinesthésiques etc.), afin de lutter contre le primat de ce sens et la dévalorisation des autres, qui pénalisent les personnes aveugles.
- AD en mouvement(s) : à distance d'une conception intellectualiste de l'art, elles engagent le corps des descriptrices et descripteurs, d'avant en arrière face à l'œuvre, mais aussi latéralement. Ainsi, pour une même œuvre, une multiplicité de perceptions esthétiques se révèle.

### B. Cécité comme gain (*blindness gain*)

Ces différentes caractéristiques reposent sur une conception du handicap aux antipodes de son modèle médical, conception que l'on peut situer dans le champ des *critical disability studies* (études critiques de handicap). Selon cette approche, d'orientation matérialiste, le handicap ne se réduit pas à une forme d'oppression (modèle social) [3], il n'intègre pas ce qu'on appelle « déficience » (renouveau féministe du modèle social) [4], mais renvoie principalement aux « variations » caractéristiques de « l'élasticité biologique » [5], qui ne sont pas des « défauts » ou des « manques », mais des « incarnations périphériques » [6] (*peripheral embodiments*) exclues jusqu'alors de la pleine citoyenneté et des normes corporelles qui ont été instituées, mais susceptibles, par leurs singularités physiques et/ou psychiques, d'être sources de normes alternatives et ainsi de remodeler, au moins localement, la société. Lorsqu'il est centré sur la cécité, ce champ de recherche prend le nom de *critical blindness studies* [7].

C'est dans ce cadre [2] que Hannah Thompson a forgé le concept de la « cécité comme gain » [8] (*blindness gain*), dont nos audiodescriptions, destinées à transformer les musées et notre rapport à l'art, se veulent une expression. Dans le domaine de l'art, la cécité peut être un gain en plusieurs sens [2]. Ainsi, un des auteurs de cet article (Cédric Poulain) est lui-même aveugle et artiste visuel (photographe). Cette vision non normative de la photographie l'a conduit à mettre au point une nouvelle esthétique photographique [17].

L'expérience réalisée devant la Tapisserie de l'Apocalypse s'est centrée sur deux sens de *blindness gain* : la cécité partielle offre un point de vue visuel original sur les œuvres d'art, et la cécité sous toutes ses formes bénéficie à l'expérience esthétique des personnes non aveugles.

### IV. POINT DE VUE ORIGINAL DE LA CÉCITÉ PARTIELLE

Qu'une personne partiellement aveugle dise ce qu'elle perçoit devant l'une des scènes de la Tapisserie, et que cette description brève soit conservée telle quelle, plutôt que « corrigée » et « complétée » avant d'être intégrée à une tablette kinesthésique comme la tablette F2T (Force Feedback Tablet) à retour de force [18], ou à un audioguide du château d'Angers, est ainsi une démarche *critique*, diamétralement opposée aux expériences a priori comparables, qui s'inscrivent dans le modèle médical de la cécité.

Parmi celles-ci, nous pouvons citer l'exposition temporaire organisée en septembre 2022 au Musée d'Orsay à Paris, en collaboration avec l'Association Valentin Haüy, à l'occasion de la journée mondiale de la vue [9]. Il s'agissait de donner à voir une œuvre d'art, en l'occurrence un autoportrait de Van Gogh, avec les yeux d'une personne dite malvoyante. Tour à tour apparaissaient progressivement sur l'œuvre numérisée, une tache noire sur le visage du peintre (ce que l'on peut voir lorsqu'on est porteur ou porteuse de DMLA), une zone noire tout autour de son visage (occasionnée par la rétinopathie pigmentaire), une multitude de taches noires éparpillées (rétinopathie diabétique ou glaucome), et une image floue (qui peut être l'effet du diabète, de la cataracte, d'une forte myopie ou d'amblyopie). Les visiteurs et visiteuses ne sont pas avertis du dispositif, l'idée étant de les amener à croire, en une expérience trompeuse, que ce sont eux qui voient l'œuvre ainsi.

Le mérite de ce dispositif est de faire connaître l'existence des visions non normatives et de les partager (autant que possible). Cependant, l'objectif de l'expérience était de faire prendre conscience aux personnes non aveugles à quel point « la malvoyance est un handicap » [9], c'est-à-dire une déficience qui est en soi un empêchement social – en l'occurrence, culturel : un rapport déficitaire à l'art, qui vient gêner l'accès aux plus grands chefs d'œuvre. La page web du dispositif conclut ainsi : « Si vous ou l'un de vos proches souffrez de l'un de ces troubles de la vision, parlez-en avec votre médecin ». Il ne s'agit pas pour nous de condamner en bloc l'ophtalmologie, mais de renverser une telle approche : transmettre nous aussi ces visions non normatives, pour en montrer non pas la négativité, mais l'intérêt esthétique.

Voici quelques propos des personnes partiellement aveugles qui ont participé à notre expérience au château d'Angers.

### A. Scène intitulée : *Le cheval livide et la mort*

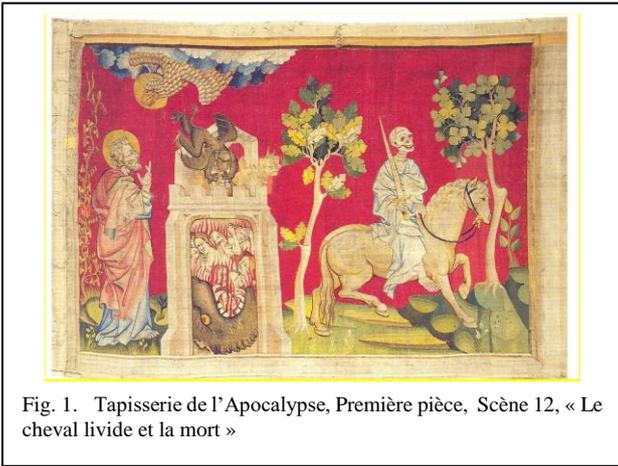


Fig. 1. Tapisserie de l'Apocalypse, Première pièce, Scène 12, « Le cheval livide et la mort »

« Je vois des traces rouges, rouges sang. Cela m'évoque un peu des coulées qui partent du haut de l'image, comme si on avait versé de la peinture de haut en bas » (Fig. 1).

### B. Scène intitulée : *L'ange au livre*

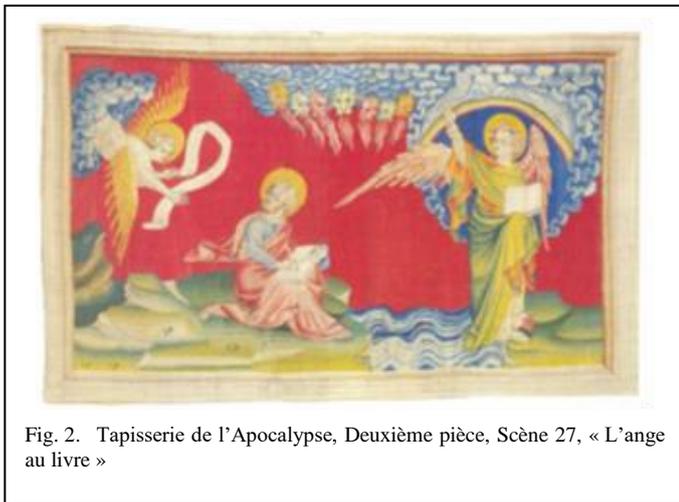


Fig. 2. Tapisserie de l'Apocalypse, Deuxième pièce, Scène 27, « L'ange au livre »

« Alors, je préfère regarder de loin et m'approcher après, en fait. Parce qu'on voit des choses différentes [...]. Alors, c'est étrange, mais quand j'ai levé les yeux, j'ai eu l'impression de voir une toile de Kandinsky [...]. Une sorte de fond blanc avec, au centre, une sorte de tâche rouge, un peu comme du sang, une sorte de tâche diagonale qui part du haut à gauche vers le bas à droite. [...] Kandinsky, dans ses débuts, avant de passer vraiment aux abstractions hypergéométriques, il faisait des peintures qui étaient un peu comme ça. C'est-à-dire des choses un peu floues, mais quand même avec un soupçon de géométrie ». « Mais ce qui me frappe après le rouge, c'est ce qui se passe en bas, c'est comme des lignes ondulantes de bleu et de blanc. Et ça me fait penser à des vagues, comme quand un enfant dessine la mer » (Fig. 2).

### C. Scène Intitulée: *Saint-Michel combat le dragon*

« J'aime bien la texture. J'ai l'impression que c'est des écailles. La partie noire est comme écaillée. Je ne sais pas si

c'est des blasons, des écailles, des triangles, mais il y a une forme de structure, comme tridimensionnelle. [...] C'est vraiment une forme de U noir, une sorte de sourire ». « En bas il y a des taches roses et j'ai l'impression qu'il y a deux ou trois figures, peut-être des animaux mythiques. Je dis ça parce que je vois des pieds et peut-être une queue et [...] des formes pointues qui pourrait bien être des ailes » (Fig. 3).



Fig. 3. Tapisserie de l'Apocalypse, Troisième pièce, Scène 36, « Saint-Michel combat le dragon »

Proposer de telles descriptions à tous et toutes s'inscrit dans la filiation de l'artiste Sophie Calle, qui, en 1991, fit des « visions d'aveugles » le ressort d'une exposition, intitulée « La Couleur Aveugle » – destinée notamment à réfuter, comme notre propre travail, le préjugé du « non voir égale noir ». Elle a photographié des personnes aveugles, identifiables à leur canne blanche, en train de regarder des peintures monochromes – images ô combien déroutantes pour qui ignore ce qu'est la cécité – et a associé à ces photographies leurs propos, ainsi que ceux des artistes décrivant leurs œuvres (Fig.4, image de gauche).

Sophie Calle montre qu'il existe de troublantes correspondances entre les sensations visuelles des personnes aveugles et celles des peintres de monochromes. Entre cette phrase : « J'ai eu une époque rouge, suivie par un passage de bleu. Mais ma gamme de couleurs se rétrécit. Maintenant il me reste le noir et le gris » [10], et celle-ci : « D'abord il n'y a rien, ensuite il y a un rien profond, puis une profondeur bleue » [10], comment savoir, qui, d'un aveugle ou d'un peintre non aveugle, a dit quoi ? Si notre expérience au château d'Angers brouille aussi les frontières de la vue et de la non vue, elle souligne aussi, par la dimension figurative de la Tapisserie, la singularité des perceptions visuelles des personnes partiellement aveugles et leur intérêt esthétique propre, ainsi que leur capacité à voir davantage que des couleurs.

### V. LES BÉNÉFICES DE LA CÉCITÉ POUR LES PERSONNES NON AVEUGLES

Outre son intérêt esthétique, la cécité partielle s'est révélée être un « gain » pour les personnes qui voient.

Lorsque nous travaillions sur la Tapisserie de Bayeux, nous avons déjà constaté à quel point la vision non normative de Hannah Thompson suscitait des descriptions différentes de celles qui sont généralement faites par la vue dite « normale ». Son regard était généralement attiré par un élément situé à droite de la scène, avant de se déplacer vers son centre, dans le sens inverse, donc, de la narration de la broderie, dont il accentuait ainsi le dynamisme. En outre, il était guidé par le contraste entre les couleurs, davantage que par les formes. Au château d'Angers, de même, mais cette fois-ci selon une pluralité de points de vue (et non une seule sorte de vision non normative), les personnes partiellement aveugles ont décrit des éléments auxquels ne prêtent généralement pas attention les personnes non aveugles.

Sur la Tapisserie de Bayeux, les formes (personnages, animaux, architectures etc.), brodées sur un fond clair, sont vivement colorées. Dans la Tapisserie de l'Apocalypse, c'est l'inverse ; le fond, rouge ou bleu, est foncé, et les formes de couleurs plus claires. Ainsi, le fond prend plus d'importance pour les personnes partiellement aveugles, ce qui occasionna des perceptions encore plus différenciées par rapport aux personnes non aveugles.

Ainsi, devant la scène « Saint-Michel combat le dragon », eurent lieu des échanges d'une rare intensité : après qu'une personne partiellement aveugle eut parlé d'un « U noir, en forme de sourire », qu'une autre vit plutôt bleu foncé (de même que les personnes non aveugles), « U » recouvert d'une « forme de structure, comme tridimensionnelle », Catherine Leroi, commissaire d'exposition et responsable de l'animation culturelle du château, s'est exclamée : « [...] vous avez mis le doigt sur quelque chose d'absolument extraordinaire, c'est que le décor de cette scène, il est constitué d'un [...] entrelac de traits dans lequel viennent s'intégrer des quadrilobes, c'est-à-dire des éléments à quatre branches en quelque sorte [...]. Vous êtes à un tournant stylistique, esthétique de l'œuvre. C'est le seul endroit où vous aurez ce fond comme ça avec ces motifs géométriques que vous avez merveilleusement perçus ». Et Catherine Leroi de conclure : « [...] les personnes qui sont là et qui observent la scène sont des malvoyants. Et c'est extrêmement intéressant à quel point elles ont perçu les choses ».

Ainsi, les perceptions visuelles des personnes partiellement aveugles, lesquelles peuvent d'ailleurs être considérées comme aveugles du point de vue de la loi française, enseignent aux personnes non aveugles, selon la théorie de la cécité comme maître [11], à voir différemment. Les expériences portant sur le regard « normal » ou « normatif » réalisées par nos équipes [12] au moyen d'un *Eye-tracker* ont en effet confirmé que celui-ci est prioritairement attiré par les visages et les corps humains dans l'art visuel figuratif, en vertu peut-être d'une attirance vers le semblable ou l'alter ego. Les regards non normatifs viennent ainsi le dessiller et l'éduquer à une vision alternative.

Par ailleurs, la cécité complète, par les questions qu'elle induit, permet aux personnes non aveugles, invitées à y répondre, de mieux prendre conscience qu'elles ne parviennent pas toujours à identifier ce qu'elles voient, mais surtout de voir ce qu'elles n'avaient pas su remarquer par elles-mêmes. Ainsi,

pour répondre aux questions d'une personne aveugle au sujet de la scène « Le cheval livide et la mort », plus précisément de la porte des enfers représentée dans sa partie gauche, une personne non aveugle a dit la chose suivante : « [...] est-ce que c'est vraiment une queue de dragon, je ne sais pas. [...] C'est incroyable ça, il y a plein de choses que je ne voyais pas, et maintenant en regardant, en haut, je vois une espèce d'animal, de dragon, [...] avec une tête de chien. Je n'avais absolument pas vu cela avant ». Lors de nos expériences, ce genre de propos furent légion. Ils viennent confirmer, si besoin était, ce que les historiens et historiennes de l'art savent depuis longtemps : « Le regard, on le sait, n'est pas une donnée première : la description n'est pas le résultat de l'exercice du regard, mais c'est tout au contraire en faisant l'effort de description que l'on finit par bien voir » [13]. Mais quel meilleur moteur que la cécité pour susciter un tel effort ? En effet, les personnes non aveugles ne demandent guère qu'on leur décrive ce qu'elles voient ou croient voir, et il est difficile de décrire spontanément soi-même ce qu'on ne voit pas encore. Elles sont donc elles aussi concernées par le besoin jugé d'ordinaire « spécifique » aux personnes aveugles : celui d'accéder pleinement à l'art visuel.

La perception surgit ainsi comme un acte collectif. Comme l'écrit la chercheuse partiellement aveugle Marion Ink, « la perception d'une situation intègre nécessairement la perception des individus percevant eux-mêmes la situation. Elle est en cela d'emblée collective et affective ». Elle ajoute : « [Les individus] développent même parfois ensemble un corps percevant en synchronisant et complétant leurs compétences pratico-sensibles » [14]. C'est, selon nous, un tel « corps percevant », collectif, qui se constitue par et dans l'audiodescription.

## VI. CONCLUSION

En comparant nos travaux réalisés sur des œuvres différentes, nous enrichissons notre modèle de description par approche progressive de la scène. Il s'agit bien de partir d'une perception alternative basée non pas sur les éléments qui attirent en premier les personnes non aveugles, mais sur ceux mis en exergue avant tout par des choix de coloris. L'expérience apportée par une vision différente déplace alors nos habitudes descriptives, fondées sur une connaissance a priori et culturelle, vers une approche sensitive elle aussi porteuse de sens. Ce n'est que par l'approche physique de l'œuvre, par les visions des personnes partiellement aveugles et par le questionnement des personnes aveugles, que l'on approche la scène de manière plus esthétique que didactique.

Nous terminerons en rappelant les formes concrètes et les usages possibles de notre travail. Intégrées à la tablette à retour de force F2T ou à un audioguide traditionnel (les deux dispositifs doivent être à la disposition de toutes et tous), ces audiodescriptions peuvent être écoutées face à l'œuvre ou sans la voir. L'expérience muséale est multisensorielle et à ce titre bénéficie à tous les visiteurs. Notre proposition est donc de mettre à la disposition de tout public des audio descriptions plus inclusives réalisées via la démarche de co-création décrite dans notre article. L'immersion dans une œuvre via une vision non

normative permet de l'aborder par un angle inhabituel et d'en dévoiler des aspects moins normatifs.

Nous retrouvons par-là l'esprit de l'une des œuvres les plus récentes de Sophie Calle, réalisée à l'occasion de l'exposition



Sophie Calle, La couleur aveugle, 1993. Pablo Picasso, Paul dessinant, 1923, 2023.

Fig. 4. Exposition Sophie Calle, Photographies M. Chottin.

« À toi de faire, ma mignonne », au Musée Picasso à Paris. À l'occasion d'une de ses visites du musée, lorsqu'il était encore consacré au peintre espagnol, Sophie Calle a demandé aux membres du personnel de lui décrire les quelques tableaux momentanément absents : « Devant l'espace vide laissé par ce Picasso, que voyez-vous ? Qu'imaginez-vous ? Que ressentez-vous en regardant cette œuvre ? [...]. Est-ce que des mots permettent de la voir ? » [15]. Pour son exposition, elle a recouvert d'un voile les tableaux en question, et fait inscrire dessus les paroles recueillies (Fig.4 image de droite). « Ces récits jouent avec l'étymologie du mot 'texte' qui signifie 'tissu', 'trame' » [15]. Il s'agit là d'une expression artistique de notre travail, dont l'une des possibilités est précisément d'accéder à l'art visuel sans le voir, par le voile des mots.

#### REMERCIEMENTS

Nous remercions tous les participants à notre atelier de co-création des audio descriptions de la tapisserie de l'Apocalypse ainsi que Catherine Leroi et Damien Perdriau du Service Culturel du Domaine National du Château d'Angers. Ce travail a été réalisé dans le cadre du projet ANR IMG ANR-20-CE38-0007.

#### BIBLIOGRAPHIE

[1] Romeo, K., Chottin, M., Thompson, H. (2022). "Towards an inclusive approach to discovering artworks". *Modelling, Measurement and Control C*, Vol. 83, No. 1-4, pp. 14-20. [https://doi.org/10.18280/mmc\\_c.831-403](https://doi.org/10.18280/mmc_c.831-403)

- [2] Djoussouf, L., Romeo, K., Chottin, M., Thompson, H., Earudley, A.F. "Inclusion for Cultural Education in Museums, Audio and Touch Interaction", in *Studies in Health Technology and Informatics*, No 306, Assistive Technology: Shaping a Sustainable and inclusive world, Ed. D. Archambault, G. Kouroupetroglou, IOS Press, p471-480, AAATE 2023 <https://ebooks.iospress.nl/volume/assistive-technology-shaping-a-sustainable-and-inclusive-world-2>
- [3] Oliver, M., *The Politics of Disablement*, Basingstoke et New York, Palgrave Macmillan, 1990, DOI:10.1007/978-1-349-20895-1
- [4] Crow, L., (1992) "Renewing The Social Model Of Disability", Roaring Girl Productions. <http://www.roaring-girl.com/work/renewing-the-social-model-of-disability/> [ Dernier accès: 27/01/2024]
- [5] Sharon L. Snyder et David T. Mitchell, *Cultural Locations of Disability*, Chicago et Londres, The University of Chicago Press, 2006, p. 70.
- [6] Sharon L. Snyder et David T. Mitchell, *The Biopolitics of Disability. Neoliberalism, Ablenationalism, and Peripheral Embodiment*, Ann Arbor, University of Michigan Press, 2015, p. 6.
- [7] Colloque, « Études (critiques) sur la cécité : Débats actuels et directions à venir », 30 Juin – 5 Juillet 2022. (Dernier accès le 27/02/2024). [https://event.fourwaves.com/fr/blindness/pages?\\_gl=1%2a1ygofire%2a\\_ga%2aNzA2MzgyMjlljE2OTMyMDI3Nzc%2a\\_ga\\_9X7JG3Z3LK%2aMTY5NjQxNzI3NC41LjEuMTY5NjQxNzI5MjM4wLjAuMA..](https://event.fourwaves.com/fr/blindness/pages?_gl=1%2a1ygofire%2a_ga%2aNzA2MzgyMjlljE2OTMyMDI3Nzc%2a_ga_9X7JG3Z3LK%2aMTY5NjQxNzI3NC41LjEuMTY5NjQxNzI5MjM4wLjAuMA..)
- [8] Thompson H., *Reviewing Blindness in French Fiction, 1789–2013*, Londres, Palgrave Macmillan, 2017, p. 14.
- [9] <https://www.dismoicequetuvois.com/> (Dernier accès le 27/02/2024)
- [10] Calle S., *Aveugles*, Paris, Actes Sud, 2011, p. 64-65.
- [11] Michalko, R. *The Mystery of the Eye and the Shadow of Blindness*, Toronto, University of Toronto Press, 1998.
- [12] Luo W., « Segmentation d'images avec repérage par un système EyeTracker », Rapport de stage ESIGELEC effectué au LITIS, Université de Rouen Normandie, 2023.
- [13] Recht R., *Le texte de l'œuvre d'art : la description*, Strasbourg et Colmar, PUS et Musée d'Unterlinden, p. 11, 1998 [Le texte de l'œuvre d'art \(unistra.fr\)](http://www.unistra.fr)
- [14] Ink M., « Pour une approche pratico-sensible de la perception. Ce que les handicaps visuels et auditifs nous apprennent des sens », dans Vincent Battesti et Joël Candau (éd.), *Apprendre des sens, Apprendre par les sens. Anthropologie des perceptions sensorielles*, Paris, Éditions Pétra, 2023, p. 594.
- [15] Dossier documentaire « À toi de faire, ma mignonne », Paris, Musée Picasso, 2023, p. 22.
- [16] Eardley A., Thompson H., Bywood L., Jones V., « The W-ICAD model: Redefining museum access through the Workshop for Inclusive Co-created Audio Description », under review
- [17] Poulain C., "La noctographie", <http://www.photosensible.fr> (Dernier accès le 28/01/2024).
- [18] Gay, S. L., Pissaloux, E., Romeo K. and Truong N. -T., *F2T: A Novel Force-Feedback Haptic Architecture Delivering 2D Data to Visually Impaired People*, in *IEEE Access*, vol. 9, pp. 94901-94911, 2021, <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3091441>
- [19] Chottin M, et Thompson H, " 'Blindness Gain' as World-Making: Audio Description as a New 'partage du sensible' ". *L'esprit créateur* 61, 4, p. 32-44 (2022)

# Conception d'une poignée haptique multi-actionneurs pour l'aide à la navigation

Pierre-Antoine Cabaret

Univ Rennes, INSA, IRISA, Inria, CNRS  
Rennes, France

pierre-antoine.cabaret@irisa.fr

Claudio Pacchierotti

CNRS, Univ Rennes, Inria, IRISA  
Rennes, France

claudio.pacchierotti@irisa.fr

Marie Babel

Univ Rennes, INSA, IRISA, Inria, CNRS  
Rennes, France

marie.babel@irisa.fr

Maud Marchal

Univ Rennes, INSA, IRISA, Inria, CNRS  
Rennes, France

Institut Universitaire de France (IUF)

Paris, France

maud.marchal@irisa.fr

**Résumé**—Cet article présente une poignée haptique à actionneurs multiples destinée à l'assistance à la navigation pour des personnes en situation de handicap. La conception et l'évaluation expérimentale de trois stratégies de navigation conçues pour cette poignée seront décrites. Ces travaux s'inscrivent dans le cadre du Défi Inria Dornell. La poignée, imprimée en 3D, est équipée de quatre moteurs vibrants fournissant des stimuli tactiles localisés dans la main de l'utilisateur. Les techniques de navigation proposées sont combinées avec deux ensembles de stimuli directionnels afin de guider les utilisateurs le long d'un parcours. Nous évaluons l'utilisation de cette poignée avec ces stratégies de navigation au cours d'une étude utilisateur où les participants se déplacent dans une pièce de 8 × 8 mètres. Les résultats démontrent que les participants parviennent à naviguer avec succès le long du parcours, avec des taux de réussite variant de 80% à 100% selon les conditions.

**Mots clés**—Assistance à la Navigation, Haptique, Vibration

## I. INTRODUCTION

Une navigation sûre et efficace dans des environnements difficiles ou inconnus constitue un défi quotidien pour de nombreuses personnes. De nos jours, les applications pour smartphones constituent le principal moyen d'orientation, utilisant le GPS pour afficher des données de localisation sur un écran. Toutefois, ces solutions exigent une attention visuelle ou auditive et peuvent ne pas convenir aux personnes en situation de handicap et/ou aux utilisateurs de dispositifs d'aide à la mobilité.

L'utilisation de technologies haptiques, c'est à dire stimulant le sens du toucher, apparaît comme une réponse possible à ces limitations. Des interfaces utilisant l'haptique pour fournir des indications de navigation de manière efficace ont ainsi été proposées, s'adressant à des utilisateurs en situation de handicap ou non. Différents types de modalités haptiques peuvent être exploitées, tels que l'étirement de la peau [1], la température [2], la pression [3], le retour de force [4] ou les vibrations, une des modalités les plus populaires [5]–[7].

Ce projet a reçu un financement d'Inria - Défi "DORNELL"

Ces interfaces peuvent être des dispositifs autonomes [5], [8]–[10] ou être intégrées à un dispositif d'assistance à la mobilité, telles que des cannes blanches [2], [11]–[13] ou des déambulateurs [14]. Kappers et al. [15] ont récemment passé en revue des interfaces haptiques portables pour la navigation, soulignant la popularité et l'efficacité des solutions vibrotactiles.

Parmi les interfaces utilisant des vibrations, certaines n'utilisent qu'un seul actionneur pour fournir des informations simples de proximité [13] ou des motifs plus complexes, par exemple en utilisant des "Tactons" [16] pour encoder les informations souhaitées. Par exemple, PocketNavigator [17] utilise différents motifs vibratoires pour communiquer l'angle entre l'utilisateur et le prochain point de passage, augmentant la durée du signal vibrant proportionnellement.

D'autres interfaces avec plusieurs actionneurs utilisent la localisation de la vibration sur la main [2], [8], [9] ou d'autres parties du corps, comme la taille [18] ou les bras [6], pour encoder des informations spatiales. Par exemple, HALO [13] lie chacun des moteurs disposés sur la poignée d'une canne blanche à un capteur de proximité. Lacôte et al. [19] conçoivent une poignée haptique à 5 actionneurs, et exploitent l'illusion du mouvement apparent pour fournir des informations directionnelles à l'utilisateur.

Dans l'ensemble, l'efficacité du retour vibrotactile pour les applications de navigation a été démontrée dans divers scénarios. Cependant, l'utilisation de dispositifs portables à actionneurs multiples est moins courante, principalement en raison de la difficulté à fournir des sensations localisées et distinctes dans un dispositif de forme réduite.

Dans cet article, nous présentons une poignée haptique d'aide à la navigation proposant des stimuli tactiles localisés ainsi que trois stratégies distinctes de rendu pour la navigation. Les techniques de navigation proposées sont conçues autour de ces stimuli, utilisant leurs localisation comme des indications directionnelles. Ainsi, selon la stratégie utilisée, l'utilisateur reçoit une indication de la direction à suivre, ou bien de la



FIGURE 1. Notre poignée haptique fournit un retour vibrotactile localisé dans la main de l'utilisateur grâce à 4 moteurs vibrants isolés par une structure souple imprimée en 3D (à gauche). Dans une étude utilisateur, nous évaluons trois stratégies de navigation avec deux ensembles de stimuli tactiles, en demandant aux participants de suivre un chemin invisible en utilisant les informations fournies par la poignée haptique (droite).

direction dans laquelle il dévie de celui-ci.

Nos contributions peuvent être résumées comme suit :

- la conception d'une poignée haptique multi-actionneurs ;
- le développement de trois techniques de navigation pour la poignée ;
- la réalisation d'une étude utilisateur impliquant 18 participants pour évaluer leur capacité à suivre des tracés prédéfinis dans une pièce de 8x8 mètres, en utilisant les informations haptiques fournies.

## II. DESIGN

### A. Poignée Haptique Multi-Actionneurs

Afin de proposer des stimuli tactiles clairs à l'utilisateur pendant la navigation, nous concevons une poignée haptique multi-actionneurs, illustrée par la figure 1. Cette poignée est imprimée en 3D afin d'être facilement répliquée, avec la possibilité de personnaliser la structure selon les besoins de l'utilisateur. La forme de la poignée est pensée comme une représentation physique de l'utilisateur afin de faciliter l'interprétation des indications tactiles. Quatre moteurs vibrants de 7 mm de diamètre, positionnés sur les quatre faces de la poignée, permettent de fournir des stimuli tactiles localisés dans la main de l'utilisateur. Une structure déformable, imprimée en TPU, permet de minimiser la propagation des vibrations à travers la poignée, afin d'aider l'utilisateur à mieux identifier la source du stimulus.

Dans la suite de cet article, la poignée est utilisée tenue en main par des piétons. De par sa conception, elle peut facilement être combinée avec un joystick et pourrait être adaptée à d'autres dispositifs tels que des fauteuils roulants.

Les composants électroniques sont reliés à un microcontrôleur ESP32 et à une batterie, que les utilisateurs peuvent facilement porter à la ceinture. Les instructions de navigation sont calculées sur un ordinateur externe utilisant Unity et sont transmises sans fil à la poignée via ROS2.

### B. Stratégies de navigation

Nous concevons trois stratégies de navigation et deux ensembles de stimuli pour notre poignée haptique afin de guider les utilisateurs le long de tracés prédéfinis, représentés par une courbe. Chaque stratégie calcule un angle  $\theta$  entre l'utilisateur

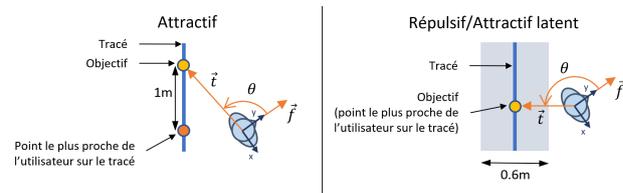


FIGURE 2. Chaque stratégie de navigation calcule un angle orienté  $\theta$  entre la direction dans laquelle est orienté l'utilisateur  $\vec{f}$  et un vecteur pointant vers un point sur le tracé  $\vec{t}$ . La stratégie Attractive (A) définit ce point comme un point sur la courbe, situé un mètre en avant du point le plus proche de l'utilisateur sur la courbe. Les stratégies Répulsive (R) et Attractive Latente (AL) définissent toutes les deux ce point comme le point le plus proche de l'utilisateur sur la courbe.

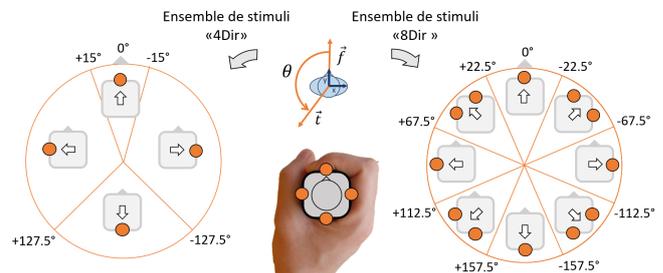


FIGURE 3. Nous concevons deux ensembles de stimuli pour notre poignée, qui sont utilisés pour relier l'angle  $\theta$  à un stimulus directionnel dans la main de l'utilisateur. Dans 4Dir, chaque stimulus utilise un moteur de la poignée pour fournir l'une des quatre directions (gauche, droite, avant, arrière). 8Dir ajoute quatre directions diagonales (avant-gauche, avant-droite, arrière-gauche, arrière-droite), qui utilisent deux actionneurs simultanément. L'emplacement et l'interprétation de chaque stimulus sont corrélés : le stimulus "gauche" est fourni du côté gauche de la poignée, qui représente l'utilisateur. Selon la stratégie utilisée pour guider l'utilisateur, ces stimuli sont joués pendant 0,2 seconde (A) ou en continu (R, LA).

et un point sur le tracé à suivre, en fonction de l'orientation de l'utilisateur et de sa position par rapport au tracé (voir la figure 2). Ensuite, la valeur de  $\theta$  détermine le stimulus haptique qui sera délivré par la poignée haptique (voir la figure 3).

Dans l'ensemble, les principes des trois stratégies sont les suivants :

- la stratégie Attractive (A) fournit une direction à suivre une fois par seconde, sous forme d'un stimulus de 0,2

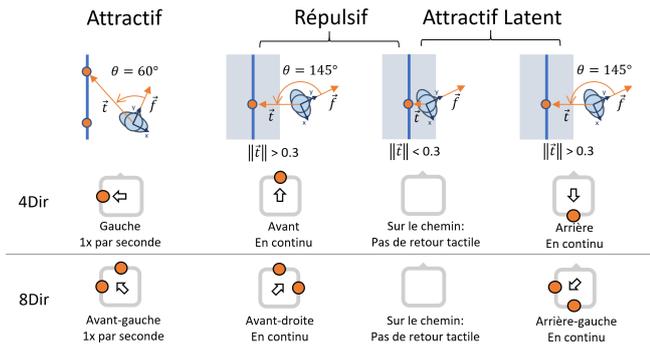


FIGURE 4. Les stratégies de navigation sont combinées avec deux ensembles de stimuli tactiles. Nous montrons ici quelques exemples du stimuli donné par la poignée en fonction de la stratégie de navigation utilisée.

seconde ;

- la stratégie Répulsive (R) informe l'utilisateur lorsqu'il dévie de plus de 30 cm du centre du tracé, en donnant la direction de déviation avec un stimulus continu (similaire aux bandes rugueuses sur les routes) ;
- la stratégie Attractive Latente (AL) informe l'utilisateur lorsqu'il dévie de plus de 30 cm du centre du chemin, en donnant la direction pour revenir sur le chemin avec un stimulus continu.

Nous présentons quelques exemples de la façon dont les différentes stratégies et ensembles de stimuli fonctionnent ensemble dans la figure 4.

### III. ÉTUDE UTILISATEUR

Nous avons recruté 18 personnes (14 hommes, 4 femmes, âgés de 20 à 47 ans (moyenne = 27,28 ; écart-type = 6,25)) pour participer à l'étude, tous ayant donné leur consentement éclairé par écrit. Aucun participant n'a déclaré de handicap. Avant le début de l'expérience, la poignée haptique est présentée aux participants, qui ont la possibilité de se familiariser avec les différents stimuli tactiles qu'elle peut fournir.

#### A. Environnement expérimental

Nous menons l'expérience dans une pièce de 8×8 mètres (voir figure 1), dans laquelle nous utilisons le système de suivi de mouvement HTC Vive pour suivre la position et l'orientation de l'utilisateur. Les participants portent un harnais sur lequel est positionné un tracker Vive (figure 5) et tiennent la poignée dans leur main dominante, avec le boîtier de commande attaché à leur ceinture. Un casque antibruit est utilisé pour masquer d'éventuels indices sonores provenant des vibrations dans la poignée. Nous avons choisi trois tracés, présentés dans la figure 5, le long desquels les participants sont guidés. Les tracés P1 et P2 sont composés, respectivement, de virages à 90° et 45° tandis que P3 comporte à la fois des virages à 45° et 90°. Les chemins ne sont pas visibles par les participants, et deux points de départ sont définis dans l'espace expérimental pour minimiser les potentiels effets d'apprentissage.

#### B. Conditions expérimentales

Dans cette expérience, nous évaluons la capacité des stratégies de navigation haptique proposées à guider les participants le long de tracés définis dans la zone expérimentale. Nous prenons en compte les variables expérimentales suivantes dans notre étude :

- la stratégie de navigation : A, R et AL, telles qu'introduites dans la section II ;
- l'ensemble de stimuli : 4Dir et 8Dir ;
- le tracé : P1, P2 et P3 (voir figure 5).

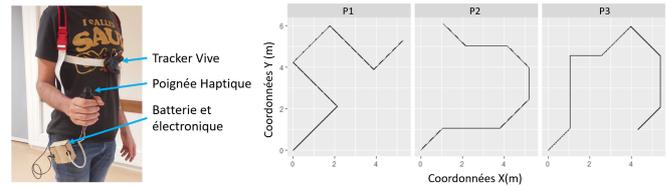


FIGURE 5. Dispositif expérimental. Les participants tiennent la poignée haptique dans leur main dominante, l'électronique et la batterie étant attachées à leur ceinture (à gauche). Pendant l'expérience, les participants marchent le long de trois tracés dans une pièce de 8×8 m (à droite).

L'expérience est composée de trois blocs, un pour chaque stratégie de navigation. Au sein de chaque bloc, la stratégie considérée est utilisée sur les trois chemins avec les deux ensembles de stimuli, l'un après l'autre (c'est-à-dire 6 essais par bloc). L'ordre de présentation des stratégies et des ensembles de stimuli est équilibré entre les participants, tandis que l'ordre des chemins est randomisé. Le point de départ change tous les trois essais, c'est-à-dire à chaque changement d'ensemble de stimuli.

Au début de chaque bloc, les participants reçoivent des explications sur la stratégie de navigation qui sera utilisée dans le bloc. Ils sont invités, pour chaque essai, à suivre les instructions données par la poignée du mieux qu'ils le peuvent.

Les essais commencent avec les participants debout au point de départ, faisant face à l'angle opposé de la pièce. L'essai se termine lorsqu'ils atteignent la fin du chemin ou après quatre minutes. Les participants sont invités à évaluer leur succès après chaque essai sur une échelle de 1 à 7, et répondent à un questionnaire après avoir terminé chaque paire de conditions.

#### C. Résultats

Dans l'ensemble, les participants ont réussi à atteindre la fin du chemin sans trop de déviations importantes dans 90% des essais (la figure 1 illustre les résultats par conditions et la figure 6 donne des exemples de trajectoires). Nous utilisons un modèle linéaire généralisé mixte pour analyser le succès des participants. La stratégie, l'ensemble de stimuli et le tracé sont considérés comme des variables indépendantes, tandis que les participants sont considérés comme un effet aléatoire. Nous observons un effet significatif de la stratégie ( $\chi^2(2, N=324) = 14.07, p < 0.001$ ). Les tests post-hoc en utilisant le test de Tukey mettent en évidence un plus grand succès pour A par rapport à R ( $Z=2.7, p < 0.05$ ) et A par rapport à AL ( $Z=3.5, p < 0.01$ ). Parmi les essais que nous avons considérés comme

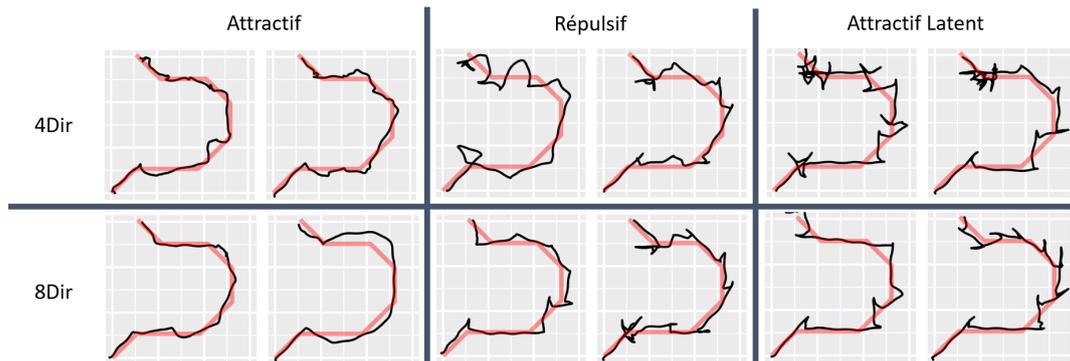


FIGURE 6. Exemples de trajectoires de deux participants sur la tracé P2 en fonction des conditions. Les trajectoires tendent à être plus lisses avec la stratégie A, tandis que celles avec R et AL montrent plus de rebonds autour de la trajectoire.

TABLE I  
TAUX DE RÉUSSITE POUR CHAQUE COMBINAISON DE STRATÉGIE ET D'ENSEMBLE DE STIMULI.

	Attractif	Répulsif	Attractif Latent
4Dir	100%	93%	83%
8Dir	98%	87%	80%

échoués, la majorité sont des essais presque complets où les participants se sont retournés pendant le dernier segment du tracé.

L'efficacité du parcours, mesurée comme le rapport entre la distance parcourue par les participants et la longueur du tracé, est minimale pour A ( $1.39 \pm 0.36$ ), et plus grande pour AL ( $3.24 \pm 1.84$ ) que pour R ( $2.63 \pm 1.34$ ). Le test de Wilcoxon montre une différence significative entre toutes les paires de stratégies ( $p < 0.01$ ). Bien que cette différence soit significative, il faut toutefois prendre en compte le fait que les conditions R et AL fournissent des retours uniquement en cas d'écart de plus de 0.3m du chemin.

Cette différence peut être observée en examinant l'écart des participants par rapport au chemin, qui est plus faible pour A que pour les autres stratégies (A : moyenne=0.27, médiane=0.19; R : moyenne=0.35, médiane=0.31; LA : moyenne=0.36, médiane=0.31).

En outre, nous analysons la réussite estimée par les participants à l'aide d'un modèle linéaire généralisé à effets mixtes. La stratégie, l'ensemble de stimuli et le tracé sont considérés comme des variables indépendantes, tandis que les participants sont considérés comme un effet aléatoire. Les résultats montrent un effet significatif de la stratégie ( $\chi^2(2, N=324) = 25.38, p < 0.001$ ) et du tracé ( $\chi^2(2, N=324) = 9.73, p < 0.01$ ). Comme on pouvait s'y attendre, les tests post-hoc de Tukey montrent une réussite estimée plus élevée pour A par rapport à R ( $Z=3.2, p < 0.01$ ) et A par rapport à AL ( $Z=4.9, p < 0.01$ ). P1 a également montré des résultats significativement meilleurs que P2 ( $p < 0.01$ ).

Concernant les données du questionnaire subjectif, composé d'une série d'items de Likert gradués de 1 à 7, le test de Wilcoxon ne montre aucune différence significative

pour la confiance en la navigation entre les stratégies (A : moyenne=5.4; R : moyenne=4.3; AL : moyenne=4.2). Les participants ont évalué leur capacité à utiliser les stratégies sans instructions de manière significativement plus élevée pour A par rapport à R (moyenne : 5.1 vs. 3.0,  $p < 0.01$ ) et A par rapport à AL (moyenne : 5.1 vs. 2.8,  $p < 0.01$ ). La difficulté à interpréter les instructions de navigation a été notée moins élevée pour A par rapport à AL (moyenne : 2.7 vs. 3.9,  $p < 0.05$ ) et A par rapport à R (moyenne : 2.7 vs. 3.8,  $p < 0.05$ ). Enfin, la facilité à localiser les vibrations dans l'ensemble de stimuli 4Dir a été notée plus élevée que dans celui de 8Dir (moyenne : 5.8 vs. 5.1,  $p < 0.01$ ). À la fin de l'expérience, 11 des 18 participants ont choisi A comme stratégie préférée, 3 ont choisi R et 4 AL.

#### IV. DISCUSSION

Dans l'ensemble, les résultats montrent un avantage clair pour A : les trajectoires dans cette condition sont plus fluides que pour les autres (voir figure 6) et les participants ont parcouru des distances moindres dans l'ensemble. Cela était quelque peu attendu, car les informations fournies par la stratégie sont plus directes que pour les deux autres, qui imposent ainsi une plus grande charge cognitive à l'utilisateur.

Cela ne signifie pas que les stratégies R et AL sont sans intérêt : elles fonctionnent différemment et nécessitent un comportement plus exploratoire de la part de l'utilisateur, qui doit tester différentes directions et interpréter les informations reçues avant de prendre une décision. Ces différences de fonctionnement sont visibles sur la figure 7. En particulier, certains participants ont indiqué qu'évaluer leur réussite dans la condition A était plus difficile, car ils ne recevaient pas de retour d'information sur le fait d'être ou non sur le chemin. Une suite intéressante pour cette étude serait de combiner les deux approches, avec une stratégie qui adapte son comportement si l'utilisateur est sur le chemin ou non.

R semble légèrement mieux fonctionner que LA. Les commentaires des participants suggèrent que les informations fournies par cette stratégie sont plus intuitives et plus faciles à relier avec une interprétation dans le monde réel. Les vibrations peuvent être interprétées comme des murs avec

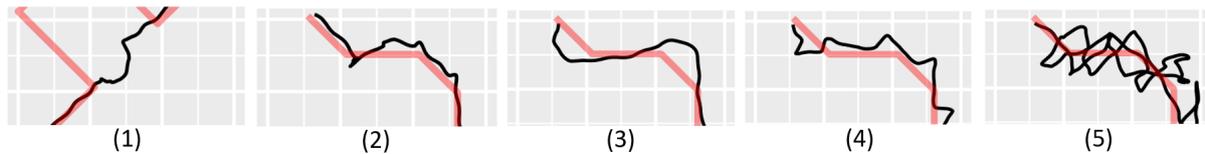


FIGURE 7. Exemples du comportement des participants pendant la navigation. (1) Raccourci : le participant est allé trop loin et a atteint un autre segment du tracé; (2) Boussole : le participant se réoriente régulièrement en utilisant la poignée comme une boussole; (3) Dépassement : le participant marche trop loin dans les virages, résultat d'une vitesse de marche plus élevée ou d'un temps de réponse plus long aux instructions de navigation; (4) Rebonds : un comportement observé dans les stratégies R et LA, où les participants ont tendance à rebondir d'un côté du tracé à l'autre; (5) Un autre exemple de rebonds plus importants autour du chemin. Cependant, la trajectoire reste globalement dans le couloir de 0.6m autour du tracé.

lesquels l'utilisateur entre en collision et doit donc changer de direction. Avec LA, cette interprétation est inversée.

Plusieurs participants ont décrit leur expérience avec R et LA comme "heurter des murs virtuels" et ont comparé l'utilisation de A à "une boussole". Ces deux interprétations de la stratégie de guidage peuvent être observées sur les trajectoires des participants. Nous mettons en évidence des exemples de ces comportements, et d'autres, dans la figure 7.

Par ailleurs, il ne semble pas y avoir de préférence claire entre 4Dir et 8Dir, certains trouvant la perception des stimuli de 8Dir difficile et d'autres les trouvant plus faciles à interpréter. Cela valide donc l'utilisation des deux ensembles de stimuli directionnels pour la navigation. 8Dir offre des retours plus précis, ce qui permet aux utilisateurs de modifier leur trajectoire de manière plus fluide, comme on peut l'observer sur la figure 6. Le choix entre les deux ensembles de stimuli pourrait être fait en fonction des préférences de l'utilisateur et de l'environnement dans lequel le dispositif serait utilisé.

Donner une vibrations par seconde pour A était perçu comme trop stimulant pour certains participants, tandis que d'autres trouvaient cette fréquence appropriée. La vibration continue hors du chemin pour R et LA était considérée de la même manière. Dans l'ensemble, l'intensité des vibrations pourrait être diminuée ou, idéalement, sélectionnée par les utilisateurs. Compte tenu de la tâche et du chemin choisis pour l'expérience, la fréquence à laquelle les indications sont fournies semble appropriée : un délai plus long entre les stimulations aurait entraîné un écart plus élevé des participants par rapport au chemin. Une stratégie de guidage prédictive pourrait consister en une fréquence dynamique d'instructions calculée en fonction de la complexité locale du tracé et de la vitesse de l'utilisateur.

Enfin, la plupart des participants ont déclaré avoir apprécié l'utilisation de la poignée pendant la tâche de navigation, certains trouvant les stratégies R ou LA plus ludiques, comme s'ils exploraient un labyrinthe.

## V. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté une poignée haptique d'aide à la navigation, ainsi que trois stratégies de navigation exploitant deux ensembles de stimuli vibrotactiles directionnels. Nous avons mené une étude utilisateur avec 18 participants démontrant la capacité de la poignée, associée

à ces techniques de navigation, à guider efficacement les participants le long d'un tracé défini. Bien que la stratégie plus directe (Attractive) performe mieux, les deux autres présentent des comportements intéressants de la part des participants, qui parviennent toujours à atteindre leur objectif.

Les travaux futurs pourraient améliorer la navigation en recalculant dynamiquement le chemin en fonction de la position de l'utilisateur, ainsi qu'en combinant des instructions sur la direction à suivre avec des avertissements sur les écarts importants (c'est-à-dire en combinant les stratégies Attractive et Répulsive présentées ici). La fréquence des instructions de navigation pourrait également être améliorée en l'adaptant en fonction de la forme locale du chemin et des mouvements de l'utilisateur. Bien que cette étude ait été réalisée avec des participants sans handicap, les travaux futurs se concentreront sur l'utilisation de notre poignée haptique et de nos techniques de navigation avec des dispositifs d'aide à la mobilité, et sur des tests avec des personnes en situation de handicap.

## RÉFÉRENCES

- [1] Y. T. Pan, C. C. Shih, C. Debuys, and P. Hurl, "Design of a Sensory Augmentation Walker with a Skin Stretch Feedback Handle," *IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, pp. 832–837, 2018.
- [2] A. Nasser, K. N. Keng, and K. Zhu, "ThermalCane : Exploring Thermotactile Directional Cues on Cane-Grip for Non-Visual Navigation," *International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, 2020.
- [3] S. Obermoser, D. Klammer, G. Sigmund, A. Sianov, and Y. Kim, "A Pin Display Delivering Distance Information in Electronic Travel Aids," *IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, vol. 2018-August, pp. 236–241, 2018.
- [4] 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," *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, pp. 3231–3236, 2018.
- [5] H. Kawaguchi and T. Nojima, "STRAVIGATION : A Vibrotactile Mobile Navigation for Exploration-Like Sightseeing," *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 7624 LNCS, pp. 517–520, 2012.
- [6] L. Devigne, M. Aggravi, M. Bivaud, N. Balix, C. S. Teodorescu, T. Carlson, T. Spreters, C. Pacchierotti, and M. Babel, "Power Wheelchair Navigation Assistance Using Wearable Vibrotactile Haptics," *IEEE Transactions on Haptics*, vol. 13, no. 1, pp. 52–58, 2020.
- [7] S. Bhatlawande, M. Mahadevappa, J. Mukherjee, M. Biswas, D. Das, and S. Gupta, "Design, development, and clinical evaluation of the electronic mobility cane for vision rehabilitation," *IEEE TNSRE*, 2014.
- [8] A. J. Spiers and A. M. Dollar, "Outdoor pedestrian navigation assistance with a shape-changing haptic interface and comparison with a vibrotactile device," *IEEE Haptics Symposium*, vol. 2016-April, pp. 34–40, 2016.

- [9] G. H. Yang, M. S. Jin, Y. Jin, and S. Kang, "T-mobile : Vibrotactile display pad with spatial and directional information for hand-held device," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 5245–5250, 2010.
- [10] E. Bouzbib, L. Kuang, P. Robuffo Giordano, A. Lécuyer, and C. Pacchierotti, "Survey of Wearable Haptic Technologies for Navigation Guidance," 2024. [Online]. Available : <https://inria.hal.science/hal-04356277>
- [11] R. Pyun, Y. Kim, P. Wesppe, R. Gassert, and S. Schneller, "Advanced Augmented White Cane with obstacle height and distance feedback," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
- [12] S. Gallo, D. Chapuis, L. Santos-Carreras, Y. Kim, P. Retornaz, H. Bleuler, and R. Gassert, "Augmented white cane with multimodal haptic feedback," *IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 149–155, 2010.
- [13] Y. Wang and K. J. Kuchenbecker, "HALO : Haptic Alerts for Low-hanging Obstacles in white cane navigation," *IEEE Haptics Symposium*, pp. 527–532, 2012.
- [14] A. Wachaja, P. Agarwal, M. Zink, M. R. Adame, K. Möller, and W. Burgard, "Navigating blind people with walking impairments using a smart walker," *Autonomous Robots*, vol. 41, no. 3, pp. 555–573, 2017.
- [15] A. M. Kappers, M. Fa Si Oen, T. J. Junggeburth, and M. A. Plaisier, "Hand-held Haptic Navigation Devices for Actual Walking," *IEEE Transactions on Haptics*, pp. 1–12, 2022.
- [16] D. S. Elvitigala, D. J. C. Matthies, V. Dissanayaka, C. Weerasinghe, and S. Nanayakkara, "2bit-TactileHand : Evaluating Tactons for On-Body Vibrotactile Displays on the Hand and Wrist," 2019.
- [17] M. Pielot, B. Poppinga, W. Heuten, and S. Boll, "PocketNavigator : Studying tactile navigation systems in-situ," *Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp. 3131–3139, 2012.
- [18] W. Heuten, N. Henze, S. Boll, and M. Pielot, "Tactile wayfinder : A non-visual support system for wayfinding," vol. 358, pp. 172–181, 2008.
- [19] I. Lacôte, C. Pacchierotti, M. Babel, D. Gueorguiev, and M. Marchal, "Investigating the Haptic Perception of Directional Information Within a Handle," *IEEE Transactions on Haptics*, 2023.

---

# **Session : Outils de communication**

---

**Président de session : Pierre Pino**



# CAA : quelles configurations pour les claviers virtuels ?

Retours sur trois focus groups réalisés en structures de rééducation

Lisa Hoiry  
IRIT - ELIPSE  
Université de Toulouse  
lisa.hoiry@irit.fr

Cherifa Ben Khelil  
LIFAT - Université de Tours  
EFREI Research Lab  
Université Paris-Panthéon-Assas  
cherifa.ben-khelil@efrei.fr

Jean-Yves Antoine  
LIFAT - BDTLN  
Université de Tours  
Jean-Yves.Antoine@univ-tours.fr

Mathieu Thebaud  
CMRRF  
Mutualité du Morbihan  
mathieu.thebaud@vvyv3.fr

Samuel Pouplin  
PFNT  
Hôpital Raymond Poincaré  
samuel.pouplin@aphp.fr

Frédéric Rayar  
LIFAT  
Université de Tours  
frederic.rayar@univ-tours.fr

Anaïs Halftermeyer  
LIFO  
Université d'Orléans  
anaïs.halftermeyer@univ-orleans.fr

Mathieu Raynal  
IRIT - ELIPSE  
Université de Toulouse  
mathieu.raynal@irit.fr

**Résumé**—Cet article détaille les principales conclusions de plusieurs entretiens en focus group sur la Communication Alternative et Augmentée (CAA) avec des professionnels de la réadaptation. Cela a permis d'identifier plusieurs expressions de besoins qui semblent utiles à la conception d'aides techniques de CAA.

**Index Terms**—Communication Alternative et Augmentée, déficiences sensorimotrices, focus group, ergothérapeutes.

**Abstract**—This paper details the main conclusion of several focus group interviews with rehabilitation professionals on the subject of Alternative and Augmentative Communication (AAC). It identifies several expressions of needs that seem useful for the design of AAC technical aids.

**Index Terms**—Alternative and Augmentative Communication, sensorimotor disability, focus group, occupational therapists.

## I. INTRODUCTION : DE LA CONNAISSANCE IMPARFAITE DES USAGES ET BESOINS EN COMMUNICATION ASSISTÉE

Les personnes ayant des déficiences sensorimotrices sont confrontées à des obstacles considérables lorsqu'elles cherchent à accéder aux dispositifs numériques de communication écrite tels que les courriels, sur les réseaux sociaux ou encore sur les forums de discussion. Ces difficultés d'accès aux technologies de l'information et de la communication (TICs) posent ainsi des problèmes cruciaux d'inclusion dans une société tournée vers la communication numérique. En réponse à ce défi, de multiples aides techniques ont été développées selon les capacités motrices et cognitives des personnes, mais également selon leurs habitudes de vie, les usages attendus des TICs et certaines contraintes environnementales [1, 2]. Nous parlons alors de communication alternative et augmentée (CAA). Pour certaines personnes, un clavier virtuel avec un dispositif de pointage alternatif suffit. Dans ce cas, le curseur peut être dirigé à l'aide d'une souris adaptée (type trackball), d'un système de suivi oculaire [3] ou des mouvements de

tête [2, 4] par exemple. Pour des déficiences sensorimotrices plus complexes, où peu de mouvements fonctionnels sont utilisables, un accès par défilement sur clavier virtuel peut être privilégié : le pointage est alors remplacé par ce défilement qui peut être automatique ou contrôlé par la personne utilisatrice.

Ces stratégies d'interaction permettent un réel accès aux TICs. Cependant, de nombreuses études montrent que la vitesse de saisie de texte à l'aide d'un outil de CAA reste relativement lente [5, 6, 7, 8, 9]. En réponse à ce constat, certains claviers sont améliorés grâce à des modules de prédiction linguistique tentant de rendre la saisie de texte plus rapide [10, 11, 12, 13, 14]. Deux stratégies complémentaires d'accélération de la saisie sont visées ici. D'une part, l'utilisation d'une prédiction de caractères permet de réorganiser dynamiquement les touches du clavier afin d'optimiser l'accès aux caractères les plus probables au vu du texte déjà saisi. La principale limitation de cette solution réside dans la réorganisation constante du clavier qui peut perturber la personne utilisatrice [15]. De fait, cette réorganisation dynamique, qui a fait montre de son efficacité, est limitée aux claviers à défilement automatique [11]. Dans ce cas, la personne utilisatrice focalise en effet son attention sur le curseur en défilement et non sur le clavier dans sa globalité.

Une autre solution envisagée pour accélérer la saisie réside dans l'utilisation d'une prédiction de mots, qui permet de limiter le nombre de caractères à saisir pour composer un message [6, 16]. Les modèles de prédiction de mots opèrent en proposant une liste des mots les plus probables à saisir, en fonction des mots déjà saisis ainsi éventuellement que des premiers caractères du mot en cours de saisie. En sélectionnant un mot prédit, il est alors possible de saisir directement un mot, ou de compléter sa saisie, sans sélectionner sur le clavier l'ensemble des caractères le composant. La prédiction de mots a elle aussi montré son intérêt, limitant parfois de moitié la

saisie de caractères. Son utilisation a toutefois là encore un impact très sensible sur la charge cognitive de la personne utilisatrice, qui doit observer à la fois le clavier virtuel de caractères et la liste de prédictions lexicales. Les rares études expérimentales menées sur le sujet ont ainsi montré que l'amélioration de la vitesse de saisie est au mieux limitée, et que le recours à la prédiction effective est bien inférieure à son utilisation optimale théorique [11, 17].

Nous faisons l'hypothèse qu'il est important de concevoir des interfaces de CAA optimisées d'un point de vue ergonomique, afin que l'utilisation de ces aides techniques soit la plus transparente, la moins fatigante et la plus efficace possible. Un tel objectif n'est toutefois pas facile à atteindre. En effet, du fait de la multiplicité des handicaps et tableaux cliniques concernés, et de la grande diversité des outils de CAA, il est difficile d'élaborer des recommandations ergonomiques à large couverture. Par ailleurs, l'envergure des études expérimentales qui sont à mener pour guider la conception, l'éclatement du tissu économique impliqué en CAA, de même que les difficultés à accéder à des populations ressources pour mener des tests d'usages en situation réelle, limitent fortement les possibilités de conduire de telles expérimentations ergonomiques. Pour répondre à ces enjeux, nous avons proposé de réaliser des séances d'entretiens collectifs, de type focus group, avec des professionnels de la prise en charge thérapeutique du handicap sensorimoteur ainsi que quelques personnes utilisatrices, pour caractériser des besoins et des retours d'expérience utiles à la conception des outils de CAA. Les entretiens ont porté sur des configurations CAA très répandues, mais aussi sur quelques propositions originales de conception. Cet article fait un bilan de ces entretiens qui nous semble utile pour toute personne intéressée par les aides numériques à la communication.

## II. MÉTHODOLOGIE : FOCUS GROUPS

Nous avons réalisé trois sessions successives de focus group, conduite pour la première au sein de la PlateForme Nouvelles Technologies (PFNT) de l'Hôpital Raymond Poincaré de Garches (AH-HP) puis, les deux suivantes, au sein du Centre Mutualiste de Rééducation et de Réadaptation Fonctionnelle de Kerpape (CMRRF, Mutualité du Morbihan). Ces deux centres ont été retenus pour leur longue expérience de l'utilisation d'outils de CAA pour une grande variété de publics allant de l'enfance à l'âge adulte. Garches et Kerpape tiennent ainsi lieu de centres de référence reconnus en termes de recommandation d'adaptation des outils de CAA. La première séance de focus group, réalisée à Garches en février 2023, a permis de couvrir des problématiques générales liées à l'utilisation de clavier virtuels avec ou sans prédiction linguistique. Ce focus group a permis d'identifier certaines questions clés qui ont ensuite été affinées à Kerpape.

La séance réalisée à la PFNT de l'hôpital de Garches a consisté à interroger de manière collective, en suivant un questionnaire semi-directif, 3 ergothérapeutes et 2 orthophonistes disposant d'une très bonne expérience de la prise en charge des handicaps sensorimoteurs, mais ayant une connaissance

variable (allant de " aucune utilisation" à " expert" du sujet) des outils de CAA disponibles. Ainsi, nous avons l'assurance d'obtenir une expression des besoins couvrant une diversité de prise en charge rencontrée en situations réelles.

Les focus group réalisés au centre de rééducation de Kerpape se sont déroulés en deux séances réunissant des groupes de praticiens séparés. Le groupe #1 s'est concentré sur l'expérience de professionnels de la santé (ergothérapeutes et orthophonistes) travaillant avec des enfants, en mettant l'accent sur l'utilisation de la plateforme de CAA LifeCompanion développée à Kerpape. Ce focus group a ainsi donné lieu également à des échanges après utilisation de l'outil, toujours sur un mode semi-directif. Une personnes handicapée utilisatrice d'un outil de CAA (LifeCompanion) est également venue apporter son expérience d'utilisatrice. Le groupe #2 a inclus des ergothérapeutes travaillant en neurologie adulte et en pédiatrie, ainsi que des orthophonistes travaillant avec des jeunes.

Dans la suite de ce papier, nous présentons les principales conclusions de ces focus group, en nous focalisant sur des questionnements auxquels peut être confronté tout concepteur de système de CAA, ou tout praticien devant faire face à une recommandation d'adaptation.

## III. ORGANISATION DU CLAVIER : BILAN DES ÉCHANGES

### A. Utilisation de la communication pictographique

Pour certaines personnes ayant des troubles langagiers associés très sévères, ou les enfants en situation d'apprentissage de la langue, la communication écrite textuelle représente une réelle difficulté. Certaines personnes utilisent ainsi des outils de CAA proposant une communication purement pictographique. La question du pictogramme intégré à la communication textuelle se pose toutefois très fréquemment. Par ailleurs, on sait que l'exploration visuelle d'un icône est toujours plus rapide que la lecture de sa légende textuelle. Afin de jouer sur la vitesse de lecture des prédictions de mots, dans l'objectif d'un recours plus fréquent aux listes de prédiction, il a été proposé d'ajouter des images/pictogrammes à chaque proposition.

Cette hybridation écrit/pictogramme n'est pas à recommander. Selon les professionnels, l'introduction de la prédiction basée sur des images ou des pictogrammes peut être perturbante, surtout si elle est ajoutée en tant que fonctionnalité supplémentaire.

### B. Utilisation des abréviations

Si le clavier virtuel d'un système de CAA est utile pour la communication ordinaire, sa lenteur le rend inopérant dans les situations d'urgence. C'est pourquoi ces aides intègrent toujours une fonctionnalité d'appel de phrases complètes d'urgence, qui sont définies par chaque personne utilisatrice et sélectionnables rapidement. Dans cette même logique, il est imaginable que la saisie de texte s'appuie sur des abréviations pour gagner du temps, à la manière de la communication sur réseaux sociaux ou par messages courts.

Cette stratégie n'est pas recommandée par le panel de praticiens et praticiennes consultées. En effet, il a été relevé par ces derniers et dernières qu'une majeure partie des personnes utilisatrices, suivies tant en orthophonie qu'en ergothérapie, ont à cœur d'écrire correctement et donc sans omettre de lettres quitte à mettre plus de temps à saisir leur message. De plus, l'utilisation d'abréviations est cognitivement lourde et demande donc des efforts supplémentaires. Ce type de saisie avec des abréviations automatiques semble donc ne pas être une priorité.

**C. Intégration de la prédiction de mots au clavier de lettres**

Les moteurs de prédiction de mots ont la capacité maximale théorique d'éviter de 50% à 65% des frappes de lettres lorsqu'on affiche, après chaque saisie, 5 mots de prédiction. En pratique, ce taux de réduction des frappes (KSR, pour Keystroke Shift Reduction) est bien inférieur à ces valeurs. De précédentes études montrent que la prédiction de mots est peu utilisée et que toutes les propositions ne sont pas consultées [1, 18]. La séparation visuelle entre le clavier de lettres et la liste de mots prédits est fréquemment avancée comme explication à ce recours limité à la prédiction.

Afin de surmonter cette limitation, nous avons demandé à nos interlocuteurs experts de réagir à une intégration directe des prédictions dans le clavier où les mots prédits apparaissent comme une touche ordinaire du clavier (Figure 1).

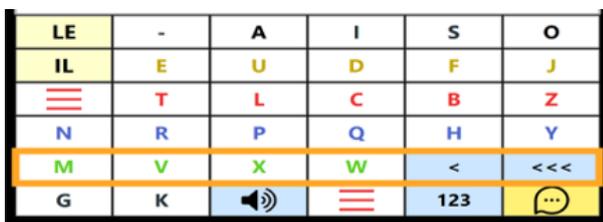


Figure 1. Exemple de clavier à défilement ligne-colonne avec prédiction de mots intégrée et présentée au début des deux premières lignes

L'intégration de la prédiction au clavier apparaît intéressante, mais doit être bien réfléchiée en termes de mise en œuvre. Les experts et expertes consultés soulignent ainsi le risque de découragement, du fait d'un nombre de défilement accru, lorsque de nombreux mots sont suggérés.

Il a été souligné que la prédiction fonctionne généralement bien avec une proposition de trois à cinq mots, mais la possibilité de limiter la prédiction à seulement deux mots a également été abordée. Cependant, il a été noté que cette configuration ne semble pas être une pratique courante parmi les orthophonistes : l'habitude peut ainsi les conduire à ne pas envisager une telle option. Le second focus group réalisé à Kerpape a permis d'affiner cette observation. Il ressort des échanges qu'en termes de pratiques de recommandation, une liste courte (trois mots) est privilégiée pour les utilisateurs avec des problèmes moteurs et/ou visuels, alors qu'une personne dyslexique/dysorthographique disposant encore de bonnes de

capacités motrices sera intéressée par des listes plus longues (cinq à sept mots, voir plus).

En conclusion, l'intégration de la prédiction dans le clavier de lettre est une solution qui devrait être envisagée pour les personnes dont les capacités motrices et/ou cognitives le permettent. Dans un tel cas, la taille de la liste de mots doit être limitée à trois voire deux mots pour limiter le découragement.

**D. Intégration de la prédiction de mots dans la zone de saisie**

Une solution alternative d'intégration, toujours pour optimiser le recours à la prédiction de mots, est d'intégrer la prédiction non pas dans le clavier mais dans la zone d'affichage de la saisie du texte (Figure 2). Cette solution consiste à afficher une proposition de complétion directement dans l'éditeur de texte, ceci à partir de la meilleure prédiction (mot de plus haute probabilité d'occurrence). L'objectif est d'inciter l'utilisateur à consulter au moins une proposition de prédiction lors de la saisie avec un intérêt principal : le regard reste alors focalisé sur la zone d'édition.



Figure 2. Exemple d'intégration de la prédiction de mots à l'éditeur de texte

La première question qui se pose ici est donc de savoir si les personnes utilisatrices regardent ce qu'elles écrivent au cours de la saisie. Les retours lors des trois sessions de focus groups sont de ce point de vue unanimes : dans une écrasante majorité de cas, les personnes utilisatrices ne regardent pas l'éditeur de texte lors de la saisie. Ce n'est qu'après la saisie d'un énoncé complet qu'ils vérifient la correction le cas échéant (ils peuvent aussi lancer une synthèse vocale pour vérifier la qualité de leur saisie). Cette observation est sans doute un bon indicateur des difficultés des personnes utilisatrices à changer de focus d'attention sans surcharge cognitive. Elle nous incite en tous cas à ne pas recommander une intégration de la prédiction dans l'éditeur pour les personnes souffrant de troubles sensorimoteurs.

Cette approche est également peu envisageable avec un clavier physique puisque les utilisateurs ont tendance à regarder leurs mains lors de la saisie et de ne regarder, une fois encore, ce qu'ils ont écrit qu'à la fin de la saisie.

En conclusion, l'intégration, de la prédiction dans l'éditeur de texte pourrait être utile dans une seule situation : celle de

personnes dys, ayant une bonne connaissance de leur clavier ainsi qu'une absence de troubles neuro-visuels. Toutefois, même dans ces situations d'usage favorables, cette option peut être limitée par des contraintes techniques. En effet, elle n'est utile que si la personne peut utiliser la prédiction non pas uniquement dans son outil de CAA, mais dans toutes les applications utilisées via celui-ci : Word ou éditeur équivalent, chat sur réseaux sociaux, etc.

*E. Clavier ligne-colonne avec réorganisation locale*

L'expérience acquise au fil des années dans les centres de Kerpape et Garches suggère que les claviers à défilement ligne-colonne (LC) sont les plus répandus parmi les personnes équipées d'un outil de CAA utilisant le défilement automatique. La sélection du caractère recherché par un balayage automatique des lignes puis des colonnes (ou inversement) demande deux appuis sur le contacteur pour saisir une lettre, effort physique qui n'est pas négligeable dans le cas de certaines pathologies. En contre partie, l'organisation LC du clavier permet de réduire le nombre moyen de défilements pour accéder à une touche, par rapport à un curseur qui parcourt les touches une à une, de gauche à droite, et de haut en bas (appelé défilement linéaire), sans réorganisation dynamique [19].

Une organisation statique favorise la mémorisation de la disposition des caractères sur le clavier, et donc un usage avec une charge cognitive réduite, par rapport à un clavier dynamique. Dans le cadre d'un clavier à défilement automatique, la réorganisation dynamique des caractères permet de fortement réduire le nombre de défilement requis pour atteindre une touche. Dans le cadre de ces focus groups, nous avons voulu interroger les ergothérapeutes et orthophonistes sur un mode hybride d'organisation du clavier tirant parti des aspects bénéfiques des deux approches (défilement linéaire avec réorganisation dynamique versus défilement ligne-colonne), tout en réduisant leurs facteurs limitants.

Le mode hybride envisagé repose sur la sélection d'une ligne dans un clavier avec une organisation statique, puis la sélection du caractère recherché sur la ligne sélectionnée qui est alors réorganisée dynamiquement.

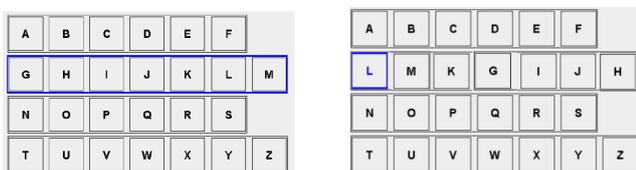


Figure 3. Exemple d'intégration local de la prédiction de caractères dans la ligne sélectionnée : à gauche, la ligne que l'utilisateur va sélectionner ; à droite, les caractères de la deuxième ligne ont été réorganisés suite à la sélection de la ligne et en fonction des caractères précédemment saisis.

La figure3 présente ainsi un type de clavier hybride, reposant sur une matrice ligne/colonne où les caractères sont affectés de manière statique à une ligne, mais où les caractères d'une ligne sont, une fois celle-ci sélectionnée, réorganisés en

fonction de leur probabilité d'occurrence. Cette proposition tente de tirer profit de la prédiction de caractères tout en essayant de conserver une certaine possibilité de mémorisation de l'affichage et de l'organisation des caractères sur le clavier.

Cette stratégie hybride a attiré la curiosité des spécialistes consultés. Ils ont toutefois soulevé certaines contraintes : par son caractère dynamique, ce type de clavier est inadapté en cas de problèmes visuels. De plus, le caractère dynamique de ce clavier contraste avec les habitudes des personnes appareillées avec un clavier LC qui ont l'habitude, sur une organisation statique, d'anticiper la saisie (notamment lorsque le caractère souhaité se situe à la première position) grâce à leur mémorisation du clavier. Avec le clavier hybride à réorganisation locale, il faut être assez réactif pour anticiper le geste de validation. Il faudrait alors prévoir deux vitesses de défilement, une pour le mode statique de la sélection de la ligne (rapide) et une pour le mode dynamique de la sélection du caractère lors du parcours des colonnes (lent).

Cette stratégie originale de défilement semble toutefois une piste intéressante à explorer. Seules des expérimentations en situations réelles d'usage, avec des populations cibles, pourront réellement renseigner sur l'apport de cette solution.

*F. Clavier avec curseur statique*

Dans cette configuration, le clavier propose une prédiction de caractères avec des lettres qui défilent de droite à gauche sur une zone de focus d'attention et de sélection immobile. Ce n'est donc plus le curseur qui défile, mais les lettres sous la zone d'attention (Figure 4). Après chaque sélection de caractère, l'anneau de défilement des lettres est ré-agencé en fonction de la probabilité d'apparition de chaque lettre en fonction des saisies précédentes : le défilement des lettres sous le curseur statique reprend, de la lettre la plus probable à la moins probable. Ce principe de curseur statique a déjà été étudié avec le clavier SlideKey [20], mais les caractères ne défilaient pas automatiquement. La personne utilisatrice devait faire défiler les caractères au moyen des flèches directionnelles.

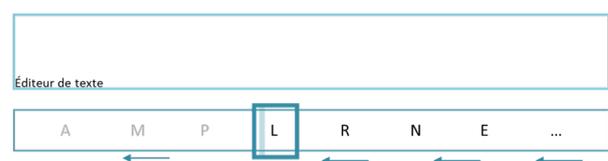


Figure 4. Exemple de clavier à curseur statique avec des lettres en défilement

Cette proposition intrigue praticiens et praticiennes, car iels n'ont jamais rencontré une telle stratégie de saisie lors de leurs recherches d'adaptation. Iels estiment que cette approche pourrait être particulièrement intéressante pour les personnes ayant des limitations dans l'exploration visuelle et pourrait contribuer à réduire leur fatigue cognitive associée à la saisie.

Néanmoins, cette fonctionnalité peut ne pas être pertinente pour une très large population. En effet, elle nécessite tout de même une bonne vision puisque l'utilisateur doit être en capacité de lire en direct le caractère courant positionné sous

le curseur statique. Elle ne pourra pas ici mémoriser l'ordre des lettres puisque celui-ci sera amené à changer après chaque saisie de caractère. Or, cette stratégie de mémorisation est une solution utilisée par de nombreuses personnes, qu'on retrouve d'ailleurs chez le grand public utilisant un clavier physique.

En conclusion, un clavier à curseur statique est une configuration originale qui peut répondre aux besoins de populations bien ciblées. De part son caractère novateur, ce type de clavier doit faire l'objet d'une conception attentive, et d'études expérimentales complémentaires pour être validé de manière objective (vitesse de saisie, fatigue cognitive) et subjective (retours d'utilisation) auprès de personnes représentatives dans des situations d'usage réelles.

#### IV. PRÉDICTION DE MOTS : BILAN DES ÉCHANGES

Si l'organisation du clavier virtuel revêt une importance ergonomique cruciale en termes d'appropriation des outils de CAA, l'apport de la prédiction linguistique est également essentiel. En particulier, une prédiction de mots dont les propositions sont souvent erronées est à même de perturber les personnes utilisatrices et d'accroître, en vain, leur charge cognitive lors de la communication.

C'est pourquoi nous avons également souhaité interroger orthophonistes et ergothérapeutes sur les limites des prédictions de mots utilisées par leurs patients et patientes, ainsi que sur des besoins en la matière qui ne seraient pas satisfaits par ces moteurs de prédiction. Ces échanges ont concerné uniquement les deux focus group organisés au centre de rééducation de Kerpape. Ils ont porté avant tout sur le moteur de prédiction Sibylle [11] intégré au système de CAA LifeCompanion. Certaines conclusions de ce focus group sont donc spécifiques à Sibylle et ne sont pas repris dans cet article. Au contraire, nous rapportons ci-dessous plusieurs conclusions de portée plus générale et pouvant intéresser toute personne impliquée dans la conception d'un système de CAA.

**Criticité des prédictions hors de propos** – S'il est bien sûr attendu que la prédiction propose les mots attendus dans sa liste de suggestions, cet apport peut être totalement masqué lorsque certaines propositions sont inappropriées. En effet, un mot qui est inconnu des personnes utilisatrices, ou qui paraît totalement déconnecté du contexte courant de communication, perturbe fortement ces dernières. Les concepteurs d'outils de CAA doivent donc être autant attentifs à limiter les prédictions jugées malvenues qu'à améliorer le taux de bonnes prédictions. Pour atteindre cet objectif, l'adaptation des modèles de prédiction est essentielle.

**Adaptation au langage du locuteur** – Certains systèmes de CAA intègrent une prédiction de mots qui s'adapte aux saisies de l'utilisateur. Le plus souvent, cette adaptation concerne le vocabulaire employé par l'utilisateur. L'adaptation peut reposer sur l'ajout ou le retrait manuel de mots dans le dictionnaire de l'application. Cette approche reste très lourde et nécessite souvent une intervention en ergothérapie ou en orthophonie. Les retours des focus group montrent qu'au contraire, l'adaptation automatique du modèle de prédiction par observation des saisies utilisateurs est appréciée.

**Adaptation à l'âge langagier** – Chez l'enfant, l'adaptation au vocabulaire maîtrisé est plus cruciale qu'une simple adaptation à son style propre d'élocution. En effet, les moteurs de prédiction courants sont appris sur du langage adultes et les enfants qui utilisent une CAA sont très souvent perturbés par la proposition de mots qu'ils ne connaissent pas. Les personnes consultées lors des focus group considèrent ainsi cette adaptation à l'âge langagier comme étant de première priorité. Il a été noté que cette adaptation ne peut être réalisée par une simple exclusion des mots les moins courants de du langage adulte. Le vocabulaire enfantin ne peut en effet pas être identifié aux mots les plus courants de la langue.

**Adaptation thématique** – La seconde priorité affichée à l'issue des focus groups sur la prédiction concerne la capacité du système à focaliser ses propositions sur des termes compatibles avec le thème courant de la communication. Les personnes participant aux échanges se demandent toutefois si ce besoin serait aussi affirmé si la prédiction était déjà capable de s'adapter au vocabulaire connu par la personne utilisatrice. On retrouve ici le besoin fort d'éviter avant tout les propositions hors sujet ou inconnues.

**Correction automatique** – Le système LifeCompanion dispose d'un module de correction à la prédiction. Ce type de fonctionnalité est peu fréquent sur les outils de CAA actuels. Sa présence est appréciée, mais n'apparaît pas comme de la plus haute priorité. Ici encore, cette fonctionnalité n'apparaît utile que si la correction est adaptée aux capacités langagières de la personne, ce qui peut là encore demander une intervention coûteuse en orthophonie. Il est noté que pour les personnes présentant des troubles DYS, la question de la prise en charge des erreurs de segmentation en mots est aussi sensible que celle de la correction orthographique ou grammaticale des mots concernés.

#### V. CONCLUSION

La diversité des handicaps et des aides techniques liées à l'aide à la communication alternative et augmentée est telle qu'il est illusoire de disposer de standards de recommandation d'adaptation s'appuyant sur des études expérimentales d'envergure, comme il a pu y en avoir par le passé pour les interfaces interactives destinées au grand public.

Face à ces difficultés, la tentation pourrait être forte chez les concepteurs de systèmes de CAA de proposer des solutions originales et laisser les personnes utilisatrices, les ergothérapeutes ou les orthophonistes s'en emparer pour faire émerger des solutions adaptées. L'expérience montre qu'une telle approche est illusoire dans la majorité des cas. En effet, là où les grands centres de rééducation peuvent développer une expérience pointue des outils existants et proposer des préconisations d'adaptation réellement efficaces, les personnes utilisatrices, comme les personnels de santé travaillant en libéral, manquent souvent de temps et/ou de connaissances pour développer une telle expertise. Bien souvent l'habitude prime donc avant tout.

Il est donc important pour pouvoir rédiger des guides de préconisation en matière d'adaptation CAA. Les expériences

en situations réelles d'usage étant lacunaire, nous avons tenté de monter, dans cet article, que l'organisation de focus group auprès de personnes représentatives aussi bien des usagers que des professionnels et professionnelles de santé permet de définir des préconisations de configuration de clavier, ou a minima des mises en garde sur certaines utilisations. Dans cet article, nous avons ainsi synthétisé des recommandations qui nous paraissent utiles à toute la communauté sur des solutions d'adaptation couramment envisagées. Dans le cas de configurations plus originales, le recours à des études en situations réelles d'usage semble par contre essentielle pour confirmer les intuitions. Ce sont ces types d'études expérimentales que nous sommes en train de conduire avec les claviers à curseur statique et LC à réorganisation locale

#### REMERCIEMENTS

Nous remercions l'ensemble des personnes qui ont participé aux différents focus group. Ce travail est financé par l'Agence Nationale pour la Recherche (ANR), dans le cadre du projet AAC4All (ANR-21-CE19-0051) : <https://www.aac4all.org>

#### REFERENCES

- [1] N. Biard, C. Dumas, J. Bouteille, D. Pozzi, F. Lofaso, and I. Laffont, "Apports de l'évaluation en situation de vie à partir d'une étude sur l'intérêt de la prédiction de mots auprès d'utilisateurs de synthèse vocale," in *Handicap*, 2006, pp. 145–148.
- [2] E. F. LoPresti and D. M. Brienza, "Adaptive software for head-operated computer controls," *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 12, no. 1, pp. 102–111, 2004.
- [3] P. Majaranta and A. Bulling, "Eye tracking and eye-based human-computer interaction," in *Advances in Physiological Computing*. London: Springer London, 2014, pp. 39–65.
- [4] D. Zapała and B. Bałaj, *Eye Tracking and Head Tracking – The two approaches in assistive technologies*. vCeská republika: MAGNANIMITAS: Hradec Králové, 01 2012, pp. 2406–2415.
- [5] I. S. MacKenzie, "Modeling text input for single-switch scanning," in *Computers Helping People with Special Needs*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 423–430.
- [6] T. Felzer, I. S. MacKenzie, P. Beckerle, and S. Rinderknecht, "Qanti: a software tool for quick ambiguous non-standard text input," in *12th International Conference on Computers Helping People with Special Needs, ICCHP'10*. Springer, 2010, pp. 128–135.
- [7] F. Jabeen and L. Tao, "An efficient text entry model for scanning ambiguous keyboard," in *9th International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics (IHMSC)*, vol. 1, 2017, pp. 71–76.
- [8] O. Poláček, Z. Mikovec, and P. Slavik, "Predictive scanning keyboard operated by hissing," in *Proceedings of the 2nd IASTED International Conference Assistive Technologies*. Citeseer, 2012, pp. 862–9.
- [9] H. H. Koester and R. C. Simpson, "Method for enhancing text entry rate with single-switch scanning," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 51, no. 6, p. 995, 2014.
- [10] J.-Y. Antoine and M. Raynal, "Systèmes de saisie de texte pour les personnes avec une déficience motrice : comment les systèmes de prédiction linguistique contribuent-ils à améliorer les performances de saisie ?" *1024*, vol. 19, pp. 15–26, Avril 2022.
- [11] T. Wandmacher, J.-Y. Antoine, F. Poirier, and J.-P. Départe, "Sibylle, an assistive communication system adapting to the context and its user," *ACM Transactions on Accessible Computing (TACCESS)*, vol. 1, no. 1, pp. 1–30, 2008.
- [12] M. Raynal, "Keyglasses: semi-transparent keys on soft keyboard," in *Proceedings of the 16th international ACM SIGACCESS conference on Computers & accessibility*, 2014, pp. 347–349.
- [13] M. Raynal, I. S. MacKenzie, and B. Merlin, "Semantic keyboard: Fast movements between keys of a soft keyboard," in *14th International Conference on Computers Helping People with Special Needs, ICCHP'14*. Springer, 2014, pp. 195–202.
- [14] K. Trnka, D. Yarrington, J. McCaw, K. F. McCoy, and C. Pennington, "The effects of word prediction on communication rate for aac," in *Human language technologies 2007*, 2007, pp. 173–176.
- [15] M. Raynal, "Systemes de saisie de textes pour les personnes handicapées moteur : optimisation, interaction et mesure de l'utilisabilité," Ph.D. dissertation, Université Toulouse III - Paul Sabatier, 2005.
- [16] G. Badr and M. Raynal, "Wordtree: results of a word prediction system presented thanks to a tree," in *5th International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction. Applications and Services, UAHCI 2009*. Springer, 2009, pp. 463–471.
- [17] M. Norré and M. De Wilde, "Configuration et évaluation d'un système de prédiction de mots au sein d'un logiciel de communication améliorée et alternative (caa)," in *Proceedings of the Second Swiss Conference on Barrier-Free Communication (BFC 2018)*, 2018, p. 71.
- [18] M. Raynal and G. Badr, "Study of user behavior when using a list of predicted words," in *Joint International Conference on Digital Inclusion, Assistive Technology & Accessibility - ICCHP-AAATE 2022*, 2022, pp. 331–337.
- [19] L. Hoiry, C. B. Khelil, F. Rayar, A. Halftermeyer, J.-Y. Antoine, and M. Raynal, "Staacs3: Simulation tool for aac with single-switch scanning," in *17th International Conference of the Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe (AAATE 2023)*, vol. 306. IOS Press, 2023, pp. 487–494.
- [20] M. Raynal and B. Martin, "Slidekey: Impact of in-depth previews for a predictive text entry method," in *17th International Conference on Computers Helping People with Special Needs, ICCHP'20*. Springer, 2020, pp. 363–370.

# Détection des zones d'intérêt dans une œuvre d'art

## en vue d'une audio description pour personnes non-voyantes

Wenqi LUO, Lilia DJOUSSOUF, Christèle LECOMTE, Katerine ROMEO

Université de Rouen Normandie, Normandie-Univ

LITIS UR4108

Rouen, France

Wenqi.Luo@univ-rouen.fr

**Résumé**— L'objectif de cette étude est d'explorer l'attention visuelle humaine lors de l'observation d'une œuvre d'art en vue de créer une audiodescription accompagnant l'exploration haptique. Les résultats de tests oculométriques seront utilisés pour créer des représentations adaptées dans des musées, pour un public inclusif de visiteurs comprenant des personnes avec différents niveaux de capacités visuelles. Après une étude de méthodes existantes, nous avons élaboré des tests avec un dispositif d'Eye-tracker pour mettre en évidence les zones d'intérêt de chaque image observée. Cette approche est appliquée sur une nouvelle base de données composée d'images de la Tapisserie de Bayeux. Nous avons sélectionné parmi les méthodes d'apprentissage automatique existantes, celles mettant la saillance des objets en évidence pour s'approcher au mieux des résultats obtenus avec l'Eye-tracker. Les premiers résultats issus de ces tests sont présentés et comparés afin de l'optimiser et d'étendre son utilisation à l'étude de l'œuvre entière.

**Mots-clés** — personne non-voyante; zones d'intérêt; carte de saillance; œuvre d'art; audio description; inclusivité; oculométrie; apprentissage.

### I. INTRODUCTION

Dans le musée, les personnes aveugles et partiellement aveugles sont dépendantes d'aides extérieur dans leur déplacement. De plus, elles ont des difficultés à apprécier les œuvres d'art de manière indépendante. Pour faciliter l'expérience muséale de personnes à capacités visuelles moindres, un prototype académique numérique a été conçu pour fournir une assistance aux visiteurs de musées.

Ainsi le dispositif haptique, F2T (force feedback tablet) [1] a été développé dans le but de rendre accessible à tous des images d'œuvres d'arts en deux dimensions (Fig. 1) accompagnées d'une audiodescription. Néanmoins, pour éviter une charge d'information trop importante à transcrire via la F2T, nous avons besoin d'analyser les éléments sémantiquement importants sur une image. L'œil humain est attiré naturellement par certains éléments saillants et il y concentre son attention.

L'attention visuelle se compose de deux types d'attention différents, à savoir l'attention manifeste (attention ouverte) et l'attention cachée (attention couverte) comme décrit dans l'étude présentée par Olivier Le Meur [2]. L'attention manifeste est une attention observable. Lorsque les personnes souhaitent consciemment se concentrer sur une zone ou un objet, elles effectuent des mouvements perceptibles de la tête ou des yeux

pour focaliser leur regard sur une zone spéciale définie dans l'image. L'attention cachée concerne la perception de l'environnement sans déplacer la tête ou les yeux en utilisant la perception externe. Ce type d'attention n'est pas facilement détectable.

Lors de nos expérimentations c'est l'attention manifeste qui a été exploitée car elle peut être directement détectée par des changements dans le mouvement des yeux par un Eye-tracker qui peut identifier les types de mouvements oculaires grâce à ses micro-cameras. Cependant, il existe des influences sur notre capacité d'attention notamment les connaissances a priori (analyse descendante) et des influences des stimuli (analyse ascendante), comme l'illustre l'étude fondatrice d'Orquin [3] qui différencie les différents types d'attention.

Il existe dans la littérature plusieurs bases de données créées pour évaluer l'attention visuelle, notamment la base de données Salicon [4]. Dans le cadre de cet article, nous cherchons à évaluer différents modèles d'apprentissage statistique (Machine Learning) sur l'attention pour une base de données composée d'images de la Tapisserie de Bayeux. C'est une broderie historique relatant la conquête de l'Angleterre par Guillaume le Conquérant en 1064. Elle mesure 70 mètres de long et 50 cm de haut.



Fig. 1. F2T Tablette à retour de force utilisée pour transmettre une forme/une impression haptique d'une image virtuelle. Le doigt de l'utilisateur déplace le joystick en 2D sous l'impulsion de deux moteurs sur les axes horizontaux et verticaux

Comment trouver les éléments sémantiquement importants dans cette œuvre d'art susceptibles d'attirer l'attention des visiteurs? Nous avons réalisé des tests avec un Eye-tracker pour analyser le comportement des personnes observant des scènes avec et sans audio description, afin de constituer une base de données sur les images de la Tapisserie de Bayeux. La

base de données sera ensuite utilisée pour entraîner un modèle d'apprentissage.

Dans cet article, nous cherchons à détecter les zones d'intérêt dans une œuvre d'art en analysant les mouvements oculaires avec un Eye-tracker. Nous présentons le protocole expérimental suivi et les tests réalisés (II). Ensuite, nous donnons les résultats préliminaires obtenus (III). Dans la section suivante, nous comparons différents modèles d'apprentissage non-supervisés afin de déterminer le modèle le mieux adapté pour trouver les zones de saillance et les analyser (IV). Enfin, nous concluons avec une discussion sur la suite envisagée de la recherche.

## II. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Cette section introduit en détail le protocole expérimental suivi, le profil des participants, le matériel utilisé et la méthode de récolte des données.

### A. Profil des participants

Dans ces tests, les 48 participants ( $n_m = 33$  genre masculin,  $n_f = 15$  genre féminin), âgés entre 21 ans et 64 ans, étaient tous volontaires. Ils ont été invités à s'asseoir devant un ordinateur et à regarder les images de la Tapisserie de Bayeux.

Cette expérience a été menée conformément à la réglementation RGPD suite à une validation par le comité d'éthique de l'Université de Rouen Normandie. Avant le début de l'expérience, les participants ont été informés sur les objectifs de l'expérimentation. Ils ont été amenés à renseigner leur profil et ils ont signé un consentement éclairé sur l'utilisation qui serait faite des données.

### B. Matériel

Le dispositif de tests Eye-tracker de marque Tobii Pro Fusion [5] est placé sous l'écran. Il fonctionne avec une fréquence d'échantillonnage de 250Hz. La distance entre le dispositif et les yeux du participant est en moyenne de 60 cm.



Fig. 2. Un participant observe les images sur l'écran

### C. Méthode de récolte de données

La première étape a été de calibrer l'Eye-tracker pour chaque participant. Pour cela, 9 points sont affichés successivement dans un certain ordre suivant un emplacement différent sur l'écran (Fig.2). Le participant est prié de les regarder en suivant les directions du programme de calibration.

Ensuite le test commence avec l'affichage des images. Elles sont affichées successivement pendant 6 secondes sur l'écran. Les participants sont amenés à observer des images de différentes scènes de la Tapisserie de Bayeux. Chaque participant va observer environ 85 images. Pour éviter la fatigue oculaire, après environ 40 images, les participants ont la possibilité de faire une pause de 2 minutes. Entre les images successives, un fond gris avec une croix au centre de l'écran est affiché pour attirer le regard pendant 1 seconde. Cela permet de concentrer la position des yeux et de contrôler le biais central. L'affichage des images commence par une image complète qui sera ensuite subdivisée en plusieurs imogettes (Fig. 3). Au total, 314 images issues de 28 scènes de la Tapisserie de Bayeux ont été testées.

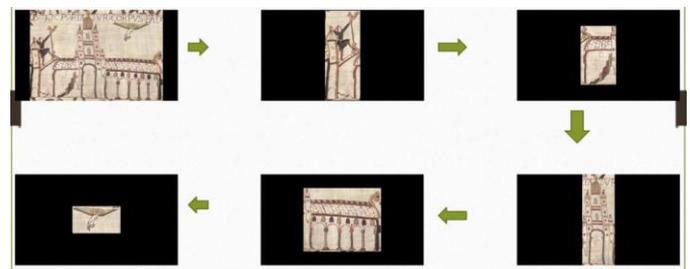


Fig. 3. Exemple d'images affichées successivement

Deux conditions de tests ont été réalisées : observation d'images sans audiodescription audio et avec une audiodescription courte.

Dans l'Eye-tracker, les points de fixations sont définis lorsque l'œil est immobilisé à partir d'un seuil de temps (60 ms). Cela indique que le système visuel se concentre sur une information spécifique ou la traite. La taille des zones observées correspondant aux surfaces de saillance est proportionnelle au temps d'attention accordé par le participant. Les cartes de saillances sont une méthode de visualisation permettant de montrer la répartition de l'attention visuelle dans les données d'oculométrie. Les points de saccade correspondent au processus par lequel l'œil se déplace rapidement d'un point de fixation à un autre. Il est souvent utilisé pour changer de centre d'intérêt ou pour trouver de nouvelles sources d'information dans une scène visuelle. Le parcours oculaire présente la trajectoire des mouvements oculaires sur l'écran suivant l'ordre logique des informations recueillies par l'utilisateur.

À l'issue des tests, nous obtenons des cartes de saillance (heat maps) moyennées par image pour un ensemble de participants, et des parcours oculaires (gaze plot) pour chaque participant.

Enfin, les participants sont amenés à répondre à un questionnaire sous la forme d'échelle de Likert et de questions libres (Table1).

### III. RESULTATS PRELIMAIRES ET ANALYSES

Deux types de visualisation ont été générés à partir des données d'Eye-tracker recueillies : des cartes de saillance et des parcours oculaires.

Nous avons obtenu environ 33000 points de fixations et 3000 points de saccades par participant. Nous pouvons obtenir les cartes de saillance de chaque image avec une moyenne sur 7 personnes (Fig. 4). Nous observons que pour la Tapisserie de Bayeux, l'essentiel des participants se focalisent sur les visages et les mains des personnages ainsi que sur les écritures.



Fig. 4. Carte de saillance par Eye-tracker moyennée sur 7 participants

Soit une scène de la Tapisserie de Bayeux sélectionnée, on étudie un sous-groupe de participants ayant observé la même scène avec et sans audiodescription. Le groupe 1 ayant bénéficié d'un stimulus audio et visuel, est composé de 4 participants. Le groupe 2 avec uniquement un stimulus visuel est composé de 10 participants. Le test non paramétrique U de Mann Whitney a montré qu'il n'existe pas de différence significative sur le nombre de points de fixations entre les groupes 1 et 2 pour aucune des images composant la scène étudiée ( $m_{total} = 5586$ ,  $SD = 662.39$ ;  $p > 0.05$ ).



Fig. 5. Cartes de saillance obtenues (groupe 2) sans audiodescription et (groupe 1) avec audiodescription « Deux groupes de cavaliers se dirigent vers la droite »

La figure 5 met en évidence pour une même image, les observations des deux groupes (Fig. 5). Il est possible de remarquer de manière qualitative que la dispersion des points de fixations est plus grande pour les participants du groupe 1. De plus, nous observons que l'attention est portée dans des zones vides d'information sur la Tapisserie pour ces mêmes participants. Une possible interprétation est que l'attention des participants est occupée par l'écoute et n'est pas informative. Cependant, ce sont bien les mêmes zones de saillance qui sont mises en avant par les deux groupes. Il est possible d'émettre comme hypothèse que l'utilisation d'audiodescriptions courtes

n'influence pas l'identification des zones sémantiquement les plus importantes.

La figure 6 résume les résultats suite au questionnaire présenté (Table 1) aux participants à la fin des expérimentations. Ce questionnaire a pour objectif de récolter leur ressenti sur les images présentées et sur l'expérimentation en générale.

TABLE 1. IDENTIFICATION DES ENONCES SUR LES QUESTIONS

Questions	Énoncés
Q1	Le temps d'affichage de l'image est trop court
Q2	Vous avez ressenti de la fatigue lors de l'expérimentation
Q3	Vous avez été distrait lors de l'expérimentation
Q4	Les images sont répétitives
Q5	Les images sont compliquées
Q6	Parmi toutes les images, certaines sont étranges
Q7	Vous avez apprécié les images présentées
Q8	Les descriptions étaient pertinentes avec les images présentées

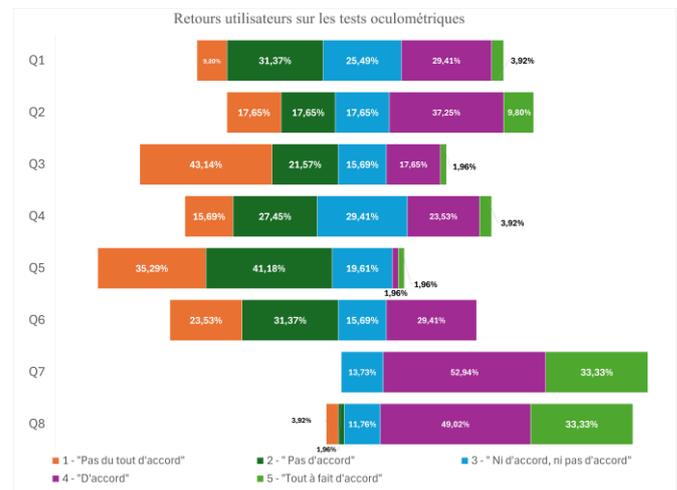


Fig. 6. Résultats de l'échelle de Likert sur les retours des tests oculométriques

En termes de ressenti sur les stimuli présentés, le temps d'affichage des images étaient légèrement trop courts (6 secondes) pour les participants (Q1 :  $m = 2.85 \pm 1.09$ ), et les images semblaient un peu répétitives (Q4 :  $m = 2.72 \pm 1.14$ ) mais pas compliquées (Q5 :  $m = 1.93 \pm 0.90$ ). Certaines images ont été qualifiées d'étranges (Q6 :  $m = 2.50 \pm 1.14$ ) dans leur choix de présentation (dimension choisie). Néanmoins, la plupart ont apprécié les images de la Tapisserie de Bayeux malgré leurs différentes présentations (Q7 :  $m = 4.25 \pm 0.63$ ). Généralement, les audiodescriptions courtes fournies pour une partie des images leur ont semblé pertinentes (Q8 :  $m = 4.04 \pm 0.94$ ).

En termes de ressenti d'expérience, certains participants ont éprouvé de la fatigue lors de l'expérimentation (Q2 :  $m = 3.00 \pm 1.28$ ), mais ne se sont pas sentis distraits (Q3 :  $m = 2.12 \pm 1.21$ ).

L'Eye-tracker fournit également le parcours oculaire des participants. Nous pouvons obtenir les parcours oculaires de

chaque image par participant (Fig. 7). Ces données temporelles n'ont pas été exploitées dans le cadre de cette étude, mais il serait intéressant d'identifier de possibles comportements similaires pour les conditions expérimentales présentées ici.

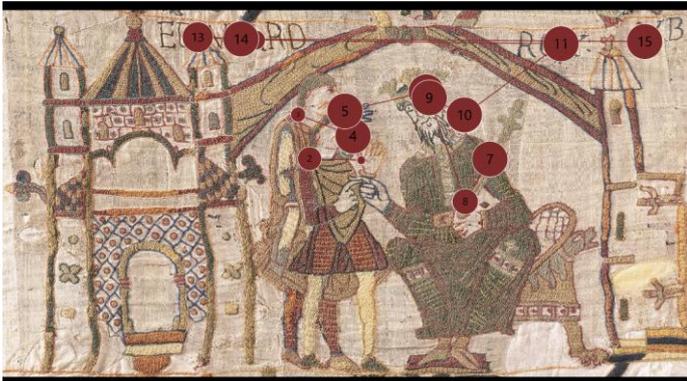


Fig. 7. Parcours oculaire d'un participant

Après avoir analysé globalement le ressenti sur les stimuli présentés face aux tests, la section suivante se concentre sur une comparaison de modèles pouvant générer automatiquement des cartes de saillance pour des œuvres d'art similaires à la Tapisserie de Bayeux.

#### IV. COMPARAISON DES DIFFERENTS MODELES

Dans la littérature, plusieurs chercheurs ont travaillé sur les méthodes d'attention et ils se sont intéressés aux méthodes d'apprentissage automatiques se basant sur les réseaux de neurones. Les modèles d'apprentissage utilisés par les auteurs de ces articles sont supervisés. Dans l'apprentissage supervisé, le modèle tente de découvrir des structures ou des régularités à partir des données supervision avec étiquetage des données d'entrée. La structure ou la régularité trouvée dans les données à l'aide du modèle peut être utilisée pour prédire l'attention visuelle sur d'autres images.

Dans la prédiction de cartes de saillance par rapport aux fixations de l'œil humain, Cornia *et al.* [6] ont utilisé un modèle d'attention basé sur la saillance via un modèle LSTM.



Fig. 8 Résultats comparés entre les modèles ResNet50, SAM-LSTM-RESNET et TranSalNet. La vérité terrain est donnée par l'Eye-tracker sur plusieurs participants

#### B. Modèle utilisé

Dans le cadre des tests, le modèle SAM-LSTM-RESNET [6] a été sélectionné car les résultats sont les plus proches de la vérité terrain issue de l'Eye-tracker.

Lou *et al.* [7] ont utilisé des Transformers pour améliorer les performances des zones de saillance.

Notre base de données est limitée à 314 images. L'objectif est d'adapter un modèle pour obtenir les résultats les plus proches possibles de la vérité terrain que nous avons obtenu à partir de l'Eye-tracker et ensuite d'entraîner notre base de données avec le modèle choisi.

Pour les images de la Tapisserie de Bayeux, nous avons testé trois modèles différents : ResNet50 [9] (modèle ayant une architecture simple) qui utilise 50 couches de réseaux de neurones, pour trouver les points saillants sur les images, SAM-LSTM-RESNET [6] qui utilise LSTM (Long Short-Term Memory) pour étudier les régularités dans les datasets, puis TranSalNet [7] qui utilise Transformer encodeur et CNN décodeur.

#### A. Comparaison

SAM-LSTM-RESNET et TranSalNet utilisent la base de données Salicon, et ResNet50 utilise la base de données ImageNet pour entraîner leurs modèles. Nous avons utilisé ces trois modèles pour prédire nos images. Les résultats des prédictions sont récapitulés dans la figure 8 pour une scène pour laquelle le résultat par Eye-tracker est donné.

Nous observons dans la Fig. 8, que le modèle ResNet50 ne détecte aucun élément en particulier dans la scène. Par contre, le modèle SAM-LSTM-RESNET détecte les personnages principaux et les éléments de la frise sans trop de bruits. Le modèle TranSalNet quant à lui se focalise sur les écritures et l'objet central. Nous pouvons en déduire que chaque modèle a été entraîné avec des objectifs différents et c'est ce qui est mis en évidence ici.

Les deux dernières méthodes entraînées sur la même base de données (Salicon) donnent des résultats différents. Dans le cadre des tests sur la Tapisserie de Bayeux, le modèle SAM-LSTM-RESNET est celui qui a les résultats les plus proches de ceux souhaités puisqu'il met en évidence les personnages. Le comparatif nous permet donc de choisir ce modèle dont les résultats sont les plus proches par rapport à la vérité terrain issue de l'Eye-tracker.

L'architecture du modèle de Cornia [6] est composé de 4 modules : « attentive convLSTM (Long Short-Term Memory) », « apprentissage a priori », « réseau de neurones convolutif dilaté » et la fonction de perte. Attentive convLSTM est un réseau de LSTM (Long Short-Term Memory) qui étudie et

mémorise les caractéristiques de chaque image pour créer des cartes de saillances.

Le module « apprentissage a priori » laisse le réseau apprendre ses propres cartes de saillance créées à partir d'une modélisation du biais central à l'aide d'un ensemble de fonctions gaussiennes à matrice de covariance diagonale.

Le réseau de neurones convolutif dilaté est une convolution pour résoudre le problème de réduction de la résolution de l'image et de la perte d'information due au sous-échantillonnage lors de la segmentation sémantique de l'image. Il utilise comme paramètre le taux de dilatation qui est de la même taille que le noyau de convolution. Ce réseau peut avoir un champ perceptuel plus large.

La fonction de perte est calculée à partir de trois fonctions NSS, the KI-Div et CC.NSS et elle a été définie spécifiquement pour l'évaluation des modèles de saillance. Elle quantifie les valeurs de la carte de saillance aux emplacements de fixation et les normalise avec la variance de la carte de saillance. KI-Div (Kullback-Leibler Divergence) est un calcul linéaire entre la carte saillance prédite et la densité issue de la vérité terrain. CC correspond au « coefficient de corrélation Pearson », il évalue la perte d'information entre les cartes prédites seuillées et la vérité terrain.

Ce modèle est trop complexe pour notre base de données de petite taille, nous avons donc ajouté les couches « dropouts » pour réduire le nombre de neurones utilisés et les couches « Normalisation ». Ces modifications permettent d'éviter le surapprentissage.

Après l'apprentissage avec notre base de données, nous pouvons comparer les prédictions par apprentissage (Fig. 9) avec les résultats de l'Eye-tracker (Fig. 10). Nous pouvons observer que les points de saillance principaux donnés sur les résultats avec l'Eye-tracker sont prédits avec succès. Sur l'exemple de la Fig. 9, les visages sont bien détectés.

Nous avons aussi testé la méthode avec les images d'une autre tapisserie, celle de l'Apocalypse (Château d'Angers). Nous pouvons observer que les parties les plus saillantes prédites par le modèle sont également les visages (Fig. 11). Or, le château au centre de l'image a son importance spécialement car il est le titre de la scène et un point important à relever. Il attire le regard dans cette image, il en est de même pour d'autres éléments qui pourraient être répertoriés par les historiens spécialistes, comme éléments essentiels pour chaque œuvre d'art. En effet, dans ce cas, les éléments de la base de données devraient être plus représentatifs des œuvres. Une solution serait de refaire le test d'oculométrie, de créer un nouvel ensemble de données et d'effectuer un nouvel apprentissage afin d'obtenir des prédictions plus précises des objets à identifier à partir de l'image. Une deuxième solution serait d'agrandir la base de données en faisant écouter des audiodescriptions sur les objets considérés comme importants et enrichir la détection de ces éléments.

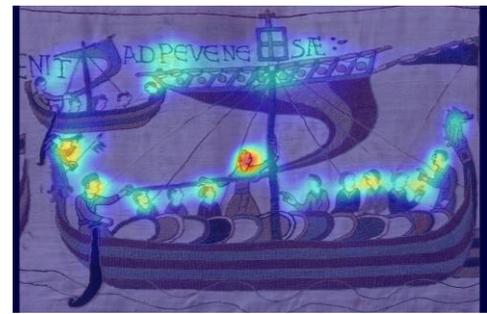


Fig. 9. Prédiction par SAM-LST-RESNET



Fig. 10. Carte de saillance par Eye-tracker.



Fig. 11. Prédiction sur une image de la Tapisserie de l'Apocalypse

## V. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons mené des expériences de tests oculométriques sur 314 images de la Tapisserie de Bayeux sous deux conditions expérimentales (observation d'images avec et sans audiodescriptions courtes) sans relever de différences significatives entre les participants. Avec une base de données de taille réduite, nous avons pu entraîner un modèle d'apprentissage pour prédire les zones de saillance et ainsi généraliser l'emplacement de l'attention de l'observateur. Conformément à nos attentes, les visages des personnages ainsi que le texte dans les images ont été observés comme étant les éléments les plus saillants dans les images.

La suite des travaux portera sur l'adaptation des bases de données dédiées à l'observation des œuvres d'art. Ainsi, il faudra faire un comparatif exhaustif de modèles d'apprentissages pour tenter d'obtenir des prédictions plus précises à partir d'images d'œuvres reprenant des caractéristiques (e.g., architectures, personnages, animaux, plantes etc.) de la Tapisserie de Bayeux. Ensuite, le parcours oculaire sera exploité pour guider l'exploration haptique des éléments à découvrir sur la scène observée.

À l'avenir, notre travail sera d'aider les personnes aveugles à mieux percevoir ces œuvres, notamment pour l'adaptation des audiodescriptions avec l'exploration haptique. L'exploration haptique suivra les contours des objets segmentés [10] avec des frictions fluides, ou sèches pour localiser spécifiquement les objets à retrouver dans l'image [11]. L'exploitation des cartes de saillance permettra de créer des attracteurs et des effets de fluide dans les représentations d'œuvres d'art utilisables par la F2T pour une meilleure compréhension et un accueil inclusif des publics visiteurs de musées.

#### REMERCIEMENTS

Nous remercions tous les participants à notre étude. Ce travail de recherche a été sponsorisé par NormaSTIC qui est un organisme de Normandie Université. La base de données a été réalisée dans le cadre du projet ANR IMG ANR-20-CE38-0007.

#### BIBLIOGRAPHIE

- [1] S. Gay, E. Pissaloux, K. Romeo, N. Truong, "F2T : A Novel Force-Feedback Haptic Architecture Delivering 2D Data to Visually Impaired People", *IEEE Access*, 9, pp.94901-94911, 2021.  
<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3091441> (hal-03665578)
- [2] O. Le Meur, T. Le Pen, R. Cozot, "Can we accurately predict where we look at paintings?", *PLOS ONE*, 9 Oct 2020,  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0239980>
- [3] J.L. Orquin, S.M. Loose, "Attention and choice: A review on eye movements in decision making". *ScienceDirect, Elsevier, Acta Psychologica*, vol.144, issue 1, Sept 2013 p190-206.  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0001691813001364?via%3Dihub>
- [4] M. Jiang, S. Huang, J. Duan, and Q. Zhao, "Salicon : Saliency in context," in *The IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, Juin 2015
- [5] Tobii pro fusion: <https://www.tobii.com/products/eye-trackers/screen-based/tobii-pro-fusion>, dernière consultation: 11 janvier 2024
- [6] M. Cornia, L. Baraldi, G. Serra, and R.Cucchiara, "Predicting Human Eye Fixations via an LSTM-based Saliency Attentive Model", 2018.  
<https://arxiv.org/abs/1611.09571v4>
- [7] J. Lou, H. Lin, D. Marshall, D. Saupé, H. Liu, "Towards perceptually relevant visual saliency prediction", 2022.  
<https://arxiv.org/abs/2110.03593>
- [8] K. He, Xiangyu Zhang, S. Ren, J. Sun, "Deep Residual Learning for Image Recognition", 2015. <https://doi.org/10.48550/arXiv.1512.03385>
- [9] Simonyan K, Vedaldi A, Zisserman A. Deep inside convolutional networks: Visualising image classification models and saliency maps[J]. *arXiv preprint arXiv:1312.6034*, 2013.
- [10] Romeo, K., Chottin, M., Ancet, P., Lecomte, C., Pissaloux, E.: Simplification of painting images for tactile perception by visually impaired persons. In: Miesenberger, K., Kouroupetroglou, G. (eds.) *ICCHP 2018. LNCS*, vol. 10897, pp. 250–257. Springer, Cham (2018).  
[https://doi.org/10.1007/978-3-319-94274-2\\_35](https://doi.org/10.1007/978-3-319-94274-2_35)
- [11] Ali Souradi, Christèle Lecomte, Katerine Romeo, , Simon L. Gay, , Marc-Aurèle Rivière, Abderrahim El Moataz, Edwige E. Pissaloux., «Towards the Tactile Discovery of Cultural Heritage with Multi-approach Segmentation. *ICISP 2020*: 14-23,  
[https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-51935-3\\_2](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-51935-3_2)

# Évaluation de la traduction en pictogrammes pour la communication médecin-patient par des adultes avec une déficience intellectuelle

Magali Norré,<sup>1,2</sup> Trang Pham Tran Hanh,<sup>1</sup> Pierrette Bouillon,<sup>2</sup> Vincent Vandeghinste,<sup>3</sup> Thomas François<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Centre de Traitement Automatique du Langage, ILC, Université catholique de Louvain, Belgique

<sup>2</sup> Département de Traitement Informatique Multilingue, FTI, Université de Genève, Suisse

<sup>3</sup> Instituut voor de Nederlandse Taal, Pays-Bas & CCL/Leuven.AI, KU Leuven, Belgique

**Résumé**—Cette étude a pour but de déterminer les facteurs qui influencent la compréhension par des personnes avec une Déficience Intellectuelle (DI) d'interactions médicales traduites automatiquement en pictogrammes via deux systèmes : Text-to-Picto et PictoDr. Nous présentons une méthodologie d'évaluation originale. Les personnes avec une DI avaient pour tâches de dire ce qu'ils comprenaient des phrases et des pictogrammes évalués. Nous montrons que plusieurs facteurs influencent la compréhension des – phrases traduites en – pictogrammes. Bien que ces personnes aient souvent des difficultés à communiquer avec un médecin, notre étude montre aussi que recourir uniquement à des phrases en pictogrammes n'est pas une solution pour toutes les personnes avec une DI. Les pictogrammes restent toutefois un moyen utile pour améliorer la communication, notamment dans une approche multimodale.

**Mots clés**—Communication Alternative et Améliorée, CAA, évaluation, traduction médicale, pictogramme, Arasaac, déficience intellectuelle

## I. INTRODUCTION

Pour permettre aux personnes avec une Déficience Intellectuelle (DI) de communiquer, il existe plusieurs formes de Communication Alternative et Améliorée (CAA) [1], [2]. Ces méthodes exploitent divers systèmes de représentation, dont les symboles et les images [3]. Les pictogrammes sont utilisés pour exprimer des besoins basiques de la vie quotidienne, mais aussi dans le cadre des consultations médicales [4], [5]. Différents ensembles d'images sont conçus pour les personnes avec une DI dans le domaine de la santé, par exemple, les pictogrammes Widgit Health<sup>1</sup> ou les images de SantéBD.<sup>2</sup>

Afin d'améliorer la communication entre les médecins et les patients avec une DI, une possibilité est de recourir à des systèmes de traduction automatique vers des pictogrammes, tels qu'Arasaac.<sup>3</sup> Nous proposons donc de comparer la sortie de nos deux systèmes : Text-to-Picto [6], [7] et PictoDr [8], qui diffèrent par leur approche, afin de voir ce qui affectent la compréhension des sorties. Text-to-Picto est une adaptation d'un système basé sur les mots, développé initialement pour les personnes avec une DI et la communication sur Internet [9].

PictoDr est fondé sur des concepts et a été conçu spécifiquement pour la communication médicale, mais pour les patients allophones. Les deux systèmes génèrent donc des traductions différentes (ordre et nombre de pictogrammes différents, etc.). La compréhension de phrases en pictogrammes générées par Text-to-Picto a été évaluée par des migrants [10], ainsi que via un focus group auprès de personnes avec une DI [9], mais il ne s'agissait pas de la version française. La compréhension de pictogrammes Arasaac médicaux a aussi été évaluée, mais avec des personnes allophones, soit via un questionnaire en ligne [11], soit avec des tests utilisateurs et un prototype [12].

Dans cet article, nous présentons une façon originale d'évaluer des phrases médicales traduites automatiquement en pictogrammes Arasaac par Text-to-Picto et PictoDr, deux systèmes que nous avons développés. L'étude a été menée auprès d'adultes avec une DI en Suisse, avec la collaboration d'une facilitatrice, qui travaille au sein d'une association.<sup>4</sup> Dans la suite, nous décrivons la méthodologie (section II) et nos résultats (section III), que nous discutons à la section IV.

## II. MÉTHODOLOGIE

Nous présentons ici une étude pilote destinée à investiguer comment évaluer la compréhension de phrases médicales traduites en pictogrammes auprès d'adultes avec une DI. Le but n'est pas de déterminer quel est le meilleur système de traduction automatique (c'est-à-dire celui qui traduit le plus et obtient le moins d'erreur de traduction en termes de rappel et de précision), mais de voir si des personnes peuvent comprendre les questions et instructions médicales traduites en pictogrammes et si certaines différences de traduction contribuent ou non à améliorer cette compréhension. Nous avons choisi d'effectuer des entretiens – ici semi-structurés – car il s'agit de la méthode de collecte de données la plus souvent utilisée auprès de personnes avec une DI [13].

### A. Hypothèses

Les hypothèses peuvent être formulées comme suit :

4. Il s'agit d'une grande organisation d'aide aux personnes en situation de handicap en Suisse. Elle propose un service de traduction de textes en langage simplifié, qui respecte les règles du Facile à Lire et à Comprendre (FALC).

1. [www.widgit-health.com](http://www.widgit-health.com)

2. [www.santebd.org](http://www.santebd.org)

3. [www.arasaac.org](http://www.arasaac.org)

- H1 : La compréhension des pictogrammes isolés est meilleure que la compréhension des phrases en pictogrammes.
- H2 : La compréhension des pictogrammes et la compréhension des phrases en pictogrammes est meilleure pour les participants avec un niveau de langue plus élevé.
- H3 : La compréhension des pictogrammes et la compréhension des phrases en pictogrammes est différente avec Text-to-Picto et PictoDr.
- H4 : La compréhension des instructions est meilleure que la compréhension des questions en pictogrammes.
- H5 : Certaines catégories morphosyntaxiques des mots traduits en pictogrammes sont plus compréhensibles que d'autres.

### B. Participants

Nous avons collaboré avec une facilitatrice suisse qui était chargée d'interroger les participants avec une DI. Elle a l'habitude de travailler avec des personnes en situation de handicap afin de s'assurer que des textes sont faciles à lire et à comprendre. Elle a également déjà participé à une étude de réception portant sur des textes traduits humainement ou automatiquement en langue facile auprès de ce public [14].

Le recrutement des participants a été pris en charge par la facilitatrice de l'étude. Il s'agissait d'un recrutement en interne au sein des collaborateurs (relecteurs) réguliers de l'association. Le public cible était constitué de 9 adultes, 5 hommes et 4 femmes, avec une DI (Table I). Nous n'avons pas pu accéder à plus d'informations sur le type de handicap. Le QI n'était pas un critère de sélection des participants. L'anonymat des participants a été garanti tout au long du processus expérimental grâce à l'utilisation d'un identifiant personnel (P1 à P9). Ils sont tous des locuteurs natifs du français et nous avons 3 participants appartenant à un groupe de relecture FALC de chaque niveau : A1, A2 et B1.<sup>5</sup>

TABLE I  
DESCRIPTION DES PARTICIPANTS

P	Genre	Tranche d'âge	Niveau de français	Déjà utilisé les pictogrammes ?	Temps Min : sec.
P1	H	36-45	A2	Non	22 : 40
P2	F	26-35	B1	Non	18 : 00
P3	F	36-45	B1	Non	24 : 02
P4	H	36-45	B1	Oui	25 : 37
P5	H	26-35	A2	Non	18 : 06
P6	F	26-35	A1	Oui	19 : 55
P7	H	26-35	A1	Oui	19 : 36
P8	H	36-45	A1	Oui	23 : 39
P9	F	26-35	A2	Non	19 : 31

H = Homme | F = Femme || Min. : sec. = Minute : seconde

En ce qui concerne l'âge, 5 participants sont dans la tranche des [26-35] ans et 4 dans celle des [36-45] ans. Même si certains participants ont dit avoir déjà vu ou « utilisé » des pictogrammes, aucun ne les utilisent pour communiquer et n'ont déjà vu les images utilisées dans l'étude. Bien que la

5. Le CECR n'est pas un indicateur de la DI. Il est cependant utilisé par l'association pour catégoriser ses groupes de relecteurs FALC.

facilitatrice ne l'ait pas indiqué, nous avons noté lors des entretiens que plusieurs participants semblaient avoir une trisomie. Certains avaient aussi des problèmes de vue et préféraient être plus proches de l'écran ou agrandir les pictogrammes.

Avant chaque test, nous avons demandé le consentement oral puis écrit des participants, via un formulaire adapté en langage simplifié avec quelques pictogrammes. Les tests ont eu lieu dans des locaux de l'association à Fribourg et ont duré environ 30 minutes par participant, incluant l'installation, la contextualisation de l'étude et l'explication des instructions. Pour 7 des tests, le premier auteur a observé et pris des notes supplémentaires, sans intervenir.

### C. Questionnaire

Pour cette étude, nous avons sélectionné 20 phrases extraites de l'échelle de tri des urgences hospitalières et provenant du système BabelDr [15]. Nous n'avons retenu que des phrases dont les traductions automatiques en pictogrammes Arasaac étaient correctes, afin d'éviter la post-édition. Nous avons utilisé plusieurs critères de sélection en fonction de nos variables d'intérêt (Table II). Tout d'abord, la moitié des phrases traduites expriment des questions et l'autre moitié, des instructions. Ensuite, chaque phrase est déclinée en deux versions (Figure 1) : la traduction automatique de Text-to-Picto et celle de PictoDr. Les phrases doivent avoir une traduction différente dans les deux versions. Le nombre de pictogrammes de la traduction de Text-to-Picto doit être strictement supérieur à celui de la traduction de PictoDr, ce qui est d'ailleurs souvent le cas pour diverses raisons (sous l'effet des variables 2, 3, 6 et 7, cf. Table II).

Au-delà du nombre différent de pictogrammes par phrase (variable 1), les traductions de Text-to-Picto et PictoDr présentaient d'autres distinctions liées à l'architecture de ces systèmes et aux choix de leurs concepteurs. Des règles ont par exemple été implémentées dans PictoDr pour restructurer certaines phrases Sujet (S) + Verbe (V) + Objet (O) en O ou V + concept « causer » (pictogramme →) + O ou V (variable 2, cf. Figure 1). Dans Text-to-Picto, nous utilisons un pictogramme temporel (variable 3) pour le passé « avoir » (déjà) et le futur proche exprimé par le semi-auxiliaire d'aspect « aller ». L'auxiliaire « être » ainsi que les semi-auxiliaires modaux « devoir » et « pouvoir » sont traduits par un pictogramme alors qu'ils ne le sont pas dans PictoDr (variable 4). Concernant les pronoms (variable 5), Text-to-Picto exploite les pronoms Arasaac, tandis que de nouveaux pictogrammes ont été créés par la Faculté de Traduction et d'Interprétation de Genève avec les pronoms et un pictogramme « médecin » d'Arasaac. Contrairement à Text-to-Picto, PictoDr traduit les expressions multi-mots par un seul pictogramme (variable 6). Quant aux autres mots, soit ils sont non traduits dans PictoDr ou traduits par un pictogramme différent dans les deux versions (variable 7), soit ils sont identiques (variable 8).

La facilitatrice a fait passer 9 entretiens individuels. Chaque participant était enregistré avec un smartphone (audio seulement). Les phrases en pictogrammes étaient présentées individuellement au fur et à mesure sur un ordinateur portable au

# Variable	Text-to-Picto	PictoDr
1   3   5   6	NOUS ALLONS FAIRE DES VACCINS	
		
	<b>[futur]</b> (3)   nous (5)   faire (6)   vaccin (6)	nous (5)   <b>(faire) vaccin</b> (6)
1   2   4   5   7   8	DEVEZ-VOUS CRACHER QUAND VOUS TOUSSEZ ?	
		
	vous (5)   <b>devoir</b> (4)   cracher (8)   quand (7)   vous (5)   tousser (7)   ?	<b>tousser</b> (7)   causer (2)   cracher (8)   ?

FIGURE 1. Différences de traduction entre Text-to-Picto et PictoDr : exemples, le pictogramme à évaluer obligatoirement par phrase est indiqué en gras

TABLE II  
DIFFÉRENCES DE TRADUCTION ENTRE TEXT-TO-PICTO ET PICTODR

# Variable	Text-to-Picto	PictoDr
1 Nombre de picto	> PictoDr	< Text-to-Picto
2 Ordre des picto	SVO	O   V → O   V
3 Temps	⊕ ⊙   ⊕ ⊙	[non traduit]
4 (Semi-)auxiliaires	picto Arasaac	[non traduit]
5 Pronoms	picto Arasaac	picto Arasaac adapté
6 Expressions multi-mots	2-3 picto	1 picto
7 Autres mots (1)	différent	différent   [non traduit]
8 Autres mots (2)	identique	identique

centre de l'écran. Tous les pictogrammes avaient la même taille quelle que soit la longueur de la phrase. Au total, nous avons réalisé deux questionnaires constitués de 20 questions chacun, soit 10 phrases de chacun des deux systèmes (Text-to-Picto et PictoDr), et 5 questions vs. 5 instructions. Les 5 premiers participants ont répondu oralement au premier questionnaire et les 4 derniers, au deuxième questionnaire.

L'ordre des phrases a chaque fois été randomisé même si nous avons fait en sorte que les deux versions – Text-to-Picto et PictoDr – d'une même phrase source ne se suivent jamais directement. Les questionnaires débutaient toujours avec la même phrase qui ne comptait pas dans les résultats et qui servait d'exemple pour expliquer la tâche aux participants. Nous avons fourni à la facilitatrice les documents pour l'évaluation.

Pour chaque phrase traduite en pictogrammes, les 9 participants avaient pour tâches : 1) d'expliquer son sens (« que veut dire cette phrase » ou « quelle(s) information(s) comprenez-vous »); 2) d'expliquer le sens d'un pictogramme en particulier (« qu'est-ce que ça signifie » ou « que signifie l' image-ci »). Au total, la facilitatrice a fait évaluer 180 phrases et 180 pictogrammes (un échantillon aléatoire). En fonction de la réponse au premier point, elle pouvait poser des questions supplémentaires sur les pictogrammes de son choix. Elle devait noter si les réponses étaient correctes ou non. Les paraphrases, reformulations et synonymes étaient acceptés. Des questions sur la communication avec le médecin en général, l'utilité, ainsi que les améliorations possibles de ces phrases en pictogrammes étaient posées à la fin de l'entretien.

1) Est-ce que vous rencontrez habituellement des difficultés

à comprendre des informations de votre médecin ?

2) Aimez-vous utiliser ces (traductions en) pictogrammes ? Ou aimeriez-vous continuer à utiliser ces pictogrammes lors d'une consultation médicale avec le médecin ou à l'hôpital ? Pourquoi ? Pensez-vous que c'est utile ?

3) Et que faudrait-il améliorer ?

#### D. Annotation

Deux des auteurs, chercheurs en linguistique, ont retranscrit manuellement une partie des entretiens (questions-réponses), en incluant les spécificités langagières des personnes avec une DI et les nombreuses disfluences verbales (répétitions, hésitations et phrases syntaxiquement incorrectes) : « uh huh », « euh », etc. Le système de reconnaissance vocale Whisper d'OpenAI [16] a aussi été employé pour obtenir les retranscriptions automatiques avec un grand modèle de langue pour le français. Soit nous les avons utilisées pour corriger nos retranscriptions, soit nous en avons directement post-éditées.

En nous basant sur nos retranscriptions, nous avons déterminé pour les 180 phrases et les 683 pictogrammes si le sens donné par le participant était correct ou non. Nous nous sommes référés autant que possible aux mots de chaque participant ou aux reformulations de la facilitatrice approuvées par le participant. À noter que nous avons préalablement annoté chaque phrase avec nos variables (cf. Table II) et chaque pictogramme avec la catégorie morphosyntaxique du mot source (nom, verbe, adjectif, etc.). L'étiquette « temps » a été ajoutée pour des pictogrammes de Text-to-Picto (variable 3).

Exactitude des pictogrammes	A2			Exactitude des phrases	A2			
	Correct	Incorrect	Total		Correct	Incorrect	Total	
A1	Correct	36 20,0 %	26 14,4 %	62 34,4 %	Correct	36 20,0 %	10 5,5 %	46 25,5 %
	Incorrect	9 5,0 %	109 60,6 %	118 65,6 %	Incorrect	9 5,0 %	125 69,5 %	134 74,5 %
	Total	45 25,0 %	135 75,0 %	180 100 %	Total	45 25,0 %	135 75,0 %	180 100 %

FIGURE 2. Matrices de confusion avec les catégories « Correct » et « Incorrect » (A1) et les catégories « Correct » et « Incorrect/Ne sait pas » (A2) d'exactitude au niveau des pictogrammes (#180) et des phrases (#180)

Nous avons évalué la compréhensibilité à deux niveaux : pour chaque pictogramme et pour chaque phrase. L'évaluation a été réalisée par deux annotateurs : l'auteure principale à partir des retranscriptions (A1); la facilitatrice pendant l'expérience (A2). A1 a utilisé deux catégories : « correct » et « incorrect »; A2 a en plus utilisé « correct, mais pas certain », « incorrect, mais pas certain » et « ne sait pas ». A2 n'avait pas d'expérience avec les pictogrammes. Un accord inter-annotateurs a été calculé avec nos réponses et celles de la facilitatrice par pictogramme (#180) et par phrase (#180). En adaptant son échelle d'annotation à la nôtre (Figure 2), le coefficient  $\kappa$  [17] est de 0,54 pour les pictogrammes et de 0,72 pour les phrases, soit respectivement un accord modéré et un accord substantiel (échelle [18]). Toutes nos analyses statistiques ont été réalisées avec le logiciel R. Pour vérifier nos hypothèses, nous avons utilisé des modèles linéaires généralisés à effets mixtes du package glmmTMB (v.1.1.8) [19]. Dans nos modèles, nous avons toujours inclus un effet aléatoire sur les participants et un effet fixe sur le niveau de langue.

### III. RÉSULTATS

Nous détaillons les résultats quantitatifs sur la compréhension des pictogrammes et la compréhension des phrases (section III-A). Les résultats qualitatifs des questions liées à la communication, la potentielle utilité des pictogrammes et les améliorations seront présentés par après (section III-B).

#### A. Compréhension des pictogrammes et des phrases

En ce qui concerne H1, la Table III présente les pourcentages de réponses correctes au niveau des pictogrammes et des phrases, par participant (P) et par annotateur (A1 et A2). Chez A1, la moyenne pour les 683 pictogrammes (42,92 %) est plus élevée que sur les échantillons aléatoires de 180 pictogrammes (34,44 % et 25 %), un obligatoire par phrase. Le pourcentage moyen de réponses correctes est plus élevé pour les 180 pictogrammes (29,72 %) que pour les 180 phrases (25,27 %). La différence entre les pourcentages A1A2-Picto (#180) et A1A2-Phrase (#180) – 29,72 % vs. 25,27 % – n'est pas significative en utilisant un t-test païré. Avec les 683 pictogrammes annotés par A1 (42,92 %), la différence entre les pictogrammes et les phrases est très significative ( $p = 0,001011$ ).

TABLE III  
H1 : COMPRÉHENSION DES PICTOGRAMMES ET COMPRÉHENSION DES PHRASES PAR PARTICIPANT SELON DEUX ANNOTATEURS (A1 ET A2)

P	A1-Picto (#683)	A1-Picto (#180)	A2-Picto (#180)	A1-Phrase (#180)	A2-Phrase (#180)
P1	39,75 %	40 %	40 %	35 %	40 %
P2	54,21 %	60 %	25 %	45 %	55 %
P3	60,24 %	45 %	35 %	35 %	35 %
P4	51,80 %	50 %	40 %	15 %	20 %
P5	32,53 %	30 %	05 %	20 %	05 %
P6	40,29 %	25 %	15 %	25 %	25 %
P7	49,25 %	30 %	30 %	25 %	25 %
P8	10,44 %	05 %	00 %	00 %	00 %
P9	47,76 %	25 %	35 %	30 %	20 %
#	42,92 %	34,44 %	25 %	25,55 %	25 %
		29,72 %		25,27 %	

TABLE IV  
H2 : COMPRÉHENSION DES PICTOGRAMMES ET COMPRÉHENSION DES PHRASES PAR NIVEAU DE LANGUE SELON UN ANNOTATEUR (A1)

Niveau de langue – P	A1-Picto (#683)	A1-Phrase (#180)
A1 – P6-P7-P8	33,33 %	16,66 %
A2 – P1-P5-P9	39,48 %	28,33 %
B1 – P2-P3-P4	55,42 %	31,66 %

Pour H2, la Table IV montre les pourcentages de réponses correctes des pictogrammes et des phrases par niveau de langue. Ceux du niveau B1 sont les plus élevés pour les pictogrammes (55,42 %) et pour les phrases (31,66 %). Nous avons introduit la variable « niveau » dans le modèle mixte. Par rapport à A1, le niveau B1 a un impact positif significatif sur les réponses annotées pour les pictogrammes (coefficient de régression de B1 = 0,99\* ; Odds Ratio (OR) = 2,68 ;  $\chi^2 = (\text{degré de liberté (ddl)} = 2, N = 683) = 6,3^*)^6$ , mais pas significatif pour les phrases.

TABLE V  
H3 : COMPRÉHENSION DES PICTOGRAMMES ET COMPRÉHENSION DES PHRASES PAR TYPE DE TRADUCTION SELON UN ANNOTATEUR (A1)

Type de traduction	A1-Picto (#683)	A1-Phrase (#180)
Text-to-Picto	39,36 %	20,00 %
PictoDr	49,63 %	31,11 %

Pour H3, la Table V présente les pourcentages de réponses correctes des pictogrammes et des phrases par type de traduction. PictoDr a obtenu un score plus élevé pour les pictogrammes (49,63 %) et pour les phrases (31,11 %). Nous avons ajouté la variable « type de traduction » dans le modèle mixte. La variable PictoDr a un impact positif très significatif sur nos résultats, par rapport à Text-to-Picto, pour les pictogrammes (coefficient de régression de PictoDr de 0,44\*\* ; OR = 1,54 ;  $\chi^2 = (\text{ddl} = 1, N = 683) = 7,14^{**}$ ), mais pas pour les phrases.

TABLE VI  
H4 : COMPRÉHENSION DES PICTOGRAMMES ET COMPRÉHENSION DES PHRASES PAR TYPE DE PHRASE SELON UN ANNOTATEUR (A1)

Type de phrase	A1-Picto (#683)	A1-Phrase (#180)
Instructions	52,49 %	36,66 %
Questions	34,50 %	14,44 %

Pour H4, la Table VI montre les pourcentages de réponses correctes des pictogrammes et des phrases par type de phrase source pour tous les participants. Les instructions ont un pourcentage plus élevé pour les pictogrammes (52,49 %) et pour les phrases (36,66 %). Nous avons remplacé la variable « type de traduction » par « type de phrase » dans le modèle mixte. Les questions ont un impact négatif extrêmement significatif, par rapport aux instructions, sur la compréhension des pictogrammes (coefficient de régression des questions de

6. Les taux de significativité sont indiqués comme suit : \*  $p < 0,05$  ; \*\*  $p < 0,01$  ; \*\*\*  $p < 0,001$ . Pour les effets fixes, nous avons utilisé le test par défaut du  $\chi^2$  de Wald de type II.

-0,80\*\*\* ; OR = 0,44 ;  $\chi^2 = (\text{ddl} = 1, N = 683) = 24,06***$ ) et des phrases (coefficient des questions de -1,28\*\*\* ; OR = 0,27 ;  $\chi^2 = (\text{ddl} = 1, N = 180) = 11,33***$ ).

TABLE VII  
H5 : COMPRÉHENSION DES PICTOGRAMMES PAR CATÉGORIE MORPHOSYNTAXIQUE SELON UN ANNOTATEUR (A1)

Catégorie	A1-Picto (#683)	Text-to-Picto	PictoDr
Adjectifs	34,28 %	36,36 % †	30,76 %
Adverbes	33,75 %	31,91 %	36,36 % †
Interjections	27,77 %	33,33 % †	22,22 %
Noms	<b>53,84 %</b>	<b>51,35 %</b>	<b>57,14 % †</b>
Pronoms	42,07 %	43,68 % †	40,00 %
Verbes	51,45 %	42,27 %	65,06 % †
(Temps)	00,00 %	00,00 %	-

† = Meilleur résultat entre Text-to-Picto et PictoDr

Pour H5, la Table VII présente les pourcentages de réponses correctes des pictogrammes par catégorie morphosyntaxique. Les noms sont les mieux compris, suivis par les verbes et les pronoms. L'ordre des catégories les mieux reconnues diffère entre les traductions des deux systèmes : en top 3, il y a les noms, les pronoms et les verbes pour Text-to-Picto ; les verbes, les noms et les pronoms pour PictoDr. Les pictogrammes temporels « passé » et « futur » dans Text-to-Picto ne sont pas compris du tout. Nous avons employé la variable « catégorie » dans le modèle mixte. Cette variable est significative au niveau des pictogrammes ( $\chi^2 = (\text{ddl} = 6, N = 683) = 15,79^*$ ).

### B. Communication, utilité des pictogrammes et amélioration

Nous détaillons ici les réponses aux trois dernières questions des tests. La première portait sur les difficultés liées à la communication avec le médecin en général. Au total, 7 participants sur 9 ont rapporté qu'ils avaient parfois du mal à comprendre ce que le médecin leur dit (P1 : « des fois oui, des fois non » ; P3 : « ça dépend, ça dépend pourquoi » ; P5 : « pffff oui et non » ; P6 : « des fois oui, des fois c'est pas très compréhensible » ; P7 : « parfois c'est compliqué » ; P8 : « ça dépend, des fois oui des fois non » ; P9 : « oui c'est pour ça que je vais avec ma maman »). Seulement 2 participants ont répondu ne pas avoir de difficultés ou que cela allait (P2 : « non [...] ça va » ; P4 : « non »).

La deuxième question concernait leur ressenti quant à l'utilité des pictogrammes. Des avis étaient positifs (P1 : « oui » ; P3 : « oui parce que des fois on a besoin d'aide en allant chez le médecin » ; P6 : « moi je dirais oui, ça sera utile » ; P8 : « peut être utile, oui »). Cependant, les pictogrammes n'ont pas toujours été jugés nécessaires, des participants ont émis quelques conditions en fonction du public cible et des – phrases en – pictogrammes (P2 : « ça dépend pour les personnes [...] ça pourrait être utile mais s'ils sont plus clairs [c'est-à-dire quand] il y avait moins d'images » ; P4 : « pas forcément » ; P5 : « peut-être pas forcément des pictogrammes... [mais] des phrases plus simples expliquées » ; P7 : « pas toutes [ces phrases] » ; P9 : « oui certaines phrases oui, mais certaines, je, je comprenais pas trop »).

Enfin, la troisième question abordait les pistes d'amélioration. Certains participants ont parlé des limites des picto-

grammes et ce qu'il faudrait améliorer (P2 : « il faudrait qu'ils soient plus explicites, plus clairs dans les pictogrammes [...] on ne comprend pas tout » ; P3 : « peut-être écrire qu'est-ce que c'est » ; P4 : « peut-être plus indiquer qu'est-ce qu'il voulait dire [...] un peu clarifier, oui » ; P5 : « expliquer avec des mots plus simples » ; P6 : « puis que les médecins ils expliquent mieux [...] qu'ils expliquent mieux aussi ce qu'on a et tout ça quand on va chez eux contrôler tout ça » ; P7 : « s'il y a trop [de pictogrammes] euh... j'ai de j'ai de la peine » ; P9 : « pour moi ce serait plus facile si on écrit »). Nous constatons donc un réel besoin que les médecins expliquent mieux, quelle que soit la façon (oral, écrit, plus simple, avec ou sans images).

## IV. DISCUSSION

Nous avons vu qu'il y avait bien une différence significative entre la compréhension de tous les pictogrammes et la compréhension des phrases (H1). Plus le niveau de langue était élevé, plus les scores de compréhension des pictogrammes et des phrases étaient élevés (H2). Les pictogrammes et les phrases de PictoDr étaient mieux compris que ceux de Text-to-Picto (H3). Les participants avaient plus facile à comprendre les instructions en pictogrammes que les questions (H4). À notre connaissance, des phrases complètes en pictogrammes ne sont jamais utilisées pour poser des questions.

Enfin, nous avons constaté des différences significatives de compréhension des pictogrammes par catégorie morphosyntaxique représentée (H5). Cette analyse a par exemple permis de montrer que représenter le temps (« passé » et « futur ») par des horloges – comme plusieurs auteurs l'avaient proposé [7], [9] – perturbe plus qu'autre chose les personnes qui n'ont jamais appris à utiliser des pictogrammes. L'apprentissage des images et la possibilité de les enlever dans ces technologies, autrement dit, leur adaptation en fonction des besoins individuels reste essentielle.

Bien que nos participants avec une DI n'utilisaient pas d'images pour communiquer, nous avons vu qu'ils avaient parfois des difficultés à comprendre ce que le médecin leur disait. Certains nous ont dit que les pictogrammes pouvaient être utiles pour d'autres personnes et ont évoqué la piste de la multimodalité (texte + image) pour améliorer la compréhension. Des participants ont également dit avoir préféré les phrases avec moins de pictogrammes. Plusieurs ont montré leur découragement à la vue de longues suites de pictogrammes à interpréter. De plus, nous avons vu que l'explication et la clarté des images doivent être améliorées. Nous travaillons d'ailleurs sur de nouvelles versions de ces systèmes qui prendront en compte nos observations.

Il faut aussi signaler certaines limites de la présente étude. D'une part, les participants retenus n'avaient pas de DI très sévère. Il serait intéressant de reproduire cette étude avec des personnes ayant une DI plus sévère ou celles avec des comorbidités (aphasie, accident vasculaire cérébral, etc.). D'autre part, les participants n'avaient pas une connaissance préalable des pictogrammes Arasaac, ce qui influence évidemment grandement nos résultats. Cela s'explique par la diversité des systèmes iconiques en usage dans différents

pays. Nous pensons que pour favoriser l'implémentation de ce type de système, il faudrait que les utilisateurs, leur entourage, le personnel soignant (médecins, infirmiers, mais aussi orthophonistes et ergothérapeutes) réfléchissent ensemble sur le développement ou la validation d'un grand ensemble international de pictogrammes médicaux open source les plus facilement interprétables possible qui puisse être utilisé par tous dans un grand nombre de situations différentes.

## V. CONCLUSION

En conclusion, nous avons proposé une méthodologie originale d'évaluation d'interactions médicales en pictogrammes, qui comprend des entretiens entre une facilitatrice et des personnes avec une DI. Nous avons montré que plusieurs facteurs peuvent influencer la compréhension des – phrases traduites en – pictogrammes : le niveau de représentation (phrase ou pictogramme), le niveau de langue des personnes, la nature de la traduction, le type de phrases à traduire et la catégorie morphosyntaxique du mot à traduire. À notre connaissance, tous ces facteurs n'avaient pas encore été étudiés auprès de personnes avec une DI. Bien qu'elles aient souvent des difficultés à communiquer avec un médecin, recourir uniquement à des phrases traduites en pictogrammes n'apparaît pas comme une solution pour tous les patients avec une DI.

Nous avons également vu qu'il n'était pas toujours facile de déterminer avec certitude si les personnes avec une DI comprenaient ou non les pictogrammes. Néanmoins, les personnes interrogées ont quand même eu plus de difficultés à comprendre le sens global des phrases que le sens de certains pictogrammes individuels. Cette étude met donc en évidence le problème de la compositionnalité de sens qui passe dès lors par un nécessaire apprentissage des pictogrammes, mais aussi l'importance de la multimodalité et du potentiel amélioratif des pictogrammes pour communiquer.

## REMERCIEMENTS

Nous exprimons nos remerciements à tous nos participants. Magali Norré est soutenue par le mandat FSR N° 17005.2022 de l'Université catholique de Louvain (UCLouvain). Ce travail est aussi une partie du projet PROPICTO (www.propicto.unige.ch), financé par le Fonds National Suisse (N° 197864) et l'Agence Nationale de la Recherche (ANR-20-CE93-0005). Il a bénéficié de conseils statistiques de la part de la plateforme technologique de Support en Méthodologie et Calcul statistique de l'UCLouvain, SMCS/LIDAM. Les pictogrammes utilisés sont la propriété du Gouvernement d'Aragon et ont été créés par Sergio Palao pour Arasaac. Le Gouvernement d'Aragon les distribue sous la licence Creative Commons.

## RÉFÉRENCES

- [1] D. R. Beukelman, P. Mirenda. *Communication alternative et améliorée : Aider les enfants et les adultes avec des difficultés de communication*. De Boeck Supérieur, 2017.
- [2] E. Cataix-Nègre. *Communiquer autrement. Accompagner les personnes avec des troubles de la parole ou du langage : Les communications alternatives*. De Boeck Supérieur, 2017.
- [3] C. Tenny. « A linguist looks at AAC : Language representation systems for augmentative and alternative communication, compared with writing systems and natural language ». *Writing Systems Research*, 8(1), pp. 84–119, 2016.
- [4] I. Vaz. « Visual symbols in healthcare settings for children with learning disabilities and autism spectrum disorder ». *British Journal of Nursing*, 22(3), pp. 156–159, 2013.
- [5] R. C. Gibson, M. Bouamrane, M. D. Dunlop. « Alternative and Augmentative Communication Technologies for Supporting Adults With Mild Intellectual Disabilities During Clinical Consultations : Scoping Review ». *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 8(2), 2021.
- [6] M. Norré, V. Vandeghinste, P. Bouillon, T. François. « Extending a text-to-pictograph system to French and to Arasaac ». *Proceedings of the International Conference on Recent Advances in Natural Language Processing*, pp. 1050–1059, 2021.
- [7] M. Norré, V. Vandeghinste, T. François, P. Bouillon. « Investigating the Medical Coverage of a Translation System into Pictographs for Patients with an Intellectual Disability ». *Proceedings of the Ninth Workshop on Speech and Language Processing for Assistive Technologies*, pp. 44–49, 2022.
- [8] J. Mutal, P. Bouillon, M. Norré, J. Gerlach, L. Ormaechea Grijalba. « A Neural Machine Translation Approach to Translate Text to Pictographs in a Medical Speech Translation System-The BabelDr Use Case ». *Proceedings of the 15th biennial conference of the Association for Machine Translation in the Americas*, pp. 252–263, 2022.
- [9] L. Sevens. *Words Divide, Pictographs Unite : Pictograph Communication Technologies for People with an Intellectual Disability*. LOT, Utrecht, The Netherlands, 2018.
- [10] B. Bulté, V. Vandeghinste, L. Sevens, I. Schuurman, F. Van Eynde. « Can Pictograph Translation Technologies Facilitate Communication and Integration in Migration Settings ? ». *Computational Linguistics in the Netherlands Journal*, 11, pp. 189–212, 2021.
- [11] M. Norré, P. Bouillon, J. Gerlach, H. Spechbach. « Évaluation de la compréhension de pictogrammes Arasaac et Sclera pour améliorer l'accessibilité du système de traduction médicale BabelDr ». *Actes de la 11e conférence de l'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées*, pp. 177–182, 2020.
- [12] P. Bouillon, J. Gerlach, M. Norré, H. Spechbach. « Enhancing Speech Translation in Medical Emergencies with Pictographs : BabelDr ». *Translation Technology in Accessible Health Communication, Studies in Natural Language Processing*, Cambridge University Press, pp. 129–151, 2023.
- [13] N. Beail, W. Katie. « Using Qualitative Methods in Research with People Who Have Intellectual Disabilities ». *Journal of Applied Research in Intellectual Disabilities*, 27(2), pp. 85–96, 2014.
- [14] S. Rodríguez Vázquez, P. Bouillon. « A Reception Study of Machine-Translated Easy Language Text by Individuals with Reading Difficulties ». *3rd International Conference on Translation, Interpreting and Cognition*, 2021.
- [15] P. Bouillon, J. Gerlach, J. Mutal, N. Tsourakis, H. Spechbach. « A Speech-enabled Fixed-phrase Translator for Healthcare Accessibility ». *Proceedings of the 1st Workshop on NLP for Positive Impact*, 2021.
- [16] A. Radford, J. W. Kim, T. Xu, G. Brockman, C. McLeavey, I. Sutskever. « Robust Speech Recognition via Large-Scale Weak Supervision ». *International Conference on Machine Learning*, PMLR, pp. 28492–28518, 2023.
- [17] J. Cohen. « A coefficient of agreement for nominal scales ». *Educational and psychological measurement*, 20(1), pp. 37–46, 1960.
- [18] J. R. Landis, G. G. Koch. « The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data ». *Biometrics*, 33(1), pp. 159–174, 1977.
- [19] M. E. Brooks, K. Kristensen, K. J. van Benthem, A. Magnusson, C. W. Berg, A. Nielsen, H. J. Skaug, M. Mächler, B. M. Bolker. « glmmTMB Balances Speed and Flexibility Among Packages for Zero-inflated Generalized Linear Mixed Modeling ». *The R Journal*, 9(2), pp. 378–400, 2017.

---

# Session spéciale FEDRAH

---

Président de session : Ludovic Saint-Bauzel



# Luciole, un outil numérique au service des lecteurs déficients visuels

Jonathan Fabreguettes

CTRDV - Centre Technique Régional pour la Déficience Visuelle  
Villeurbanne, France  
j.fabreguettes@lespep69.org

**Résumé** — Créée en 2019 par une équipe pluridisciplinaire issue en majeure partie du CTRDV (Centre Technique Régional pour la Déficience Visuelle), la police de caractères Luciole a été conçue spécifiquement pour les lecteurs malvoyants.

Si le projet Luciole est déjà, en lui-même, l'apport d'une solution personnalisée à un besoin spécifique (améliorer le confort de lecture des personnes malvoyantes), la question de l'adaptation et de la personnalisation de l'outil se joue également à plusieurs autres niveaux.

Nous verrons dans un premier temps comment un tel outil numérique se prête à être décliné, modifié et ajusté au plus près des besoins des usagers par l'équipe de développement du projet. Dans un second temps, nous analyserons comment les usagers eux-mêmes, à commencer par les professionnels, adaptent également l'outil à leurs propres besoins. Nous tenterons enfin d'expliquer pourquoi la modification d'un tel outil numérique, qui pourrait être perçue comme problématique, a bien au contraire été pensée et favorisée dès le début du projet, au travers de l'usage d'une licence libre qui encourage ce type de modifications.

**Keywords** — lecture; typographie; lisibilité; déficience visuelle

## I. INTRODUCTION

Le projet Luciole a débuté il y a un peu plus de sept ans, pour répondre au besoin d'améliorer l'accessibilité des documents scolaires proposés aux jeunes élèves déficients visuels.

Pour répondre à ce besoin, un partenariat s'est mis en place entre le CTRDV et le studio typographies.fr. Le projet a par ailleurs reçu une bourse de la Fondation suisse Cérès et a bénéficié de l'appui du laboratoire DIPHE (Développement Individu Processus Handicap Éducation) de l'Université Lumière Lyon 2. Une équipe pluridisciplinaire s'est ensuite constituée, avec pour objectif la création d'un caractère typographique conçu spécifiquement pour les lecteurs malvoyants.

Pour définir les caractéristiques de ce nouvel outil numérique, nous avons croisé quatre champs de compétences dans l'équipe du projet :

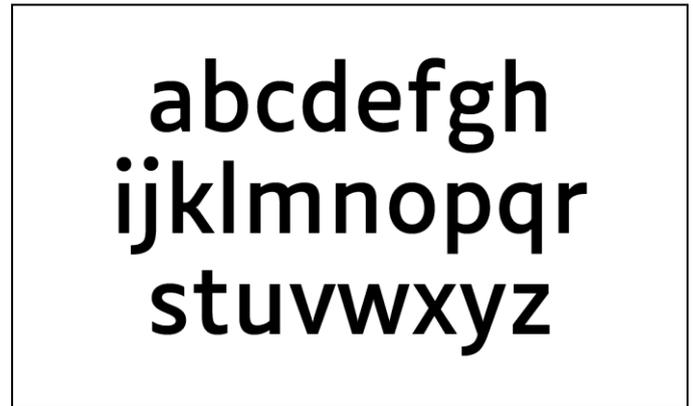


Fig. 1. La police de caractères Luciole.

- le versant médical (médecin ophtalmologiste, orthoptiste, psychologue) ;
- le versant de l'édition adaptée (transcripteur spécialisé, directrice de service de transcription) ;
- le versant de la recherche (chercheurs et étudiantes) ;
- le versant du design et du codage (dessinateurs de caractères et développeur technique).

L'équipe a défini dès le début du projet ce que l'on a appelé des « critères d'usage ». C'est une étape importante car, nous allons le voir, c'est elle qui a partiellement conditionné la capacité de l'outil à être adapté aux usagers par la suite.

Les critères d'usage correspondent aux caractéristiques que nous avons définies pour l'outil, du point de vue de l'utilisateur. Ils sont au nombre de trois : un outil qui soit gratuit, avec une licence connue (ici *Creative Commons*), et simple d'utilisation. En l'espace de quelques années, le caractère Luciole » [Fig. 1] est devenu un nouveau standard typographique dans le domaine de la déficience visuelle. La réussite du projet tient en grande partie à ces trois critères d'usage, simples en apparence, qui ont permis une large adoption de l'outil et ont ouvert la porte à sa personnalisation, par et pour les utilisateurs.

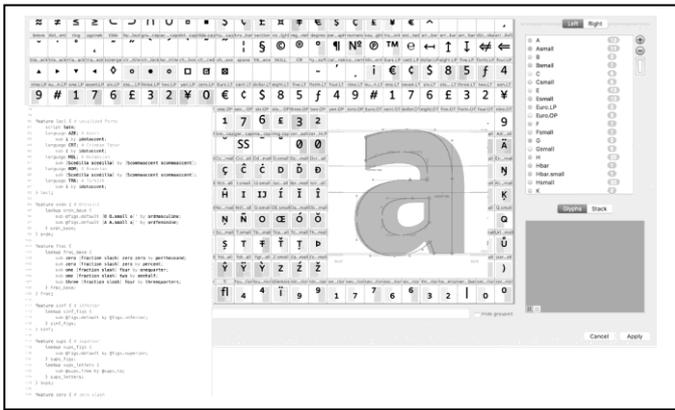


Fig. 2. Un aperçu d'un logiciel de création de caractères typographiques.

## II. PERSONNALISATION DE L'OUTIL PAR L'ÉQUIPE DE DÉVELOPPEMENT DU PROJET

Une police de caractères est un petit logiciel qui croise deux aspects : l'aspect visuel (à quoi vont ressembler les lettres) et l'aspect technique (comment le logiciel est codé) [Fig. 2]. De façon évidente, un tel outil numérique se prête à être décliné, modifié, ajusté aux besoins des usagers sur ces deux aspects, visuel et technique.

Nous fournissons ainsi depuis 5 ans et au gré des demandes, soit une police de caractères au dessin légèrement modifié (pour répondre à des besoins de lecture complexes), soit des fichiers aux formats spécifiques (pour fonctionner dans un contexte numérique très particulier). Prenons deux exemples pour illustrer la question.

Le premier exemple concret est très simple : il concerne la lettre « a » [Fig. 3]. Nous avons volontairement choisi dans Luciole d'utiliser ce que les anglophones appellent un « *double-storey a* » (la forme couramment utilisée pour la lecture au long cours) en opposition au « *single-storey a* » (qui ressemble à un « o » auquel on aurait ajouté une barre). Ce choix est assez évident pour un outil destiné à un lecteur malvoyant : il permet de bien différencier le « a » et le « o » en terme de reconnaissance visuelle. Il y a quelques mois, une famille nous a contacté pour nous demander s'il était possible de créer une version du Luciole avec la seconde forme du « a » pour son enfant. En effet, celui-ci menait un travail spécifique d'apprentissage de la lecture avec une orthophoniste, qui n'utilisait que cette forme particulière de la lettre. Nous avons donc créé une version spécifique du logiciel en mettant à jour la forme du « a » (ainsi que celles de toutes ses déclinaisons accentuées), que nous avons fournie à la famille, et qui est présentée sur la [Fig. 3]. Cette variante du logiciel porte le prénom de l'enfant, pour éviter d'avoir en circulation deux versions différentes du logiciel au nom identique.

Le second exemple est tout aussi simple. Comme n'importe quel logiciel, Luciole ne peut pas fonctionner dans tous les environnements informatiques existants. Si la compatibilité avec les principaux systèmes et outils de traitement de texte ne pose pas de problème, nous sommes régulièrement contactés pour des problématiques techniques très spécifiques, liées à des logiciels ou applications. Nous fournissons alors des versions particulières du Luciole, qui ne diffèrent pas dans leur forme mais dans leur codage. Un utilisateur nous a ainsi écrit car il ne parvenait pas à installer la police de caractères dans son logiciel de travail : il était traducteur professionnel. Après nous être assurés qu'il ne s'agissait pas d'un simple problème d'installation, nous avons constaté que le logiciel en question n'acceptait pas le format classique .ttf pour les polices de caractères. Un simple export du fichier au format .otf a permis de résoudre le problème, et l'utilisateur a ainsi pu paramétrer l'affichage de son logiciel de traduction. Il existe bien sûr des cas beaucoup plus complexes, qui nécessitent des heures de travail et d'essais successifs avant d'identifier quelle partie du code pose problème dans tel ou tel contexte. Il arrive parfois également que nous ne trouvions pas de solution : nous avons reçu plus de 500 emails ces dernières années depuis l'adresse de contact du projet Luciole.

Ces deux exemples particuliers soulèvent deux problématiques. Tout d'abord, au sein même des lecteurs malvoyants, il faut réaliser que chacun est différent : Luciole a été conçue pour convenir au plus grand nombre mais aucune police de caractères ne satisfera la totalité des lecteurs. La gratuité du Luciole permet de le faire tester et de juger de sa pertinence, et la possibilité de personnaliser l'outil nous permet ensuite un autre niveau d'intervention pour répondre au besoin exprimé.

D'autre part, un tel projet représente un temps de suivi considérable, parfois difficile à gérer. Nous touchons ici à une des limites d'un tel outil : il faut être préparé à répondre à de nombreuses sollicitations, et l'une des problématiques est de pouvoir pérenniser le suivi technique dans un contexte où les sollicitations augmentent à mesure de l'ampleur du projet.

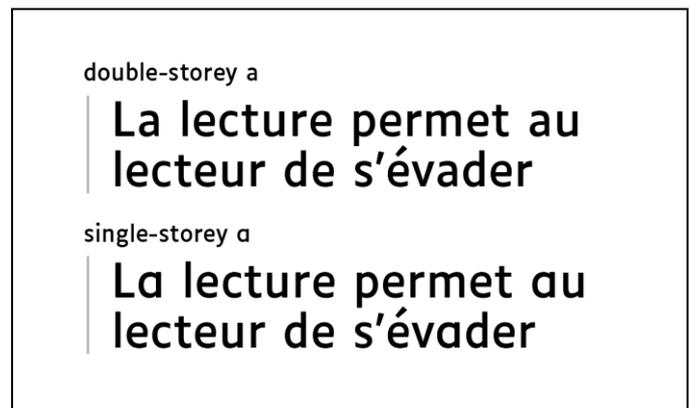


Fig. 3. Comparaison entre deux formes de la lettre « a ».

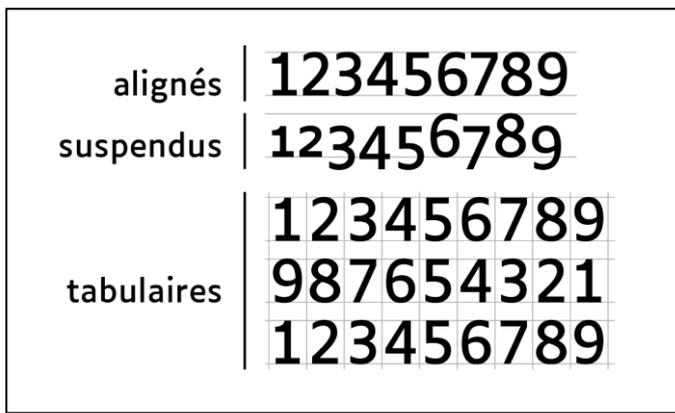


Fig. 4. Exemples de jeux stylistiques pour les chiffres.

### III. PERSONNALISATION DE L'OUTIL PAR LES UTILISATEURS

La partie la plus intéressante de l'adaptation ne se joue pas nécessairement du côté de l'équipe technique du projet : les usagers, à commencer par les professionnels, adaptent parfois directement l'outil à leurs besoins en intervenant dessus. Dans certains cas, cette modification de l'outil n'est possible que parce que la licence le permet. Prenons à nouveau quelques exemples pour illustrer la question.

Un des exemples le plus courant de personnalisation concerne les liseuses numériques. Les liseuses permettent d'intervenir sur divers paramètres de la police de caractères utilisée, comme l'épaisseur des lettres. Est-ce vraiment une personnalisation de l'outil Luciole, ou est-ce une personnalisation de l'interface de la liseuse ? Tout dépend de la définition donnée mais dans tous les cas, l'aspect du Luciole est effectivement modifié pour mieux convenir au lecteur. Ce qui est intéressant, c'est que cette modification est rendu possible parce que le codage et la licence du Luciole permettent une installation sur liseuse numérique, et pas uniquement sur un ordinateur de bureau.

Un autre exemple de personnalisation gérée par l'utilisateur concerne les variantes stylistiques. Qu'est-ce qu'une variante stylistique ? La [Fig. 4] illustre l'une des séries de variantes les plus connues, qui concerne les chiffres. Il existe ainsi des chiffres en indices, en exposants, des chiffres alignés ou suspendus... Et même des chiffres que l'on appelle tabulaires, c'est-à-dire qu'ils occupent tous exactement le même espace : c'est utile car ils permettent de réaliser des tableaux aux chiffres parfaitement alignés en colonne. Toutes ces variantes stylistiques sont accessibles dans Luciole, parce qu'elles ont été prévues, dessinées et codées au moment de la création. La possibilité pour l'utilisateur de personnaliser l'outil est donc, dans ces deux exemples, anticipée bien avant sa diffusion.

Un troisième exemple concret concerne une utilisation en signalétique. Une entreprise spécialisée dans l'affichage des girouettes de bus a utilisé le Luciole sur de grands afficheurs, composés de centaines de diodes lumineuses [Fig. 5]. La conversion d'un dessin en contour vectoriel vers un dessin « pixellisé » composé de diodes éteintes ou allumées pourrait déjà être considéré comme une adaptation. Cela va plus loin, puisque pour économiser la place sur des panneaux d'affichage aux dimensions réduites, la police de caractères Luciole a pu être légèrement étroitiée par le logiciel qui gère l'affichage des diodes. L'utilisateur (ici un ingénieur) est donc autonome pour intervenir sur Luciole en utilisant ses propres outils et méthodes.

Un dernier exemple purement théorique. Une police de caractères est un outil de rendu visuel pour les langues et les mathématiques. Luciole a un support linguistique d'une centaine de langues et un support mathématique de qualité (jusqu'au niveau baccalauréat) mais nous sommes très loin de pouvoir écrire l'ensemble des langues ou des signes mathématiques existants. L'amélioration du support linguistique ou mathématiques pourrait théoriquement être réalisé par un utilisateur : la licence choisie pour le projet permet explicitement d'intervenir sur le fichier, de le modifier, le compléter puis l'exporter à nouveau. Nous ne savons pas si cela s'est déjà produit : c'est un exemple de personnalisation sans doute très rare, puisqu'il implique la maîtrise technique de logiciels spécialisés. C'est en tout cas une possibilité offerte par la licence.

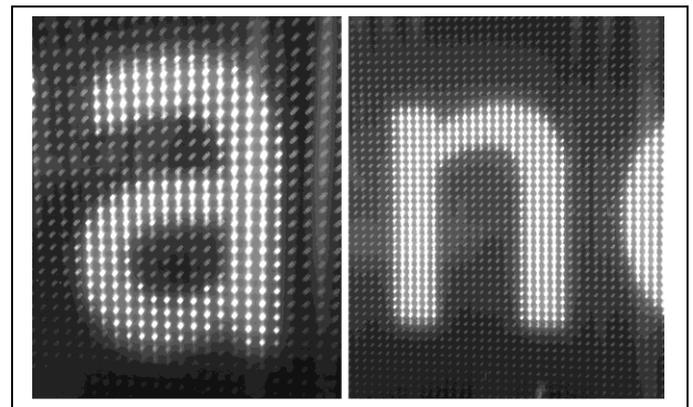


Fig. 5. Un affichage du Luciole sur un panneau de diodes lumineuses.

#### IV. LA QUESTION DES LICENCES

Il est temps de dire un mot sur la licence utilisée, dont nous avons mentionnée l'importance à plusieurs reprises : le projet Luciole est sous licence *Creative Commons Attribution* (CC BY 4.0).

Les licences *Creative Commons* proposent des termes et conditions d'utilisation standardisés, que les auteurs peuvent utiliser pour partager une œuvre originale. Le propos n'est pas ici d'encourager la préférence pour telle ou telle option (il existe d'autres licences très intéressantes comme la licence MIT), il s'agit plutôt de souligner l'importance d'un choix dont très peu de professionnels du champ du handicap se préoccupent effectivement, malgré son importance.

La licence *Creative Commons Attribution* permet d'utiliser et partager Luciole gratuitement, ainsi que ce qu'elle désigne comme des « œuvres dérivées » (le dernier exemple cité concernant le support linguistique ou mathématique rentre dans ce cadre). La licence inclut également une série de conditions d'utilisation qui permettent de valoriser et protéger l'auteur mais ce n'est pas le plus intéressant ici. Ce qui est notable, c'est que le choix d'une licence dès le début d'un projet impose à l'équipe de définir un cadre d'utilisation, et par extension une latence plus ou moins grande sur le paramètre de la personnalisation.

Il est bien sûr possible de changer d'avis au cours de la création du projet, tant que celui-ci n'est pas diffusé : par exemple parce que l'on découvre une licence plus adaptée à nos besoins. C'est un outil de travail essentiel dans un projet numérique, qui soulève de nombreuses questions et pistes de travail, et nous oblige à adopter le point de vue de l'utilisateur. Nous espérons que ce travail amènera d'autres équipes à envisager comme centrale la question du choix des licences dans leur pratique professionnelle, à la fois comme outils de conception du projet et comme outils de personnalisation.

#### V. CONCLUSION

Cinq ans après sa sortie, le caractère Luciole s'est affirmé comme un nouveau standard typographique dans le domaine de la déficience visuelle en France. Il est à présent utilisé par une quinzaine d'éditeurs spécialisés et des centaines de professionnels du champ de la déficience visuelle : transcripateurs, enseignants, développeurs, orthoptistes, etc.

Le suivi et la coordination du projet au fil des années nous ont permis de développer une expertise particulière sur la question de la lecture en grands caractères mais également une meilleure compréhension des besoins des différents professionnels, notamment sur la possibilité de personnaliser un outil numérique.

Bien que cela puisse paraître surprenant au premier abord, l'objectif du projet Luciole n'était pas de dessiner le caractère typographique le plus performant possible pour les lecteurs déficients visuels. Notre objectif précis était d'améliorer concrètement le confort de lecture pour le million et demi de lecteurs malvoyants en France, et la création de cet outil numérique nous a semblé le meilleur moyen pour y parvenir, en faisant évoluer les habitudes des professionnels et lecteurs.

Cette distinction peut paraître accessoire mais elle conditionne en fait largement le projet, depuis sa co-construction avec les professionnels de la déficience visuelle jusqu'à son adoption par ces mêmes professionnels. Parce que le projet était, dès le départ, axé sur une logique concrète de terrain – logique dans laquelle la personnalisation de l'outil était partie prenante.

Nous l'avons évoqué, accorder une grande liberté à l'utilisateur c'est prendre le risque que le projet soit plus difficile à contrôler. C'est également, dans le champ du handicap, donner une chance à l'utilisateur d'ouvrir le projet vers d'autres directions et d'autres usages, parfois inattendus. Si la personnalisation de l'outil reste minoritaire parmi les milliers d'usages du Luciole, elle continue ainsi à jouer un rôle important dans le développement du projet, en venant l'enrichir et en instaurant un dialogue qui bénéficie à toutes et à tous.

# Conception d'un système d'aide à la mobilité des personnes présentant une déficience intellectuelle

## Evaluation de l'acceptabilité à l'aide de focus groupes

Hursula Mengue-Topio, Marion Duthoit, Laurie Letalle  
Univ. Lille, ULR 4072 - PSITEC - Psychologie :  
Interactions Temps Émotions Cognition  
F-59000 Lille, France

Youssef Guedira, Sophie Lepreux  
LAMIH-UMR CNRS 8201  
Univ. Polytechnique Hauts-de-France  
Valenciennes, France

**Abstract**—Cet article présente les résultats d'une étude d'acceptabilité relative à un système d'aide à la mobilité destiné à des personnes qui présentent une déficience intellectuelle (projet SAMDI). Dans le cadre du projet, des adultes ayant une Déficience intellectuelle (DI) et des profils d'autonomie dans les déplacements très variables ont participé à trois focus groupes. Les principaux résultats de l'étude montrent plutôt un jugement favorable quant à l'utilisation d'un tel outil une fois créée. Cette aide technologique (AT), devrait être personnalisée, être adaptée au contexte des déplacements, au trajet et aux capacités de l'utilisateur. Une technologie implémentée sur le téléphone du futur usager, avec des informations données dans une modalité visuelle et auditives et délivrées à des moments critiques du trajet est à privilégier. Enfin une formation adaptée aux personnes, une fonction de géolocalisation et des personnes ressources à contacter en cas d'urgence sont essentielles pour une utilisation effective au quotidien.

**Keywords**—Déficience intellectuelle, navigation spatiale, acceptabilité, aide technologique, focus groupes, inclusion sociale, mobilité quotidienne

### I. INTRODUCTION

Se déplacer sans dépendre de l'aide d'un tiers permet d'accéder et relier différents lieux dans la communauté (école, espace résidentiel, travail, services communautaires, loisirs, etc.). Les déplacements constituent alors un trait d'union entre différents espaces [1] et sont essentiels à la participation sociale.

Les personnes qui présentent une déficience intellectuelle rencontrent de nombreuses difficultés à se déplacer de façon autonome au quotidien, ce qui engendre de fortes restrictions dans les déplacements et contribue à réduire leur participation sociale. Selon le DSM-5 [2] issu de l'American Psychiatric Association (APA), la déficience intellectuelle (DI) est un trouble du neurodéveloppement 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 notamment dans les domaines du raisonnement, de la résolution de problèmes, la planification, de l'abstraction, du jugement, de l'apprentissage scolaire et de l'apprentissage par expérience. Ce déficit intellectuel est confirmé par l'évaluation clinique et les tests d'intelligence

individuels standardisés (critère A). (2) Un déficit des fonctions adaptatives limitant le fonctionnement dans un ou plusieurs champs d'activités de la vie quotidienne (communication, participation sociale, indépendance) dans des environnements variés comme la maison, l'école, le travail ou la collectivité (Critère B). Enfin, ces déficits émergent au cours de la période développementale. On distingue quatre degrés de sévérité du handicap intellectuel (léger, modéré, sévère, profond) en fonction des domaines adaptatif, social et pratique ainsi que de l'intensité du besoin de soutien de la personne [2].

Différents travaux ont montré que les capacités d'apprentissage d'itinéraires varient fortement entre les individus. Certaines personnes DI se montrent en grande difficulté pour apprendre un itinéraire, d'autres peuvent apprendre une série d'itinéraires qu'ils sont capables de reproduire de manière fixe, d'autres enfin font preuve de flexibilité dans leurs déplacements [3-8]. Néanmoins, même dans ce dernier groupe, on peut observer des difficultés à poursuivre le trajet en cas d'imprévu (défaillance des équipements de transports, erreurs de la personne, grève, etc.) [9]. Ces personnes peuvent rencontrer des difficultés si le trajet comporte des correspondances, si l'environnement des transports comporte trop d'informations à prendre en compte (exemple : pôles d'échanges, gares ou terminus). En effet, de tels environnements contraignent les personnes DI à mobiliser des stratégies cognitives, sociales, communicationnelles et émotionnelles pour s'adapter aux changements rapides, à une signalétique surchargée d'informations peu compréhensibles pour elles. Or leur capacité à mobiliser des stratégies efficaces pour apprendre, résoudre une tâche est très variable et a fortiori dans les espaces de transports [10]. L'ensemble des difficultés rencontrées s'explique alors par des facteurs d'ordre environnementaux (accessibilité de l'environnement, réticence des proches) et d'ordre individuel, tels que les difficultés émotionnelles, communicationnelles, cognitives [8, 11].

Une solution pourrait venir de l'apprentissage de la mobilité au cours de l'adolescence (programme d'apprentissage à l'autonomie des déplacements initiés dans les établissements spécialisés par les professionnels). Une autre solution, celle qui est adoptée ici, pourrait consister à développer une aide technologique dédiée aux déplacements indépendants et qui prendrait en compte les particularités des personnes DI. En effet, de nombreux systèmes d'aide à la navigation embarqués

ou disponibles sur smartphone existent pour le grand public ainsi que pour des personnes en situation de handicap [12]. Néanmoins, ces aides sont souvent dédiées aux personnes ayant des déficiences sensorielles ou motrices [13], ou sont destinées à une population très large de personnes avec des déficiences cognitives très variées (maladie d'Alzheimer, traumatisme crânien, dyslexie, épilepsie, etc.). Or, ces tableaux cliniques sont différents de la DI et des besoins de ces personnes en termes de mobilité

Cet article s'inscrit dans le cadre du projet « Système d'aide à la mobilité pour des personnes ayant une déficience intellectuelle » SAMDI (2020-2024), qui consiste à développer une aide technologique dédiée à la navigation spatiale des personnes présentant une DI. SAMDI [14] est un projet collaboratif entre la recherche universitaire interdisciplinaire (chercheurs en informatique dans le domaine de l'Interaction Humain-Machine et chercheurs en psychologie), les établissements médico-sociaux qui accompagnent les personnes DI au quotidien et l'entrepreneuriat. Le projet SAMDI a pour objectif de concevoir une technologie d'aide aux déplacements qui soit adaptée au profil de ces personnes pour les aider à prendre les meilleures décisions possibles lors de leurs déplacements. L'aide fournissant des propositions notamment face à un imprévu (changement d'horaires des transports, déviation, etc.) et leur permettant d'initier de nouveaux trajets vers différents points d'intérêt de la ville (cinéma, centre sportif, etc.). L'objectif de cette communication consiste à présenter une partie de la démarche centrée-utilisateur que nous avons utilisé dans le projet.

Afin de proposer une solution technologique centrée sur l'utilisateur présentant une DI, il est primordial d'adopter dans une démarche de co-construction de l'outil en impliquant les personnes concernées et leur entourage. Recueillir le point de vue, les caractéristiques et les besoins des utilisateurs en amont, pendant et après la construction de la solution technologique permettait de garantir à la fois l'adaptation de la solution technologique aux besoins réels et également d'identifier les raisons de son utilisation ou non par les futurs utilisateurs. Dans cet optique, le projet SAMDI a évalué dans un premier temps l'acceptabilité d'un système technologique d'aide à la mobilité auprès des usagers présentant une DI. L'acceptabilité correspond à une forme de jugement prospectif. C'est-à-dire la tendance de l'utilisateur à être plus ou moins favorable à l'usage d'une technologie avant sa diffusion [15-17]. L'acceptation d'un produit technologique se définit quant à elle par le jugement et les réactions comportementales envers un produit après usage [18]. Dans la littérature scientifique, il existe plusieurs modèles théoriques permettant d'identifier les raisons pour lesquelles les utilisateurs ont l'intention d'utiliser un produit technologique, puis l'utilisent réellement [19-20]. Pour ce qui est de l'utilisation des systèmes d'aide à la navigation (GPS) destinées aux publics vulnérables (personnes âgées avec ou sans démence, personnes présentant une déficience sensorielle, cognitive suite à un AVC), la majorité des travaux portent sur l'utilisation de ces technologies chez les personnes âgées et présentant des démences à l'heure actuelle. La littérature permet d'identifier des points précis comme ayant un

impact sur l'acceptabilité et l'acceptation de ces équipements par ces populations. L'acceptabilité des technologies d'assistance en général et des systèmes d'aide à la mobilité dépend de plusieurs facteurs tels que : le « besoin » d'assistance ou d'aide perçu, la reconnaissance de la qualité du produit ou utilisabilité (la qualité est jugée par l'efficacité, l'efficience ou la facilité d'utilisation et la sécurité du produit), de la disponibilité et du coût du produit technologique, ce dernier élément étant majeur [21]. D'autres caractéristiques plutôt individuelles influencent aussi le jugement des futurs utilisateurs et sont à prendre en compte : l'état de santé/niveau de sévérité de la déficience, la familiarité des utilisateurs avec les produits d'assistance technologiques [22].

Pour évaluer l'acceptabilité d'une aide technologique dédiée aux déplacements auprès de personnes avec DI, nous avons privilégié une technique de recueil de données issues de l'approche qualitative (au détriment de l'enquête quantitative avec les questionnaires) : les focus groupes. La technique des focus groupes consiste à réunir plusieurs personnes et vise à identifier les motivations subjectives derrière des choix pratiques auxquels elles sont confrontées. Cette technique permet notamment d'étudier les pratiques et représentations de populations ciblées, souvent difficiles à atteindre par d'autres moyens (bases de données ou questionnaires) [23-24]. Il s'agit d'une technique largement inductive, destinée à identifier, analyser et résoudre des problèmes par le moyen de discussions en groupe avec des individus qui ont une expérience directe et, par conséquent une connaissance pratique [25]. Les avantages de cette technique d'interview groupale semi-structurée sont nombreux : elle favorise la spontanéité des participants, les stimule, permet l'expression et l'émergence de différents points de vue. Cette technique permet également l'inclusion de participants moins scolarisés ou présentant un niveau de littératie faible [25]. La technique des focus groupes a été expérimentée dans différentes études menées auprès des personnes présentant une déficience intellectuelle, leur entourage professionnel ou familial. Ces travaux portaient entre autres, sur la promotion d'une vie indépendante et l'amélioration de la qualité de vie [26-27], la promotion de la santé [28], le vécu de la maladie et les stratégies de coping permettant de faire face à une mauvaise nouvelle [29]. L'utilisation de la technique des focus groupes nous a paru justifiée car elle permet de recueillir les points de vue des personnes ayant une DI, d'une part, et des professionnels accompagnant ce public, d'autre part. Le protocole a été validé par le comité d'éthique de la recherche de Lille. L'objectif consiste à impliquer ces groupes dès les stades préliminaires de la construction du système d'aide à la mobilité afin de recueillir leurs perceptions au sujet d'un tel outil, leurs besoins en matière de déplacements, les prérequis nécessaires pour l'utilisation d'un tel outil, les inconvénients et les avantages qu'ils perçoivent quant à l'utilisation de cet outil.

## II. METHODE

### A. Participants

13 adultes présentant une déficience intellectuelle, 7 femmes et 6 hommes ont volontairement accepté de participer aux trois

focus groupes réalisés (voir tableau 1). Les entretiens collectifs réalisés avec les personnes ayant une DI se sont tenus sur une seule séance (groupe 1 = 4 participants avec DI ; groupe 2= 4 participants et groupe 3= 5 participants).

TABLEAU I. CARACTERISTIQUES DES PARTICIPANTS AYANT UNE DI

Groupes de participants avec DI	Effectif du groupe (n, femmes)	Age des participant en années, étendu (M, SD)
Participants avec DI- G1	4 (2)	33.9-61.2 (50.7; 12.1)
Participants avec DI- G2	4 (1)	34.8-61.2 (47.7; 11.0)
Participants avec DI- G3	5 (4)	26.0-50.1 (42.3; 9.8)

Parallèlement, un focus groupe constitué uniquement des professionnels éducatifs (n= 6 participants) qui accompagnent ces personnes a été organisé. Les participants avec déficience intellectuelle ont été recruté au sein de L'APEI du Valenciennois, une association située dans le Nord de la France et qui regroupe des parents et des amis de personnes présentant des troubles du neurodéveloppement pour défendre leurs droits et, ce faisant, les accompagner tout au long de leur vie. Cette organisation soutient l'inclusion sociale, que ce soit par l'éducation, le travail, le logement ou les loisirs. Les participants avec DI, étaient tous des travailleurs en Etablissement et services d'aides par le travail (ESAT), en plus du travail, ils résidaient aussi dans l'une ou l'autre des structures d'hébergement géré par l'APEI du Valenciennois. Pour ce qui est de leur mobilité, nous avons pu distinguer 3 niveaux d'autonomie à partir de questions ouvertes relatives à leurs habitudes de déplacements, questions précédant l'évaluation de l'acceptabilité de l'aide technologique à construire. Ces trois niveaux d'autonomie peuvent être résumés de la façon suivante :

**Niveau 1 :** ce niveau concerne des personnes qui utilisent différents modes de transports privés (marche, vélo, etc.) ou des transports en commun (bus, tramway, trains, etc.). Les trajets réalisés concernent aussi bien le voisinage que la ville habitée voire au-delà de celle-ci (pour des trajets habituels). La planification et la réalisation de trajets occasionnels ou nouveaux, tout comme pour des trajets habituels ne nécessitent pas l'intervention de l'entourage (professionnels, familles, amis). Elles sollicitent de l'aide lorsqu'il faut planifier des déplacements occasionnels, à destination de villes, régions non-habitées (exemple : vacances, consultation de spécialistes de santé hors de la région). La personne résout elle-même les imprévus survenant au cours du trajet ou sollicite de l'aide en cas de besoin (aide technologique, aide humaine).

**Niveau 2 :** pour ce niveau, les déplacements réalisés concernent majoritairement le voisinage (les établissements et services à proximité de la structure d'hébergement/ de travail) et la ville habitée. On note une planification et la réalisation de trajets habituels sans avoir à solliciter l'entourage (professionnels, familles, amis) ; mais les personnes ont besoin d'assistance (humaine et technologique) dès qu'elles doivent planifier ou réaliser des trajets occasionnels ou nouveaux dans la ville habitée ou une autre ville. La résolution d'imprévus reste

possible lorsque la personne se trouve sur un trajet familial car elle peut mobiliser certaines stratégies en raison de la familiarité avec l'environnement et de l'expérience. La sollicitation d'aide auprès de tiers peut être employée mais reste freinée en raison de caractéristiques individuelles (difficultés d'élocution, compréhension de consignes, peur, timidité, etc.).

**Niveau 3 :** A ce niveau, seule la réalisation de trajets effectués aux abords des établissements fréquentés (trajets routiniers) est observée. Les trajets au sein de la ville habitée nécessitent une assistance humaine pour la planification et/ou la réalisation qu'ils soient familiers, occasionnels ou nouveaux. En cas d'imprévus, les personnes se retrouvent en grande difficulté pour surmonter la situation et dépendent des professionnels, la famille ou d'autres personnes avec DI qu'elles suivent.

*B. Matériel*

Pour chaque groupe, l'entretien a pris la forme d'une discussion organisée autour d'une grille d'entretien comportant une dizaine de questions environ. La séance était conduite par un binôme composé d'un facilitateur (modérateur) et d'un observateur. Ce dernier notait tous les aspects verbaux, non verbaux et relationnels qui apparaissent au cours des échanges. Le facilitateur était chargé d'animer le groupe, c'est-à-dire considérer et suivre chacune des réflexions spontanées afin que les participants sentent que leur parole est prise en compte et que leur opinion est pertinente. Une grille d'entretien (toujours la même) était utilisée à chaque séance. Celle-ci comprenait une série de questions ouvertes relative aux opinions des participants avec DI quant à leurs habitudes de déplacements au quotidien (transports utilisés, destination, fréquence et étendue de l'aire de mobilité, objectifs, motivations à sortir, ressources et freins rencontrés dans les trajets, etc.), leur tendance à utiliser une technologie d'assistance dédiée à la mobilité quotidienne, la motivation intrinsèque, l'utilisation prévue et la réticence à utiliser une telle aide. D'autres questions portaient sur les fonctions, la présentation des éléments d'information, le contenu, les aides proposées et les fonctionnalités de ce type de technologie.

*C. Procédure*

Avant la tenue des focus groupes, l'équipe de chercheurs a organisé différentes réunions pour présenter le projet de recherche, rencontrer les participants (personnes avec une DI, professionnels du secteur médico-social), et expliquer la nature, l'intérêt et les méthodes de mise en œuvre du projet et son impact. À ce stade, les chercheurs ont remis aux participants des documents de consentement adaptés en Facile à lire et à comprendre pour participer aux groupes de discussion. Pour des raisons pratiques, les groupes de discussion (d'une durée de 1H30 à 2H) se sont tenus dans une salle de réunion spacieuse, calme et facilement accessible au sein de l'association. Au début de la session, l'accord du participant pour l'enregistrement audio et vidéo et la transcription des échanges a été obtenu, avec la garantie que la confidentialité des échanges soit respectée. Avant de commencer, les règles de discussion au sein du groupe ont également été énoncées afin d'expliquer aux participants le déroulement de la séance et les différentes règles à respecter : limitation des échanges aux questions et objectifs définis dans la

grille d'entretien, répartition équilibrée du temps de parole entre les participants, expression libre et respect de tous les points de vue. Les participants pouvaient arrêter les échanges à tout moment sans avoir à se justifier. Les participants ont été informés que leurs propos allaient être traités de manière anonyme.

### III. RESULTATS

L'analyse thématique de contenu a été retenue comme technique permettant d'analyser et d'interpréter le matériau généré au cours des focus groupes. Cette technique d'analyse de données qualitative identifie les unités de sens et permet de condenser l'essentiel des propos des participants en les résumant à l'aide de thèmes. Ces thèmes sont alors regroupés en catégories mutuellement exclusives, exhaustives. L'analyse thématique de contenu a permis de structurer les réponses aux questions à travers quatre principales catégories résumées dans le tableau 2

TABLEAU II. RELEVÉ DES THEMES PRINCIPAUX ET SECONDAIRES SUITE AUX RELATIFS A L'ACCEPTABILITE D'UN SYSTEME D'AIDE A LA MOBILITE

<b>1. Fonction et contenu de l'aide technologique (AT)</b>
Fournir des informations précises relatives au trajet actuel Délivrer l'information à des moments critiques du trajet Fournir des informations simplifiées (horaires, durée du trajet, alerte) Proposer un trajet alternatif en cas d'imprévu Contenir une fonction de géolocalisation des personnes Favoriser l'accès à un répertoire de personnes à contacter en cas de nécessité
<b>2. Modalités de l'apport des informations et support de l'outil</b>
Communiquer les informations par des modalités auditives et visuelles Utiliser des photographies, panneaux de directions de l'environnement Associer une synthèse vocale pour accompagner les indications visuelles Privilégier le téléphone personnel pour l'installation de l'aide technologique
<b>3. Utilisabilité et utilité de l'AT</b>
L'utilisation antérieure de la technologie ou non va faciliter l'utilisation de l'AT Une formation adaptée doit être associée à l'outil proposé Un niveau minimal de lecture requis peut compliquer l'utilisation de l'AT Utilité de l'aide technologique dans les nouveaux environnements en particulier
<b>4. Motivation intrinsèque, intention et réticences</b>
Motivation principale liée au besoin d'être rassuré(e) lors des sorties Motivation secondaire liée au besoin d'apprendre à être autonome dans ses déplacements Intention d'utiliser l'aide technologique sur de nouveaux trajets et si formation adaptée Utilité de l'aide technologique non-perçue par certains usagers Réticences à utiliser l'outil en raison d'oubli, dysfonctionnements, pertes

#### 1) Fonctions et contenu de l'aide technologique

Les fonctions essentielles requises par les usagers et les professionnels pour un système d'aide à la mobilité sont largement convergents. Elles englobent des fonctions liées à l'information, notamment : la localisation actuelle ; le domicile ; le lieu de destination ; les directions à suivre ; les détails sur les transports publics (horaires, temps d'attente et de trajet, alertes en cas de grèves) ; les arrêts intermédiaires pour signaler l'arrêt souhaité dans les bus, les routes fermées, ainsi que des points de repère visuels avec des photos, y compris des panneaux. Il est crucial que ces informations soient fournies à

des moments opportuns pour éviter toute confusion. L'intégration d'itinéraires alternatifs et de raccourcis est une autre attente importante.

Une autre fonction sociale serait de créer une communauté en ligne composée de personnes de confiance, identifiées par géolocalisation, que les usagers pourraient solliciter en cas de besoin. De plus, un numéro d'urgence permettant de contacter un éducateur, un membre de la famille ou un taxi doit être disponible.

La géolocalisation est attendue pour les personnes en difficulté, qu'il s'agisse de rejoindre des amis en temps réel ou de recevoir une assistance à distance. Cependant, il est essentiel de garantir le consentement de l'utilisateur et de lui permettre de désactiver cette fonction de suivi. Enfin, le système doit être flexible, offrant différentes options en fonction des besoins et des préférences de l'utilisateur, que ce soit en termes d'informations fournies ou de moyen d'information (texte, oral, images, etc.). Les usagers soulignent l'importance de limiter la surcharge d'informations dans l'outil.

#### 2) Modalités de l'apport des informations et support de l'outil

Il est clairement essentiel pour les usagers que les informations soient communiquées de manière à la fois auditive et visuelle, notamment au moyen de photos personnalisées de lieux familiers tels que des panneaux, des arrêts de bus, monuments, bâtiments, et des destinations spécifiques. Certaines personnes évoquent également la possibilité d'utiliser des flèches, des dessins ou des pictogrammes. Quelques participants du groupe 1 et 3 acceptent également les informations écrites. La synthèse vocale est également jugée importante. L'usage de vibrations pour informer l'utilisateur est mentionné comme non dérangeant, mais n'est pas une demande des usagers.

Quant aux supports possibles, plusieurs sont évoqués : les montres connectées, les smartphones, des boîtiers spécifiques, les tablettes et des lunettes. Cependant, les lunettes et les montres ne semblent pas les plus adaptées selon les usagers, car leur utilisation nécessite d'y être habitué. Les boîtiers et les tablettes sont peu mentionnés et ne semblent donc pas être des priorités. Les téléphones, qu'ils aient un écran tactile ou des touches physiques, semblent être bien plus appréciés, mais le choix entre les deux dépend de la préférence individuelle.

#### 3) Utilisabilité et utilité

Les usagers considèrent que l'utilisabilité de l'aide dépend de plusieurs facteurs : la présence de boutons ou l'utilisation sur smartphone, en fonction de leurs habitudes ; de l'offre de formation à l'outil proposée et de la sollicitation de la lecture dans l'usage. Ils anticipent des difficultés initiales mais s'attendent à les surmonter.

La majorité des usagers, quel que soit leur niveau de lecture ou de difficulté, conviennent que si l'outil est adapté au public et après une période d'adaptation, l'aide pourrait être utile et en particulier dans de nouveaux environnements. Cette aide pourrait favoriser la progression de certains usagers. En revanche, ceux dont les habitudes sont bien établies peuvent ne

pas souhaiter changer, car leurs méthodes actuelles fonctionnent pour eux.

#### 4) *Motivation intrinsèque, intention et réticences à l'usage*

La principale motivation exprimée par les usagers des différents groupes est la recherche de réassurance pour surmonter leurs appréhensions lors des sorties. Les motivations secondaires incluent le désir d'apprendre à « se débrouiller seuls » et l'intérêt pour des sorties qui leur semblaient complexes jusqu'à présent. Toutefois, ces intentions sont conditionnées à l'utilisabilité de l'outil pour la population cible.

Les entretiens révèlent les intentions d'usage du système à la mobilité conçu dans le cadre du projet, avec des réponses variées. Les usagers envisagent de l'utiliser s'il s'avère réellement utile, en particulier pour les nouveaux trajets, et s'ils sont instruits sur son utilisation. Cependant, certains usagers n'en voient pas l'utilité et n'ont donc pas l'intention d'utiliser le système. Le manque d'appréciation de la technologie de façon générale est également une raison mentionnée.

## IV. DISCUSSION

Cette étude réalisée à l'aide de focus groupes a été menée auprès d'adultes ayant une DI et a enrichi nos connaissances sur les caractéristiques des déplacements indépendants dans cette population. Nous avons également obtenu un aperçu des caractéristiques les plus importantes que doit comporter une Aide technologique adaptée aux particularités de ces personnes et dédiée à la navigation spatiale au quotidien. Bien que des systèmes d'aides à la navigation existent depuis de nombreuses années et sont progressivement élaborés pour des personnes en situation de handicap, on note une utilisation restrictive de ces outils dans notre population-cible et les professionnels qui les accompagnent [12]. Sans doute que ces restrictions sont liées à différentes raisons : faible adaptation aux particularités et besoins des personnes avec DI, contenu proposé par l'aide, facilité d'utilisation, faible voire absence d'implication des personnes concernées et des professionnels tout au long du processus de construction de l'outil.

Dans une démarche de co-conception du système d'aide à la mobilité (Projet SAMDI), la première étape consistait à évaluer son acceptabilité en interrogeant les futurs utilisateurs. La majorité des participants a reconnu l'importance d'un système d'assistance technologique dédié uniquement à la navigation ; une aide adaptée à leurs besoins, à leurs caractéristiques et à celle du contexte des déplacements (par exemple : espaces de transport, déviation, grève, retards, annonce de changements). Les personnes interrogées ont souligné les caractéristiques et les fonctions qu'un tel outil devrait remplir. En ce qui concerne la nature et la modalité des informations fournies par le système, les résultats de ces groupes de discussion concordent avec les travaux scientifiques antérieurs relatifs à la navigation spatiale des personnes avec DI : certaines personnes avec DI s'appuient sur des trajets routiniers et sur des éléments visuels de l'environnement pour planifier et effectuer leurs déplacements. En ce qui concerne l'adaptation à l'environnement, ils soulignent la nécessité de simplifier l'information (panneaux, cartes, horaires, etc.) afin de permettre aux personnes de s'orienter plus facilement et de prendre des

informations lors de l'utilisation des transports et des correspondances. En outre la sécurité des personnes et le besoin de formation constituent des points fondamentaux.

Globalement, cette étude descriptive consolide et enrichit nos connaissances sur les fondements d'une aide adaptée à cette population cible. Ces résultats sont encourageants et pointent l'importance de la collaboration interdisciplinaires (chercheurs en psychologie, chercheurs en IHM), et celles qui se créent entre le monde académique et les partenaires du monde associatif, les personnes concernées elles-mêmes.

Suite à ces résultats, l'étape de co-construction de solutions incrémentales et itératives a démarré avec d'autres groupes d'utilisateurs présentant une DI afin de développer des prototypes tout en tenant compte des résultats des focus groupes. Des études complémentaires sont à présent nécessaires pour finaliser la construction de l'aide et la déployer à plus grande échelle.

## V. CONCLUSION

Cet article présente les résultats et la démarche utilisée pour évaluer l'acceptabilité d'un système d'aide pour la mobilité d'adultes ayant une DI (DI). Les résultats de cette étude par focus groupes suggèrent l'importance de concevoir une aide technologique adaptée et personnalisée basée sur des recherches antérieures concernant la prépondérance des repères visuels aux points critiques du voyage. Les résultats soulignent également la nécessité de disposer de fonctions d'urgence permettant de contacter un professionnel, un membre de la famille ou un ami en cas d'événements imprévus. Jusqu'à présent, l'assistance humaine semble être la solution privilégiée par les personnes ayant une DI ainsi que par leur famille et les professionnels qui les accompagnent au quotidien. L'implication des futurs usagers avant, pendant et après la conception d'un tel outil peut aider à promouvoir l'utilisation de cette solution technologique pour se déplacer efficacement et de manière indépendante dans la communauté.

## REMERCIEMENTS

Le travail présenté dans cet article est le fruit d'une collaboration entre des chercheurs issus du Laboratoire PSITEC de l'Université de Lille et du LAMIH UMR CNRS UPHF dans le cadre du projet SAMDI. Ainsi, nous remercions la région Hauts-de-France, principal financeur du projet SAMDI, ainsi que l'ensemble des partenaires et financeurs l'UDAPEI 59, Urban Labs Technologies, l'APEI de Valenciennes, l'APEI de Denain, le CNRS, la MESHS, le pôle PRIMOH, la Fondation Spiegel, et l'association « Nous Aussi ».

## REFERENCES

- [1] R. B. Dever, *Habilités à la vie communautaire : une taxonomie*. Québec : Presses Inter universitaires, 1997, pp.133-142.
- [2] American Psychiatric Association (APA), *Mini DSM-5: Critères Diagnostiques*. Issy-les-Moulineaux : Elsevier Masson, 2016.
- [3] Courbois, Y., Blades, M., Farran, E. K., & Sockeel, P. "Do individuals with intellectual disability select appropriate objects as landmarks when

- learning a new route?" *Journal of Intellectual Disability Research: JIDR*, 57(1), 80-89. 2013.
- [4] Haveman, M., Tillmann, V., Stöppler, R., Kvas, Š., & Monninger, D. "Mobility and Public Transport Use Abilities of Children and Young Adults With Intellectual Disabilities : Results From the 3-Year Nordhorn Public Transportation Intervention Study". *Journal of Policy and Practice in Intellectual Disabilities*, 10 (4), 289-299. 2013.
- [5] Farran, E. K., Purser, H. R. M., Courbois, Y., Ballé, M., Sockeel, P., Mellier, D., & Blades, M. Route knowledge and configural knowledge in typical and atypical development: A comparison of sparse and rich environments". *Journal of Neurodevelopmental Disorders*, 7, 37. 2015.
- [6] Farran, E. K., Formby, S., Daniyal, F., Holmes, T., & Van Herwegen, J. "Route-learning strategies in typical and atypical development; eye tracking reveals atypical landmark selection in Williams syndrome". *Journal of Intellectual Disability Research*, 60 (10), 933-944. 2016
- [7] Delgrange, R., Burkhardt, J.-M., & Gyselinck, V. "Difficulties and Problem-Solving Strategies in Wayfinding Among Adults With Cognitive Disabilities : A Look at the Bigger Picture". *Frontiers in Human Neuroscience*, 14, 46. 2020.
- [8] Mengue-Topio, H., Letalle, L., & Courbois, Y. "Autonomie des déplacements et déficience intellectuelle: Quels défis pour les professionnels ?" *ALTER* 14, 99-113, 2020.
- [9] Meissonnier, J. "Faire face ou faire avec. Situations de vulnérabilité et situations de handicap", *Populations vulnérables*, 6, 15-37. 2020
- [10] Letalle, L., Mengue-Topio, H., & Courbois, Y. "Apprendre à se déplacer de façon autonome en cas de déficience intellectuelle". *Enfance*, 1(1), 85-98. 2021.
- [11] Mengue-Topio, H., Letalle, L., Pudlo, P. & Courbois, Y. "La mobilité quotidienne des personnes présentant une déficience intellectuelle vue par les professionnels du secteur médico-social". *La nouvelle revue-Education et société inclusives*, 97, 1-26. 2023.
- [12] Grison, E., & Gyselinck, V. "La cognition spatiale pour repenser les aides à la navigation". *L'année Psychologique*, 119 (2), 243-278. 2019.
- [13] Stock, S. E., Davies, D. K., Wehmeyer, M. L., & Lachapelle, Y. "Emerging new practices in technology to support independent community access for people with intellectual and cognitive disabilities." *NeuroRehabilitation*, 28(3), 261-269. 2011.
- [14] Y. Guedira, H. Mengue-Topio, S. Lepreux, L. Letalle, M. Duthoit, P. Pudlo, Y. Courbois, C. Kolski: "Démarche de Conception Centrée Utilisateur de Systèmes d'Aide numériques à la Mobilité pour Personnes avec Déficience Intellectuelle". *Adjunct Proceedings of the 34th Conference on l'Interaction Humain-Machine, IHM 2023, Troyes, France, April 3-6, ACM*, 3:1-3:6 (2023)
- [15] Schade, J., & Schlag, B. "Acceptability of urban transport pricing strategies". *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 6(1), 45-61. 2003.
- [16] Martin, N. P. Y. "Acceptabilité, acceptation et expérience utilisateur : Évaluation et modélisation des facteurs d'adoption des produits technologiques" (2018) [Phdthesis, Université Rennes 2].
- [17] J. Nielsen, "Chapter 2—What Is Usability ?" In J. NIELSEN (Éd.), *Usability Engineering*. San Francisco, CA : Morgan Kaufmann, 1993, pp. 23-48.
- [18] Bobillier-Chaumont, M., & Dubois, M. "L'adoption des technologies en situation professionnelle: quelles articulations possibles entre acceptabilité et acceptation?" *Le travail humain*, 72(4), 355-382, 2010.
- [19] V., Venkatesh, M., M., Davis, G., & F.D., Davis, User acceptance of information technology: Toward a unified view. *Management Information Systems Quarterly*, 27 (3) 425-478, 2003.
- [20] V. Venkatesh, & H., Bala, "Technology Acceptance Model 3 and a Research Agenda on Interventions". *Decision Sciences*, 39. 273-315. 2008.
- [21] C, McCreddie, & A., Tinker. "The acceptability of assistive technology to older people". *Ageing Soc.* 25 :91-110, 2005.
- [22] B., Williamson, T., Aplin, D., de Jonge, & M., Goynes, "Tracking down a solution: Exploring the acceptability and value of wearable GPS devices for older persons, individuals with a disability and their support persons." *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 12(8), 2017.
- [23] A., Hyde, E., Howlett, D. Brady, & J., Drennan. "The focus group method : Insights from focus group interviews on sexual health with adolescents". *Social Science & Medicine*, 61(12), 2588-2599. 2005
- [24] I. F., Litt, "Focusing on focus groups." *Journal of Adolescent Health*, 32(5), 329-330, 2003.
- [25] D., Faulx, S., Delvaux & T., Manfredini. "À la recherche des indicateurs des conflits graves: Les représentations des professionnels de l'intervention en situation de conflit". *Les Cahiers Internationaux de Psychologie Sociale*, Numéro 75-76(3), 105-115. 2007
- [26] J., Sandjojo, W. A., Gebhardt, A. M. E. E., Zedlitz, Hoekman, J., J. A. den, Haan & A. W. M., Evers, "Promoting Independence of People with Intellectual Disabilities: A Focus Group Study Perspectives from People with Intellectual Disabilities, Legal Representatives, and Support Staff". *Journal of Policy and Practice in Intellectual Disabilities*, 16 (1), 37-52. 2019.
- [27] B. S., Mattevi, J., Bredemeier, C., Fam & M. P., Fleck. "Quality of care, quality of life, and attitudes toward disabilities: Perspectives from a qualitative focus group study in Porto Alegre, Brazil". *Pan American Journal of Public Health*, 31(3), 188-196, 2012.
- [28] M., Fraser, & A., Fraser. "Are people with learning disabilities able to contribute to focus groups on health promotion" ? *Journal of Advanced Nursing*, 33(2), 225-233 2001
- [29] I. Tuffrey-Wijne, "A new model for breaking bad news to people with intellectual disabilities". *Palliative Medicine*, 27(1), 5-12. 2013

---

# Session Posters

---



# Développement d'un système de mesure de proprioception cervicale

Conception dédiée aux professionnels de santé

Aguiar, Wagner de ; Cuarelli, Gilberto  
Instituto Federal de Sao Paulo, Sao Paulo, 01109-010,  
Brazil  
[w.aguiar@ifsp.edu.br](mailto:w.aguiar@ifsp.edu.br)  
[gcuarelli@ifsp.edu.br](mailto:gcuarelli@ifsp.edu.br)

Guillaume, Thomann  
Univ. Grenoble Alpes - G-SCOP, Grenoble, 38 000, France  
[guillaume.thomann@grenoble-inp.fr](mailto:guillaume.thomann@grenoble-inp.fr)

Freire Junior, José Celso  
Sao Paulo State University, Sao Paulo, 01049-010, Brazil  
[jose-celso.freire@unesp.br](mailto:jose-celso.freire@unesp.br)

**Abstract**— Un terme générique pour définir la douleur au cou chez les personnes souffrant de blessures au cou, de dysfonctionnement du cou ou de douleurs à l'épaule et au cou est « douleur mécanique au cou ». Plusieurs facteurs doivent être pris en compte lors de l'évaluation des troubles cervicaux, notamment les modifications des systèmes visuels et de l'équilibre postural et proprioceptif. Actuellement, le Cervicocephalic Relocation test (CRT) est utilisé par les professionnels de santé pour détecter les changements de proprioception cervicale. Ce test nécessite un matériel précis, une installation sur mesure dans un espace dédié et surtout un temps de post-traitement important pour que le professionnel pose son diagnostic. Une configuration de la bibliothèque MediaPipe de Google associée à un ordinateur portable est proposée et valorisée dans ce contexte. L'architecture du système est développée et une interface utilisateur est conçue dans l'idée d'être utilisées pour effectuer le test CRT. Le système est présenté dans cet article, expérimenté dans un cas d'utilisation et les résultats sont présentés. Le rapport final de test CRT de l'utilisateur peut être exporté depuis le système développé, contenant la visualisation des résultats du CRT, prêt à être analysé par le physiothérapeute.

**Keywords**— Vision par ordinateur, analyse de données, système sur mesure, pathologie du cou, Google MediaPipe

## I. INTRODUCTION

Dans le contexte du dysfonctionnement proprioceptif cervical, la lombalgie et la cervicalgie sont parmi les problèmes de santé les plus courants nécessitant des examens médicaux. Comme le soulignent Zennaro [1] et Moley [2], les blessures d'usure peuvent souvent survenir parce que le cou est flexible et soutient à lui seul (vertèbres + muscles) tout le poids de la tête. Rix [3] souligne qu'une plus grande attention a été accordée à ce dysfonctionnement, connu sous le nom de "proprioception cervicale". Selon Pinsault [4], un des moyens de prévenir et traiter cette pathologie de proprioception cervicale est le Cervicocephalic Relocation Test - CRT [5]. Ce test consiste à placer la tête en position neutre, puis d'effectuer une rotation complète de la tête vers la gauche puis vers la droite, les yeux bandés, avec un retour à la position de départ. Cette procédure, permet d'obtenir des informations relatives aux positions initiales et finales du mouvement afin de fournir une mesure de l'efficacité du mouvement.

Pour réaliser le test CRT, il est nécessaire d'acquérir la description géométrique de la scène afin que l'expert puisse comprendre l'environnement dans lequel les données ont été collectées [3]. Pour recueillir des données sur les mouvements du patient, la procédure actuelle propose qu'il porte un casque équipé d'un laser dirigé vers une cible (une feuille de papier millimétré collée au mur). La position initiale indiquée sur la cible est marquée au crayon, puis on demande au patient pivoter sa tête vers la gauche, la nouvelle position est notée sur le papier millimétré et le patient revient en position initiale. [3] [4]. Ce processus est répété un nombre de fois prédéfini puis réalisé à nouveau avec cette fois une rotation vers la droite.

Le travail proposé permet de répondre à deux problématiques principales. La première concerne l'installation et la préparation de l'expérience avec le patient, l'utilisation d'un espace conséquent, d'un casque et de technologies laser. La seconde s'attaque au post traitement des informations marquées au mur sur le papier millimétré pour permettre d'établir un diagnostic par le professionnel de santé. Cet article propose donc le développement d'un outil peu coûteux en investissement matériel et pouvant fournir rapidement des informations nécessaires pour le diagnostic et le suivi de la proprioception cervicale par les spécialistes.

La technologie utilisée dans ce présent article est basée sur l'utilisation d'une caméra de profondeur. Effectivement cette technologie a fait ses preuves dans beaucoup de travaux de recherche liés au domaine de la santé, en prévention et en diagnostic. Nous présentons ici quelques-uns de ces travaux qui nous ont inspirés. Dror [6] et Shao [7] discutent de l'importance de "la capacité d'impliquer le corps physique dans une interaction avec la technologie". À cette fin, ils ont proposé un système non invasif basé sur la caméra de profondeur Kinect de Microsoft en utilisant un nouvel algorithme de suivi basé sur la capture de mouvement (MoCap). Ils ont proposé plusieurs applications pour mesurer et enregistrer la position et l'orientation du corps humain en mouvement.

D'autres auteurs, comme Castro [8] et McDuff [9], décrivent d'autres applications de cette technologie MoCAP, telles que la détection du rythme cardiaque, la détection de l'équilibre d'un individu, l'identification des crises d'épilepsie et l'analyse des

troubles résultant de maladies neurodégénératives, le tout en utilisant l'identification biométrique. En particulier, ce travail a été inspiré par les propositions de Hanke [10] et Galna [11], qui ont présenté la possibilité d'évaluer objectivement la démarche des patients atteints de maladies neurodégénératives dans des environnements contrôlés afin de quantifier ces anomalies. Les travaux de Dranca [12] sont intéressants car il a réalisé une étude visant à classer les étapes de la marche dans le cadre d'un projet de recherche, mobilisant également avec pertinence une caméra de profondeur. L'étude de classification des stades de la maladie de Parkinson à l'aide d'un capteur Kinect basé sur l'évaluation des perturbations de la marche, a également été étudié par cet auteur. Nos choix de technologie ont également été inspirés des études telles que celles de [1] [6] [7] dans lesquelles des caméras sont utilisées pendant les procédures pour capturer des données de profondeur statiques et dynamiques associées au mouvement d'une personne.

D'autres études [13] [14] sont associées à l'utilisation de capteurs de mouvement combinés à des applications qui utilisent de nouvelles techniques, telles que l'intelligence artificielle, pour des analyses peu coûteuses, efficaces et précises pour aider au traitement de divers dysfonctionnements. L'application de ces méthodes peut encore améliorer la capacité d'analyse des données d'imagerie multimodales et l'efficacité de ces diagnostics [15].

L'analyse des études mentionnées ci-dessus a montré qu'il est possible d'utiliser des capteurs de mouvement peu coûteux pour obtenir des informations que les spécialistes peuvent utiliser pour diagnostiquer le syndrome proprioceptif cervical. Cet article présente donc un outil qui a été développé dans ce contexte. Suite à cette introduction, le matériel et les méthodes utilisées pour développer l'outil sont présentés. Quelques résultats obtenus à l'aide de l'outil sont ensuite détaillés et quelques remarques finales concluront cet article.

## II. MATÉRIAUX ET MÉTHODES

### A. Protocole médical

Comme il a été mentionné dans l'introduction, une technique clinique appelée CRT est utilisée pour évaluer les troubles du contrôle sensori-moteur chez les personnes souffrant d'une déficience de la proprioception cervicale. La personne qui effectue le test doit porter un casque de cyclisme sur lequel est fixé un pointeur laser. L'utilisateur, qui porte un casque et un masque pour obstruer sa vision, est invité à diriger le laser vers une cible située à 80 cm devant lui. La cible est un papier millimétré (40 x 40 cm), comportant un axe horizontal (x) et un axe vertical (y), tracés de manière à ce qu'un point médian la divise en quatre quadrants. Après avoir positionné le faisceau laser sur la cible, il est demandé au patient de mémoriser cette position, d'effectuer des répétitions de la rotation vers la gauche et de revenir à la position de départ le plus précisément possible. Après 2 minutes de repos, la procédure la procédure doit être effectuée avec une rotation vers la droite. A chaque arrêt, le faisceau indiqué sur la cible est marqué au stylo et étiqueté en fonction du numéro et de la direction de la répétition.

Comme on peut le constater, la procédure nécessite des équipements spécifiques et prend un temps conséquent qui est sujet à des erreurs de traitement de données. Afin d'offrir une

option qui peut donner de meilleurs résultats et avec plus d'efficacité, il est proposé de réaliser la même procédure en intégrant un ordinateur portable avec sa caméra intégrée, éliminant ainsi tous les équipements matériels et facilitant l'exploitation des mesures effectuées lors du test CRT. Ainsi, la procédure peut être mise en œuvre avec un équipement standard, ce qui démocratise son utilisation et permet d'accéder à des procédures d'analyse des données en temps réel. Parce qu'elle fonctionne avec le support d'un ordinateur personnel, l'application permet une analyse instantanée des données mesurées mais également leurs stockages et facilite leur réutilisation.

### B. Capteurs de mouvement

Les technologies de détection d'images stéréoscopiques utilisent des capteurs avec des caméras pour calculer la profondeur et permettre ainsi à ces appareils de voir, de comprendre et d'apprendre leur environnement, d'interagir avec lui et d'en tirer des enseignements en 3D.

Le premier de ces capteurs à être largement connu en dehors de l'environnement académique est la Kinect développée par Microsoft. Des dispositifs tels que les caméras Microsoft Azure Connecta, Intel RealSense et ASUS Xtion, qui sont apparus après la Kinect, permettent d'extraire des données plus détaillées dans le but de faciliter leur analyse et leur interprétation. Elles utilisent divers systèmes d'exploitation et langages de programmation. Un certain nombre de tests permettant de comparer les précisions de mesure des caméras de profondeur RealSense D435i et D455 avec celle intégrée d'un ordinateur portable a été effectué. Ils ont permis de valider l'utilisation d'une caméra d'un ordinateur portable pour le développement de notre proposition de solution à destination des professionnels de santé.



Fig. 1. Expérimentation permettant de comparer les précisions de mesure des caméras Realsens D435i et D455 et Notebook..

### C. Vision par ordinateur et MediaPipe

La vision par ordinateur est une technique récente qui permet, par exemple, de créer des applications capables de percevoir le monde qui nous entoure. Ces applications impliquent l'utilisation de capteurs, le développement d'algorithmes et des modèles d'apprentissage automatique pour

percevoir un environnement et tenter de voir la réalité extérieure pour la capturer. Comme l'indiquent [7], la machine capte, traite et interprète les rayons lumineux du monde extérieur lorsque la vision par ordinateur est utilisée.

Les applications d'analyse d'images ont montré un grand potentiel dans le domaine médical, en aidant considérablement à diagnostiquer diverses maladies. Leur utilisation peut encore améliorer la capacité d'analyser des données d'images multimodales complexes et d'améliorer l'efficacité des diagnostics [15]. Les possibilités sont encore plus importantes lorsque l'on peut effectuer une "analyse dynamique" d'images impliquant la navigation gestuelle ou la capacité d'identifier et de suivre le corps humain. L'application de ces méthodes implique l'exécution de tâches de base de *Machine Learning* (ML), telles que le suivi manuel, ce qui demande beaucoup de temps et de ressources.

En 2015, les développeurs de Google ont créé un outil appelé *TensorFlow Lite* [16]. Il s'agit d'une bibliothèque open-source pour les applications ML sur les appareils et ordinateurs mobiles, embarqués et IoT. Il a facilité la vision par ordinateur, permettant aux développeurs d'exécuter leurs modèles entraînés sur ces appareils. Cet outil a facilité le développement de MediaPipe par Google en 2019. MediaPipe est un outil open source de haute précision qui offre un accès à divers modèles de ML, permettant la capture de données [17] [18]. Il permet de créer des outils appliqués à la multimodalité (audio, vidéo). Il dispose d'une variété de modèles de détection et de suivi du corps humain sur lesquels les points sont normalisés en trois dimensions. Grâce à ce type de modèle, il est possible de capturer les données de l'utilisateur, notamment avec des composants graphiques modulaires, des modèles d'inférence, les algorithmes de traitement des médias et la transformation des données [19] [20]. Il peut être intégré dans n'importe quel outil à l'aide de programmes dans différents langages, tels que Python, Java et C/C++. En août 2020, Google a ouvertement donné accès au code, ce qui a attiré l'attention du public qui utilisent des caméras de profondeur dans leurs applications.

L'outil intègre une solution de maillage du visage, qui effectue la détection des repères faciaux. Elle détecte en temps réel le visage d'un individu dans l'image filmée par la caméra et estime 468 points de repère faciaux en 3D (Figure 2) dans des formes de visages. Chaque point est identifié par ses coordonnées sur les axes x, y et z. Les valeurs de x et y sont normalisées [0,0 à 1,0] respectivement pour la largeur et la hauteur de l'image. La dimension z représente la distance de l'utilisateur à la caméra ; plus il est proche de la caméra, plus la valeur de cette distance sera petite.

Comme l'ont indiqué Lugaresi et al. [17] et Boesch [18], l'application de MediaPipe en tant que capteur pour la détection des visages est présente dans les appareils mobiles, et les progrès des technologies appliqués aux caméras permettent d'augmenter son intégration dans les plateformes portables. Ceci représente un grand potentiel à explorer. Le système discuté dans cet article présente l'une des utilisations possibles de MediaPipe.

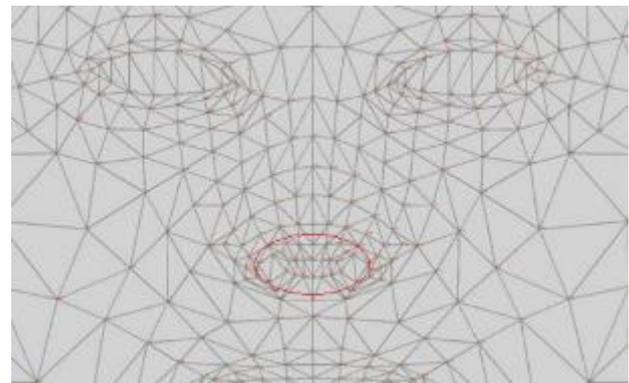


Fig. 2. Résultat d'un maillage de visage proposé par MediaPipe

#### D. Expérimentation et analyse des données

Le protocole de mesure proposé dans nos recherches mobilise Mediapipe et suit les principes du test CRT. Ainsi, un individu portant un casque équipé d'un laser est placé devant une feuille de papier millimétré. En plus de cette configuration standard, l'écran de l'ordinateur portable est positionné juste en dessous du papier millimétré, comme le montre les figures 3.



Fig. 3. Utilisateur portant le casque et positionné en face d'ordinateur

Afin de pouvoir proposer un système de mesure suffisamment performant, des expériences et des tests ont été effectués pour définir la distance optimale entre la caméra et l'utilisateur. Bien que les tests effectués dans les articles indiquent une distance de référence de 90 cm par rapport à la feuille de papier millimétré, après les tests effectués avec le MediaPipe, il a été décidé d'utiliser une distance de 80 cm entre le visage et la caméra, assurant ce déplacement angulaire référence de 4 degrés et une bonne précision de mesure par la caméra.

La figure 4 montre les différences de mesures obtenues entre l'utilisation du casque + laser + papier millimétré (courbe orange) pour un déplacement fixé à 5cm avec les mesures obtenues en utilisant la caméra et le logiciel développé.

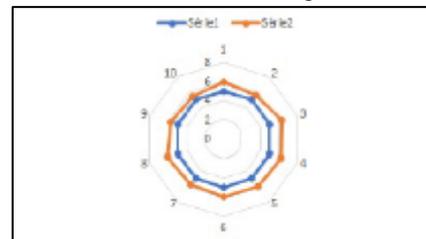


Fig. 4. Comparaison entre les mesures réalisées « avec le logiciel développé + caméra Notebook » et « avec le papier millimétré »

Cet essai nous permet d'observer une différence moyenne de mesure de 1 cm entre les deux systèmes de mesure.

### III. L'OUTIL DÉVELOPPÉ

#### A. L'architecture de l'outil développé

Dans l'application développée dans notre présente recherche, seul le point 94 (identifié par la flèche sur la Figure 5), qui correspond au point central du nez (*Nose Bottom*), mentionné dans [21], est utilisé.

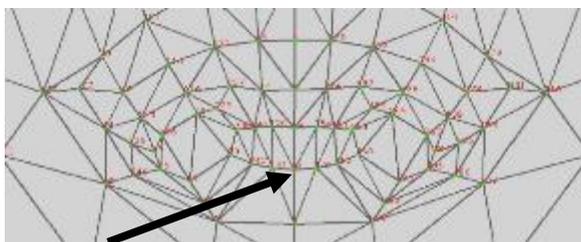


Fig. 5. Point numéro 94 utilisé dans l'application développée

La figure 6 montre le principe de fonctionnement de l'outil développé avec une caméra standard RVB HD d'ordinateur portable et le programme conçu en JavaScript.

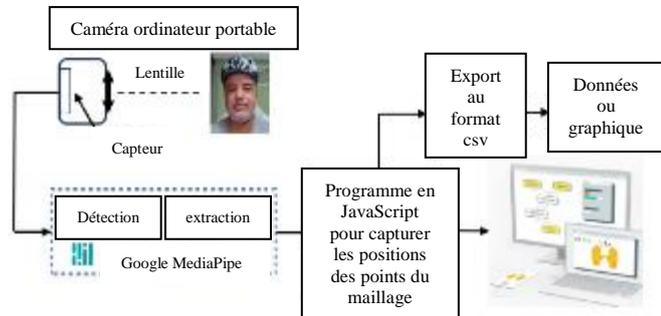


Fig. 6. Architecture système

Dans un premier temps, une image est capturée par la caméra de l'ordinateur portable. Ensuite, à l'aide de l'application MediaPipe, le visage est identifié et les points sont capturés (coordonnées x, y et z). Le logiciel développé traite ces données et indique la distance entre la première et la deuxième lecture pour chaque point du maillage. Les valeurs obtenues sont visualisées et présentées par le logiciel sous forme de données et de graphiques. Elles peuvent également être stockées dans un fichier pour être analysées ultérieurement.

#### B. Fonctionnement du logiciel

Les travaux [3] [5] ainsi que quelques essais expérimentaux nous permettent de définir la distance de 5 cm comme distance de déplacement de références. Ceci permet d'obtenir un angle d'orientation de la tête d'environ 4 degrés, permettant déjà l'identification d'éventuel problèmes de sensibilité kinesthésique cervico-céphalique par l'expert.

Pour mettre en œuvre le test, il est demandé à l'utilisateur de porter un casque (Figures 3) et de positionner le faisceau lumineux en un point de la feuille de papier millimétré ; cette position est mémorisée. Il est demandé ensuite à l'utilisateur de pivoter la tête, en positionnant le faisceau lumineux à environ 5 cm du point de départ (vers la gauche ou la droite, au choix), et le nouveau point est enregistré. Le processus est répété jusqu'à ce que toutes les mesures soient prises (10 positionnements à 5 cm du point de départ). Pour mieux comprendre les calculs

effectués, la figure 7 présente le point de départ A et le point d'arrivée B dans le graphique de la feuille. Sur la figure 7, b représente la distance entre les points A (de départ du mouvement) et B (d'arrivée du mouvement). Il est alors possible de calculer le sinus de l'angle de déplacement ( $\tan=(b)/(c)$ ) puis l'angle  $\alpha$  (Figure 8).

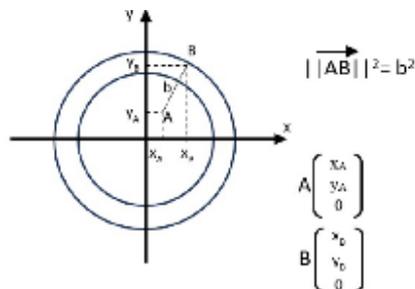


Fig. 7. Point de départ A et point d'arrivée B lors d'un mouvement de rotation de l'utilisateur

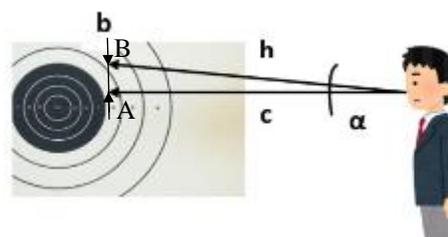


Fig. 8. Illustration du modèle de calcul de l'angle de déplacement de la tête de l'utilisateur

### IV. RESULTATS

Le logiciel du système proposé effectue les calculs et affiche les valeurs sur l'écran. Les données recueillies sont restituées de manière à indiquer, pour chaque mouvement du point 94, les évolutions des positions selon les axes x et y (Figures 9), la valeur du sinus et l'angle entre ces points. Les figures 9 montrent l'évolution des positions du point 94 selon les axes x et y pour chacun des 10 mouvements du visage.

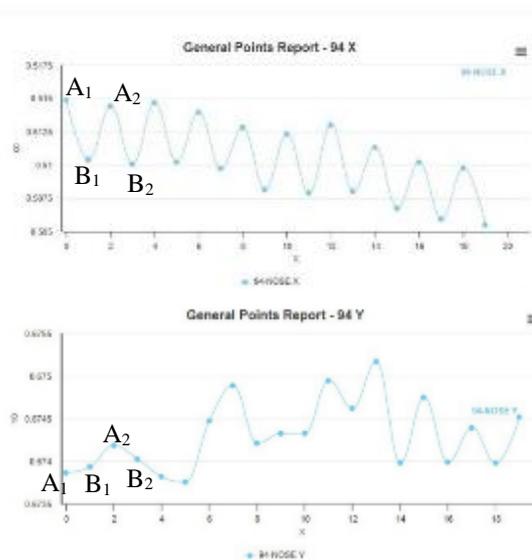


Fig. 9. Evolution des positions du point 94, selon les axes x et y

La Table 1 permet de visualiser les angles de rotation de la tête pour chacun des 10 mouvements effectués lors d'une séquence de mesure. Les valeurs se réfèrent au point 94 identifié par MediaPipe et correspondent à la position du nez du sujet par rapport à la caméra de l'ordinateur portable.

La figure 10 représente le tracé des dix points A de la Table 1, c'est-à-dire les points  $(x_A, y_A)_1$  à  $(x_A, y_A)_{10}$ . Ce sont ces résultats qui sont utilisés par les professionnels de santé pour effectuer le diagnostic de pathologie de proprioception cervicale.

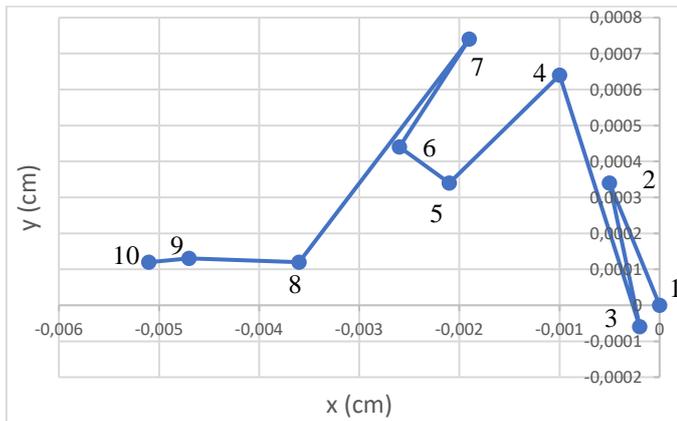


Fig. 10. Mise en évidence de la déviation des positions initiales des mouvements

La représentation obtenue en figure 10 représente l'équivalent numérique de la feuille de papier millimétré utilisée habituellement lors d'un test standard avec un casque et un laser. Sur cette figure, la courbe représente donc la tendance que l'utilisateur a à dévier dans son remplacement avant d'effectuer une nouvelle rotation d'angle  $\alpha$ . Ainsi, le point de départ du premier de ses mouvements (numéro 1 sur le graphique) se trouve le plus à droite et le dernier point de l'exercice (numéro 10) se trouve le plus à gauche. Ainsi, il est aisé de valider qu'au fur et à mesure de ses déplacements à l'origine, l'utilisateur a tendance à dériver progressivement vers la gauche.

A partir de cette étape de l'évaluation, il est possible de stocker les points obtenus dans un fichier grâce au bouton *Export* de l'interface utilisateur. Si un problème a été identifié lors de la collecte des données, il est possible d'effacer et de redémarrer le processus d'enregistrement à l'aide du bouton *Reset*. Si les informations de lecture sont satisfaisantes, une feuille de calcul (un fichier .csv) peut être générée avec les données obtenues. Une fois les relevés terminés, il est possible d'utiliser le bouton *Report* pour générer un rapport regroupant les graphiques et tableaux contenant des informations essentielles à destination de l'expert.

TABLE I. CALCUL DE L'ANGLE DE ROTATION SUR 10 MOUVEMENTS DE LA TETE

Numéro du mouvement	Nom du point	Lecture des points		Valeur b	Valeur c (cm)	Valeur b (cm)	Valeur h	tan (alpha) en degré
		94X	94Y					
1	$(x_A, y_A)_1$	0,5149	0,6739	0,00450018	80	4,50017777	80,1265	3,22641877
	$(x_B, y_B)_1$	0,5104	0,6739					
2	$(x_A, y_A)_2$	0,5144	0,6742	0,00440454	80	4,40454311	80,1212	3,15771289
	$(x_B, y_B)_2$	0,51	0,674					
3	$(x_A, y_A)_3$	0,5147	0,6738	0,00450587	80	4,50587394	80,1268	3,2305113
	$(x_B, y_B)_3$	0,5102	0,6736					
4	$(x_A, y_A)_4$	0,5139	0,6745	0,004219	80	4,21900462	80,1112	3,02444391
	$(x_B, y_B)_4$	0,5097	0,6749					
5	$(x_A, y_A)_5$	0,5128	0,6742	0,00460109	80	4,60108683	80,1322	3,29892391
	$(x_B, y_B)_5$	0,5082	0,6743					
6	$(x_A, y_A)_6$	0,5123	0,6743	0,00444072	80	4,44072066	80,1232	3,1837025
	$(x_B, y_B)_6$	0,5079	0,6749					
7	$(x_A, y_A)_7$	0,513	0,6746	0,00503587	80	5,03587132	80,1583	3,61144855
	$(x_B, y_B)_7$	0,508	0,6752					
8	$(x_A, y_A)_8$	0,5113	0,674	0,00465601	80	4,65600687	80,1354	3,33838946
	$(x_B, y_B)_8$	0,5067	0,6747					
9	$(x_A, y_A)_9$	0,5102	0,674	0,0043195	80	4,31950229	80,1165	3,09662544
	$(x_B, y_B)_9$	0,5059	0,6744					
10	$(x_A, y_A)_{10}$	0,5098	0,674	0,00433133	80	4,33132774	80,1172	3,10511961
	$(x_B, y_B)_{10}$	0,5055	0,6745					

## V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le travail développé dans le présent article s'intéresse à la phase de diagnostic permettant de détecter un dysfonctionnement proprioceptif cervical. Le but est de proposer une solution pour assister le professionnel de santé dans cette phase essentielle actuellement longue et fastidieuse. Le document décrit comment le positionnement du visage est capturé par la caméra d'un ordinateur portable et quels calculs sont mis en œuvre pour interpréter les données capturées. Le traitement de ces données montre que la méthode permet d'identifier la position du visage lors des mouvements du patient, de la même manière que cela est réalisé dans l'environnement contrôlé d'un CRT. La restitution des résultats dans un format similaire au test actuel permet au professionnel de santé de proposer son diagnostic de manière fiable. Nous avons montré que notre outil facilite à la fois l'application du CRT et la formalisation des données capturées. Le système proposé simplifie le traitement et l'analyse des données mesurées, leur enregistrement, facilitant ainsi le travail des professionnels, ce qui est l'un des objectifs principaux du projet.

Outre l'utilisation du système dans les tests CRT, une autre possibilité à souligner est son utilisation pour aider les personnes qui ont besoin d'une rééducation physique, par exemple après une opération de la main ou du bras. Une nouvelle version de l'outil pourrait aider à déterminer les angles articulaires et ainsi être utilisée pour identifier la présence ou l'absence de dysfonctionnements et quantifier les limitations d'angle articulaire. Il est également essentiel de poursuivre les recherches en utilisant par exemple Google MediaPipe comme outil d'analyse pour mesurer les angles des articulations humaines. Des recherches allant dans ce sens pourraient faciliter la création de nouveaux outils d'analyse de parties du corps humain.

## REFERENCES

- [1] Zennaro, S., P. and Bernardi, A. and Ghidoni, S. and Menegatti, E. Performance evaluation of the 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> generation Kinect for multimedia applications. IEEE International Conference on Computer Vision, 2015. <https://doi.org/10.1109/ICME.2015.7177380>.
- [2] Moley, J. P., Dor no pescoço, Manual MSD versao para profissionais de saude, consulta <https://www.msmanuals.com/ptbr/> professional rev. 2022
- [3] Rix GD, Bagust J. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with chronic, nontraumatic cerviBiometric image analysis techniques in monitoring chronic neck pain 7 cal spine pain. Arch Phys Med Rehabil 2001;82:911 <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.23300>
- [4] Pinsault, N., Vuillerme, N., Pavan, P. Cervicocephalic Relocation Test to the Neutral Head Position: Assessment in Bilateral Labyrinthine-Defective and Chronic, Nontraumatic Neck Pain Patients, Arch Phys Med Rehabil Vol 89, December 2008 <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.06.009>
- [5] Revel M, Andre-Deshays C, Minguet M. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. Arch Phys Med Rehabil 1991;72:288-91. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2009044/>
- [6] Dror, Ben, Eilon Yanai, Alex Frid, Nimrod Peleg, Nadav Goldenthal, Ilana Schlesinger, Hagit Hel-Or, Shmuel Raz, Automatic Assessment of Parkinson's Disease From Natural Hands Movements Using 3D Depth Sensor, Convention of Electrical and Electronics Engineers in Israel, IEEE International Conference on Computer Vision (2014) <https://doi:10.1109/EEEL.2014.7005763>.
- [7] Shao, D.; Liu, C.; Tsow, F. Noncontact Physiological Measurement Using a Camera: A Technical Review and Future Directions. ACS Sensors 2021, 6, 321–334, PMID: 33434004. <https://doi.org/10.1021/acssensors.0c02042>
- [8] Castro, M.; João, X.; Paulo, R.; Jauvane, d. O. Interação por Rastreamento de Mão em ambiente de Realidade Virtual. Anais Estendidos do XXII Simpósio de Realidade Virtual e Aumentada. Porto Alegre, RS, Brasil, 2020; pp 44–48. <https://doi.org/10.5753/svrestendido.2020.12954>.
- [9] McDuff, D. Camera Measurement of Physiological Vital Signs. ACM Computing Surveys, Volume 55, Issue 9 2023, <https://doi.org/10.1145/3558518>
- [10] Hanke, S. et al. The technical specification and architecture of a virtual support partner. In: KOUTKIAS, V. et al. (Ed.). Proceedings of Workshop and Poster Papers of the European Conference on Ambient Intelligence 2015 (Aml-15), Athens, Greece, November 11-13, 2015. CEUR-WS.org, 2015. (CEUR Workshop Proceedings, v. 1528). Disponível em: <<http://ceurws.org/Vol-1528/paper4.pdf>>.
- [11] Galna B.; Barry G.; Jackson D.; Mhiripiri D.; Olivier P.; Rochester L. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. Gait and Posture 2014, 39, 1062–1068. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.01.008>
- [12] Dranca, L. and Abetxuko, L. and Mendarozketa, R. and Goni, A. and Illarramendi, A. Gomez, I. N. and Alvarado, M. D. and Oroz, M. C. R., Using Kinect to classify parkinson's disease stages related to severity of gait impairment. Doi: <https://doi.org/s12859-018-2488-4>, 2018
- [13] Regazzoni, G. de Vecchi, and C. Rizzi, RGB cams vs RGB-D sensors: Low cost motion capture technologies performances and limitations, Journal of Manufacturing Systems, vol. 33, no. 4, pp. 719–728, 2014. doi:<https://10.1016/j.jmsy.2014.07.011>.
- [14] Ekambaram, D., Ponnusamy, V. Real-time AI-assisted visual exercise pose correctness during rehabilitation training for musculoskeletal disorder. J Real-Time Image Proc 21, 2 (2024). <https://doi.org/10.1007/s11554-023-01385-6>
- [15] Brito, E. N. D. B., Figueiredo, B. Q., Souto D. N., Nogueira J. F., Melo A. L. S. C., Silva, I. T., Oliveira, I. P. and Almeida M. G. Artificial Intelligence in the diagnosis of Neurodegenerative diseases: A systematic literature review.. Research, Society and Development, V. 10 ISSN 2525-3409 – set. 2021 <https://doi.org/10.33448/rsd-v10i11.20004>
- [16] MEDIAPIPE, customizable, cross-platform ML solutions 13 november 2023, from <https://github.com/google/mediapipe>.
- [17] Lugaresi, C., Tang, J., Nash, H., McClanahan, C., Uboweja, E., Hays, M., Zhang, F., Chang, C., Yong, M. G., Lee, J. Chang, W., Hua, W., Georg, M. and Grundmann, M., MediaPipe: A Framework for Building Perception Pipelines, Google Research, arXiv:1906.08172v1, Jun 2019 <https://doi.org/10.48550/arXiv.1906.08172>
- [18] Boesch, Gaudenz . MediaPipe: Google's Open Source Framework for ML solutions (2024 Guide). <https://viso.ai/computervision/mediapipe/>, Accessed 13 January 2024.
- [19] Boesch, Gaudenz . TensorFlow Lite – Real-Time Computer Vision on Edge Devices (2024). <https://viso.ai/edge-ai/tensorflowlite/>, Accessed 13 January 2024.
- [20] Arpita H. and Akshit T. Real-Time Vernacular Sign Language Recognition using MediaPipe and Machine Learnig – International Journal of Research Publication and Review – Journal homepage: [www.ijrpr.com](http://www.ijrpr.com) ISSN 2582-7421 pg 9 – 17 may 2021 <https://www.ijrpr.com/uploads/V2ISSUE5/IJRPR462.pdf>
- [21] Valentin, B.; Ivan, G.; Karthik, R.; Tyler, Z.; Fan, Z.; Matthias, G. BlazePose: Ondevice Real-time Body Pose tracking. arXiv:2006.10204v1 [cs.CV] 2020, [https://doi.org/10.48\[550/arXiv.2006.10204](https://doi.org/10.48[550/arXiv.2006.10204)

# *Conception de briques numériques adaptées aux besoins des apprenants handicapés en formation professionnelle : Projet CookiNUM*

Karine Gros  
Laboratoire LIS (EA 4395)  
Université Paris-Est Créteil  
[karine.gros@u-pec.fr](mailto:karine.gros@u-pec.fr)

Sébastien Lacroix, Marie-Thérèse El Fakhry Anis  
Derri, Nathalie Dupont, Thierry Michels, Claude  
Tessier  
Université Paris Est-Créteil

Maud Pradines  
Laboratoire BioTN (UR7377)  
Université Paris-Est Créteil

Gérard Uzan  
Laboratoire CHART- THIM  
Université Paris 8 Saint-Denis

**Résumé** — *CookiNUM est un projet de recherche opérationnelle et de formation centré sur l'accompagnement vers la transformation numérique des pôles de formation aux métiers de la restauration en vue de répondre aux besoins des personnes handicapées. L'accompagnement de ces publics nécessite le développement des dispositifs pédagogiques complémentaires que l'équipe impliquée a pensé sous forme de briques numériques. Les quatre briques numériques en cours de formalisation (application mobile, websérie, capsules immersives, caméras connectées) ont pour ambition de répondre aux besoins particuliers des apprenants en situation de handicap et de les aider à développer les compétences professionnelles nécessaires pour leur insertion ou réinsertion professionnelle.*

**Mots-clés :** *Numérique – Formation - Professionnalisation – Handicap - Réinsertion*

## I. INTRODUCTION

CookiNUM est un projet de recherche opérationnelle et de formation centré sur l'accompagnement vers la transformation numérique des pôles de formation (CFA, Lycées Professionnels, ESPO/ESRP, ESAT...) aux métiers de la restauration pour répondre aux besoins des personnes handicapées connaissant des situations diverses : en formation initiale ou continue, en reconversion professionnelle, éloignées de l'emploi, éprouvant des barrières linguistiques ou géographiques, en transition entre le milieu pénitentiaire et le milieu ordinaire, blessés de guerre en reconversion professionnelle. L'accompagnement de ces publics nécessite le développement de dispositifs pédagogiques

complémentaires que l'équipe impliquée a pensé sous forme de briques numériques. Les quatre briques numériques en cours de formalisation - *application mobile, websérie, capsules immersives, caméras connectées*, ont pour ambition de répondre aux besoins particuliers des apprenants en situation de handicap et de les aider à développer les compétences professionnelles nécessaires à leur insertion ou réinsertion professionnelle.

Lauréat de l'Appel à projet DEFFINUM (Dispositif innovant de numérisation des formations) lancé par le Ministère du travail, du plein emploi et de l'insertion et la Banque des Territoires, le projet est rattaché à la Chaire Handicap, Emploi et Santé au travail de l'Université Paris-Est Créteil, et rassemble nombre d'acteurs issus de milieux distincts travaillant en interdisciplinarité au service de ce projet. Peuvent être cités les Universités (UPEC, Université Paris 8-Saint-Denis), des CFA, Lycées Professionnels, ESPO/ESRP/ ESAT, une start-up de capsules immersives (Discovery), la Fondation Falret (web TV/Fab Lab culinaire), OnePoint, Thales, Microsoft, La Fondation Malakoff Humanis, Ministères sociaux, ministère de la Justice, ministère des Armées, FIPHFP, Agefiph, des Missions locales, La Fagerh, l'association Jade, Ladapt, Comète France, et le secteur de la restauration. Le regroupement d'institutionnels et d'experts en innovation et adaptation pédagogiques, en réalité virtuelle, en formation en présentiel et distanciel, en formation aux métiers de la restauration dans les centres de formation ou en situation de travail est un atout pour l'avancement du projet. L'expertise plurielle des partenaires dans le champ du handicap, de l'orientation professionnelle, de la réinsertion professionnelle des publics éloignés de l'emploi ou dans le champ de la reconversion

professionnelle assure la prise en compte des enjeux d'inclusion et d'égalité d'accès à la formation initiale ou continue pour tous, quelle que soit la situation (notamment de handicap, de barrière linguistique ou d'éloignement géographique).

Après un état des lieux de l'emploi et des formations dans le secteur de la restauration et un état de l'art sur l'emploi des personnes handicapées dans le secteur de la restauration, cet article se propose donc de présenter les objectifs du projet CookiNUM, les briques numériques, l'évaluation et les impacts visés.

## II. CONTEXTE

### A. État des lieux de l'emploi dans le secteur de la restauration et des formations professionnelles

En 2021, le secteur de l'hôtellerie/ restauration représente au plan national plus de 960 000 actifs (hors saisonniers 300 000 en été) dont 740 000 salariés et 220 000 non-salariés dans plus de 200 000 entreprises (chiffres OPCO AKTO 2021) ; soit environ 3% de l'ensemble des salariés en France. Créateur d'emplois, il permet à la France d'être l'un des premiers acteurs mondiaux du tourisme. Cependant, l'hôtellerie/ restauration est un secteur en tension depuis de nombreuses années. En 2017, selon Pôle emploi<sup>i</sup>[1], 256 610 projets de recrutement ont été déclarés au niveau national, mais les difficultés à recruter s'élevaient à 41,3% et les emplois saisonniers atteignaient 61,2%. La crise sanitaire a amplifié la pénurie de main d'œuvre. Aux difficultés de recrutement s'ajoute la perte de personnel: la fermeture des restaurants a contraint les employés à engager une reconversion professionnelle, initialement pensée comme temporaire et devenue définitive (plus de 110 000 départs des établissements de la branche). Entre février 2020 et février 2021, le secteur a perdu 237 000 salariés<sup>ii</sup>[2]. En 2021, le BMO de Pôle Emploi recensait 292 000 projets de recrutement dans l'hébergement et la restauration<sup>iii</sup>. Actuellement, plus de 100 000 offres d'emploi sont disponibles et ne trouvent pas preneurs [3]. Faute de personnel pour servir la clientèle, des gérants d'établissements sont parfois contraints de refuser des clients. Les répercussions sur le chiffre d'affaires, déjà fragilisé par les confinements et restrictions sont considérables.

Concernant la formation aux métiers de l'hôtellerie / restauration, selon le Fafih (désormais OPCO AKTO), 87 363 candidats étaient inscrits en formation initiale en 2016-2017 (dont 39% en apprentissage ; 55% voie scolaire en formation présente). 322 établissements scolaires et 328 CFA en charge d'assurer la formation initiale sont présents sur le territoire. Pour ce qui est de la formation continue, 12 193 candidats suivaient une formation en

contrat de professionnalisation en 2017 (5 723 d'entre eux étaient en fin de cursus). En 2016-2017, près de 100 000 candidats (tous âges) ont suivi une formation pour travailler dans un métier du secteur de l'hôtellerie et la restauration.

Du CAP au master, il existe plus de 20 diplômes dans ce secteur. En 2017, la majorité des sortants de formation initiale préparait un diplôme de CAP (14 621 candidats) ou de niveau BAC (12 441 candidats). Sur les 5 723 jeunes et adultes terminant un contrat de professionnalisation, plus de 40% ont obtenu un CQP des branches du secteur à l'issue de leur formation, ce qui représente de loin la 1<sup>ère</sup> qualification présentée. Depuis 10 ans, la diminution du nombre d'inscrits dans les sections d'apprentissage préparant aux métiers du secteur hôtellerie/restauration, est constante, à l'image du mouvement remarqué au niveau national. Le nombre de candidats en formation a baissé de 9% entre 2012 et 2017. Suite à la COVID, des CFA ont perdu jusqu'à 70% de leurs effectifs.

### B. État de l'art sur l'emploi des personnes handicapées dans le secteur de la restauration et son impact sur leur qualité de vie

Des expériences européennes et américaines de création de restaurants employant des salariés en situation de handicap ont été initiées depuis moins de dix ans (Restaurant *Universo Senti* en Espagne, le Café Joyeux en France, *Hugs Cafe* au Texas...[4]. Il s'agit de restaurants gastronomiques ou traditionnels dont les salariés ont quasi-exclusivement un handicap cognitif, ou sont atteints de troubles du spectre autistique, de trisomie 21 ou d'une déficience intellectuelle. En France, l'activité de restauration par des personnes en situation de handicap est largement dominée par des ESAT, dont les travailleurs handicapés ont également quasi-exclusivement des troubles mentaux, cognitifs, d'origines génétiques (trisomiques) ou autres. Des restaurants emploient des salariés avec d'autres handicaps, tels *Dans le Noir*, en France, mais ces initiatives restent très isolées, l'enjeu essentiel de ce restaurant (dont les serveurs sont malvoyants mais les cuisiniers voyants) étant de plus, de proposer aux clients une expérience de repas dans l'obscurité intégrale. Si l'idée de faire vivre aux clients le handicap de la malvoyance le temps d'un repas pour mieux se le représenter est méritoire, nous soulignons ici la nécessité première de permettre aux personnes en situation de handicap de réintégrer la société en (re)devenant actifs et au contact de la population, afin de la rendre plus inclusive dans les faits, notamment à l'échelle du territoire national et dans la variété des typologies de handicap.

La littérature sociologique traitant de l'emploi dans le secteur de la restauration se focalise sur le maintien en emploi de salariés temporairement ou nouvellement handicapés et non sur la primo-insertion de personnes handicapées. Citons par exemple « Focus sur une entreprise de restauration collective exemplaire en matière de maintien dans l'emploi »[5]. À la suite d'une recherche bibliographique sur les bases de données de publication,

nous n'avons pas trouvé de travaux, d'expérimentation ou d'application concernant la formation aux métiers de la restauration destinée aux personnes en situation de handicap physique ou neuromoteur avec des adaptations numériques en vue de répondre aux besoins des personnes et d'améliorer la qualité du geste professionnel.

L'étude du contexte se doit également d'être enrichie d'un état de l'art<sup>iv</sup> sur la nécessité de la réinsertion professionnelle des personnes handicapées, comme vecteur de poursuite d'amélioration de leur état de santé, conditionnant aussi le maintien voire l'amélioration de leurs capacités, leur qualité de vie et leur autonomie.

L'absence de réinsertion professionnelle après un AVC a été montrée corrélée à une augmentation de troubles cardiaques, de dépression, un plus haut niveau de mortalité et un isolement social, avec des compétences d'adaptation insuffisantes [6]. A l'inverse, la réinsertion professionnelle a été démontrée associée à un plus haut niveau d'indépendance fonctionnelle dans les activités de vie quotidienne. Enfin la qualité de vie de ces sujets a été démontrée supérieure chez les patients qui ont repris le travail dans les mêmes conditions qu'avant leur AVC [6].

Une étude a par ailleurs cherché chez cette population (n=150) à identifier les facteurs corrélés à un taux de réinsertion professionnelle après un programme de rééducation impliquant de l'ergothérapie et des dispositifs d'aide technique [7]. L'*habillage du membre inférieur*, la *toilette*, et la *résolution de problème* dans le comportement social – chacun évalué par la *Mesure de l'Indépendance Fonctionnelle* (MIF), sont, avec le *statut marital*, les 4 facteurs retrouvés corrélés à la reprise d'activité professionnelle. Pour l'aptitude à la conduite, ces critères sont là aussi retrouvés, auxquels s'ajoutent la zone de résidence. Une étude établie au Niger sur 210 cas similaires (post-AVC) a parallèlement montré que le côté dominant non atteint augmentait significativement les chances d'un retour à l'emploi [8]. Par ailleurs, 146 patients ayant subi une discectomie sur hernie discale ont, après un an, été capables de retourner au travail pour 79% lorsqu'ils avaient suivi un programme de rééducation à la maison, et 74% d'entre eux lorsqu'ils se sont entraînés en centre de rééducation. Les capacités de travail des sujets se sont améliorées et ces performances se sont maintenues deux ans plus tard [9].

Ces données montrent la nécessité et l'enjeu de tendre vers un taux de réinsertion professionnelle plus important qu'il ne l'est aujourd'hui, mais aussi d'intégrer dans une formation spécifique dédiée, les facteurs prédictifs de l'acquisition de compétences professionnelles pour les métiers de bouche. Il apparaît nécessaire d'identifier en fonction du handicap les conséquences des symptômes cliniques sur la tâche à effectuer au cours de la mission professionnelle, et de l'anticiper, en cherchant à prévoir les voies de suppléance, qu'il s'agisse de dispositifs, de modification d'environnement ou d'organisation pour assurer la faisabilité et ne pas mettre la personne en situation de handicap en échec, mais envisager

la compétence à acquérir dans le contexte donné. Les compétences socio-professionnelles, à savoir le fonctionnement efficace d'un individu dans un contexte professionnel sont elles aussi déterminantes pour l'insertion professionnelle des travailleurs en situation en handicap. Cependant, le profond déficit dans les habiletés de réciprocité sociale est au centre des caractéristiques des personnes présentant un Trouble du Spectre Autistique (TSA) ainsi que des personnes avec une déficience intellectuelle [10]. De plus, les personnes avec des déficiences affectant ses compétences sociales présentent généralement des difficultés dans l'utilisation de la communication à des fins sociales, ainsi qu'une incapacité à moduler leur comportement selon le contexte. Dès lors, il convient de proposer à cette population spécifique une formation ciblant les compétences socio-professionnelles afin de les préparer au mieux à leur insertion ou réinsertion professionnelle.

Cette analyse contextuelle brosse un rapide état des lieux dans le monde sur l'emploi des personnes handicapées dans la restauration et sur le retour vers l'emploi. L'urgence de baisser le taux de chômage en France, par ailleurs 2 fois supérieur chez le public handicapé, d'œuvrer pour une société plus inclusive, de sécuriser les parcours de réinsertion professionnelle des personnes éloignées de l'emploi a rendu d'autant plus grande l'évidence de s'atteler au projet CookiNUM. Ces constats nous orientent vers la nécessité de concevoir et proposer une formation adaptée aux personnes en situation de handicap pour favoriser une reprise professionnelle, avec l'enjeu de collaboration entre les acteurs du soin et de la rééducation, et les acteurs du champ socio-professionnel et de la réinsertion. La complémentarité ici proposée d'un travail réunissant des professionnels issus de ces deux champs reste innovante, et permet de pallier leur séparation d'usage, privant habituellement le patient d'un suivi depuis sa sortie d'hospitalisation jusqu'à l'intégration d'un emploi. L'absence de formation adaptée aboutit souvent en effet à des situations d'échec d'une reprise professionnelle, ajoutant une nouvelle épreuve à surmonter pour les personnes handicapées.

### III. PRÉSENTATION GÉNÉRALE DU PROJET COOKI NUM

#### A. Enjeux du projet

Les enjeux du projet CookiNUM sont multiples :

- combler le manque de main d'œuvre dans le secteur de la restauration ;
- contrer le manque d'attractivité des conditions d'exercice du métier et des possibilités de formation continue ;
- lutter contre l'éloignement de l'emploi d'un public en recherche d'activité ;

- remédier à la pédagogie en silo des centres de formation ;
- développer des bonnes pratiques pour répondre aux besoins de formation ou d'employabilité d'un public large, et intégrant notamment des personnes en situation de handicap.

Afin de répondre à ces enjeux et permettre une formation professionnelle adaptée, un des aspects majeurs du projet CookiNUM repose sur la conception de ressources pédagogiques recourant à des technologies numériques et immersives (capsules, web TV, application mobile, mise en réseau des pôles) et aux sciences cognitives (notamment pour le développement des softskills).

Les **objectifs visés** à travers la création de ces ressources pédagogiques sont :

- Mutualiser, partager, réguler les productions, supports, outils, formateurs
- Diversifier les modalités de mise en situation professionnelle et d'apprentissage des gestes professionnels,
- Développer le goût d'apprendre, la motivation, les capacités de mémorisation et implication des bénéficiaires
- Approfondir les compétences et savoirs en mettant en place des parcours de formations reposant sur des pédagogies prenant appui sur les nouvelles technologies [11]
- Rendre les apprenants acteurs de leur apprentissage et les rendre autonomes
- Attirer (notamment par de l'open source) les publics éloignés des formations ou isolés
- Sécuriser les parcours en facilitant les interactions (entre apprenants/ entre apprenants et formateurs/entre formateurs/ entre formateurs et accompagnants d'apprenants/ entre apprenants et entreprises qui vont les recruter), en accompagnant les apprenants au-delà du temps de la formation, en valorisant les compétences acquises auprès des recruteurs à l'issue des formations
- Répondre aux besoins divers du public mixte (accessibilité, compréhension, gestion du temps...)
- Développer les bonnes pratiques professionnelles (des apprenants, formateurs, recruteurs, managers).
- Utiliser des outils en formation qui seront mobilisables et accessibles une fois en situation d'emploi.

## B. Méthodologie

### 1) Phases de déploiement du projet et public cible

Ce projet, qui a pour ambition de toucher l'ensemble du territoire français, est constitué de plusieurs étapes. La phase pilote, en cours de développement, se déploie sur 5 pôles de formation. 10 fois plus de pôles nationalement répartis sont prévus dès la seconde année. Au terme des trois ans, plus d'une centaine de pôles de formation partenaires (CFA, ESPO/ESRP, Ecoles et lycées hôtellerie/restauration) seront ainsi actifs. Outre les apprenants de ces organismes, les briques numériques

adaptées aux personnes handicapées, parce que pour partie en accès libre, ont vocation à former/informer un public plus large : tout professionnel (ou amateur) dans le cadre du développement de compétences en auto-formation ; toute personne souhaitant réfléchir à son avenir professionnel, découvrir les métiers de la restauration, les formations et leur transformation numérique. L'accès libre, en attirant un large public vers les formations aux métiers de la restauration, devrait jouer un rôle majeur pour pallier la pénurie de main d'œuvre de ce secteur.

### 2) Description de la méthode pédagogique classique vs construction d'un modèle de formation adapté aux divers publics

Il s'agit de diversifier et d'adapter les modalités pédagogiques aux besoins du public mixte, d'individualiser et d'évaluer les parcours de formation par le biais d'outils numériques de positionnement et de suivi de compétences avec analyse de la data. Parmi les multiples modèles pédagogiques utilisés en classe, l'apprentissage par mimétisme et la mise en situation sont au cœur des méthodes pédagogiques mises en œuvre dans les formations. Elles regroupent des approches par mimétisme de gestes où l'enseignant montre et l'apprenant reproduit à plusieurs reprises en ajustant [12] Ajoutons aussi, les approches par apprentissage mutuel (un apprenant montre aux autres apprenants, comme le définissent [13], les modèles de motivation qui prolongent les modèles de renforcement positifs [14] ainsi qu'en cadre général, la taxonomie de bloom inversée sur les trois premiers échelons (connaissance, compréhension, application) dans l'enseignement général [15].

Les quatre briques du projet vont constituer ainsi des outils d'appui et de renforcement de l'usage de ces modèles et va permettre la mise en œuvre en environnement d'apprentissage mixte, autorégulé et sensible au contexte combinant des activités d'apprentissage en face à face et en ligne pour des apprenants en situation de handicap. La mise en place de ce type d'environnements d'apprentissage est cruciale pour améliorer le taux de réussite des apprenants et leur permettre d'acquérir les compétences socio-professionnelles nécessaires en vue de leur employabilité.

Le choix de la co-construction à toutes les étapes de l'expérimentation a été pensé pour être au plus proche des besoins du terrain et faciliter la bonne appropriation de la démarche par tous les acteurs à travers les étapes suivantes :

- Développement de modules pilotes en co-construction avec un collège d'experts et des pôles de formation précurseurs
- Présentation des modules aux pôles de formation susceptibles d'être partie prenantes pour le déploiement
- Identification des besoins du pôle de formation partie prenante qui pourraient être couverts par la proposition CookiNUM

- Co-élaboration du processus de mise en oeuvre de CookiNUM dans les parcours de formation en fonction des besoins identifiés

- Mise à disposition des outils auprès des pôles de formation partie prenantes et accompagnement par l'équipe CookiNUM à la mise en œuvre en fonction des besoins.

- Mise en place d'un comité de suivi ad'hoc pour capitaliser sur les retours d'expérience

- Constitution et animation d'une communauté avec les différentes parties prenantes pour un enrichissement au fil des expérimentations menées par les différentes parties prenantes

Le développement des briques numériques et leur amélioration nécessitent un apport de données continues des gestes métiers en situation. En même temps, l'évaluation nécessite de pouvoir comparer des situations sans et des situations avec les briques numériques. La première cohorte permet d'alimenter en continu et en données les briques numériques mais est également la cohorte contrôle, c'est-à-dire la cohorte qui n'utilise pas encore les briques numériques. Les briques numériques seront utilisées pour les cohortes suivantes. Ainsi chaque cohorte constitue un groupe de référence pour la suivante. Des points d'évaluation pourront être poursuivis au-delà du projet durant 3 ans (cf. *infra*). Le but est de construire de nouvelles recommandations afin d'apporter les évolutions et adaptations nécessaires au niveau du choix des outils métiers adaptés, de la pédagogie, des briques numériques pour contribuer à un déploiement national du projet qui réponde au mieux aux besoins de toute situation de handicap. Les appuis technologiques et outils contribuent à l'accessibilité de la formation en vue de la qualité de la professionnalisation, de la motivation et de l'implication des personnes handicapées. Pour mobiliser et impliquer les apprenants, une approche ergonomique qui soit à la fois *adaptative* (adaptation des postes, des outils, des environnements, sur des situations qui existent (adéquations compétences /poste), *de conception* (analyse de besoins, spécification, développement et prototypage, évaluation, et nouvelles spécifications, adaptation des développements) *et prospective* (invention de cas d'usage dans un environnement changeant et nouveau) est nécessaire.

Une plateforme STI (Science, Technologie et Innovation) d'analyse des activités et interactions des apprenants et des tuteurs, et de génération de feedbacks adaptés seront développés et améliorés au cours du projet pour :

- analyser les traces d'activité de l'apprenant quand il utilise les briques numériques
- automatiser la détection des situations d'apprentissage durant la formation, à partir des comportements des apprenants qui sont influencés par des facteurs contextuels tels que le temps et l'horaire des cours, les événements perturbateurs qui se produisent pendant la session de formation et les réactions/interactions de l'apprenant à ces événements, etc. Le dernier but

est de permettre des feedbacks pour prévenir les points d'échec et les situations de décrochage.

### 3) Description de l'outil conçu : des briques numériques adaptées aux besoins des personnes handicapées

La première brique est une **application mobile** collaborative et pédagogique qui se veut être un portail d'accès pour les différents acteurs de CookiNUM : apprenants, formateurs et professionnels du secteur de la restauration. L'objectif est de proposer pour chaque acteur du projet, des ressources permettant de former, accompagner et sécuriser au mieux le parcours de formation, notamment en situation de handicap : la logique est celle d'une « banque de ressources » ou « boîte à outils » que les différents acteurs peuvent solliciter au regard des besoins ou des choix pédagogiques envisagés. L'application mobile/tablette par ses entrées différenciées, a pour ambition de donner un accès guidé à un panel de ressources spécifiques ainsi qu'aux autres briques disponibles dans le cadre du projet. Il s'agit de rendre des contenus de la formation accessibles et d'accompagner les apprenants en tout lieu et durant toute la formation, rapprochant ainsi le temps de la formation de celui disponible pour l'apprenant. Cette application contribue à créer une communauté en favorisant le lien entre les structures de formation et les professionnels du secteur de la restauration pour construire un curriculum de formation et d'accompagnement efficace. Elle permet d'apporter de la visibilité à l'innovation pédagogique CookiNUM.

La seconde brique est une **websérie** constituée d'une fiction intitulée "TOQ'CHEF" (qui permet d'évoquer les problématiques rencontrées dans les centres de formation, le parcours de formation en présentiel et via les briques numériques, les savoirs, savoir-faire, savoir-être ; la prise en compte des situations de handicap, etc.), d'un **WebTV Reportage** (immersion avec un élève en cuisine en entreprise ; interviews de success story ; interviews de directeurs et formateurs) et de **tutoriels** (méthodologie pour couper et cuire des légumes ; opération d'entretien manuelle et mécanisée etc.). Cette websérie contribue à la mémorisation des séances d'apprentissage en maintenant l'intérêt des apprenants par le biais de la fiction et de témoignages et facilite la mémorisation des savoirs et savoir-faire par les apprentis ayant des troubles cognitifs.

La **réalité virtuelle** est au cœur de la troisième brique : il s'agit de créer des capsules immersives favorisant l'appropriation des métiers de la restauration via un dispositif de formations engageant un environnement immersif pour s'entraîner en contexte proche de la réalité dans un processus de simulation [16]. L'objectif est de favoriser l'intégration de certains processus-métiers fondamentaux avec le développement des postures comportementales humaines et relationnelles (softskills). Par ailleurs, le développement des softskills est un axe majeur qui favorise l'employabilité dans le domaine de la restauration (savoir faire preuve d'attention envers la

clientèle ; instaurer un climat de sécurité et de bien-être et donner des marques de confiance ; savoir s'adapter à des demandes inattendues et changeantes, faire preuve de souplesse). Ces capsules immersives constituent des référentiels interactifs de pratiques professionnelles prenant appui sur trois piliers fondamentaux : les gestes techniques en cuisine et la posture comportementale ; les techniques de service (gestes techniques et posture client) ; le développement de son employabilité. A ce stade du projet, les deux premiers piliers ont été concrétisés. Précisons que des tests ont été effectués pour adapter les capsules immersives aux personnes ayant des troubles du spectre de l'autisme, qui ont souvent plus de difficultés que les autres à accepter d'entrer dans le monde virtuel ou à le supporter émotionnellement.

La mise en réseau numérique progressive des pôles de formation par le biais de *caméras connectées* constitue la dernière brique. L'objectif est de créer un réseau numérique national de salles avec caméras connectées pour passer du broadcast (vidéo...) à de l'interactif hybride (partage d'enseignement de connaissances). Cette mise en réseau permet la captation en temps réel de pratiques professionnelles pour une observation de gestes professionnels suivie d'un temps d'échange de structuration des savoirs, savoir-être, savoir-faire, avec les apprenants). La mise en réseau des pôles de formation impliqués est prévue de manière graduelle en vue d'une concertation réfléchie avec les pôles de formation et d'une évolution progressive des modalités de formation et de travail. Cette progressivité a pour objectif de préserver la qualité de formation et la qualité de vie au travail de tous et de prévenir tout risque psycho-social ou blocage (pour cause d'évolutions de formes de travail : mutualisation, utilisation de nouveaux outils numériques...). A ce stade du projet, les étapes suivantes ont été réalisées :

- Bibliographie de modèles et outils pédagogiques en formations professionnels.
- Ouverture de la rédaction du rapport sur les avancées de la brique.
- Réalisation du classeur de télécommande de visualisation pour l'enseignant et les élèves. Gestions de commandes.
- Réalisation d'une diapositive de commande simple de la caméra.
- Automatisation des liaisons sans fil entre caméra, écrans et smartphone.
- Nouvelle expérimentation avec l'équipement de l'ESRP La Mothe et Falret.

A l'aide de la réalité virtuelle et des caméras connectées, il s'agit de repenser le processus d'apprentissage en introduisant une étape en amont permettant à l'apprenant, de travailler de manière autonome ou semi-autonome, son contrôle moteur et la coordination des différentes parties du corps, pour la production d'un geste professionnel précis. Comme l'explicitent Emilie Gobin Mignot et alii<sup>v</sup>, la réalité virtuelle mais également les caméras connectées,

permettent de fournir un contenu éducatif innovant de haute qualité et faciliter la collaboration entre les formateurs, les tuteurs et les apprenants. L'enjeu de CookiNUM est en priorité d'adapter ces outils aux situations de handicap.

Développées pour aider les bénéficiaires à l'acquisition de connaissances et de mouvements adaptés, propices au développement et à la remobilisation de leurs compétences professionnelles, ces briques n'ont pas pour objectif de se substituer à l'homme mais d'accompagner de manière expérimentale la formation et le développement des compétences des personnes handicapées. Les outils numériques n'apparaissent pas, ainsi, au regard de personnes en situation de handicap, comme un obstacle mais comme un support de compétences et d'augmentation des stratégies de compensation. La démarche inclusive (ex : Facile à lire et à comprendre, sous-titrage simultané, sécurisation des parcours et de transitions...), rend les briques numériques accessibles à tous pour éviter un sentiment de mise à l'écart des publics en situation de handicap, vise une logique d'égalité de formation entre les apprenants de nature à renforcer le sentiment d'appartenance à la formation et l'engagement de chacun.

#### IV. EVALUATION ET DEMARCHE D'AMELIORATION CONTINUE

Le projet intègre un dispositif numérique d'évaluation des bénéfices du dispositif, des impacts sur les pratiques pédagogiques et sur les bénéficiaires (nombre de bénéficiaires, qualité de la professionnalisation, nombre d'embauches ...) afin de quantifier les bénéfices potentiels en matière d'accès à la formation, de développement de compétences professionnelles (savoir, savoir-faire, savoir-être), d'employabilité des bénéficiaires, d'insertion professionnelle et de maintien en emploi.

Le traitement des données numériques produites par le réseau a pour objectif de monitorer et d'évaluer l'efficacité globale du dispositif. La méthodologie inclut également un dispositif d'auto-évaluation de suivi individualisé, de monitoring, d'évaluation générale.

D'un point de vue scientifique, il s'agit d'évaluer les impacts de la transformation numérique de la formation sur les populations cibles en matière de développement de compétences et de réinsertion professionnelle, les impacts pédagogiques des outils numériques du projet (dans le secteur professionnel des métiers de la restauration), les impacts de ces transformations numériques et pédagogiques sur les organismes de formation.

D'un point de vue opérationnel, l'évaluation s'appuie sur une double analyse :

- une micro-analyse sur la base d'une série d'entretiens et de suivis biographiques, centrés sur la personne permettant d'évaluer les impacts de la transformation numérique de la formation sur les populations cibles en matière de développement de compétences et de réinsertion

professionnelle (les indicateurs seront choisis pour faciliter la mise en œuvre d'une ACP / traitement de type Analyse par Composante Principale) ;

- une macro-analyse (sur le territoire) des données agrégées d'évolution des cohortes permettant l'évaluation des impacts pédagogiques des outils numériques dans les formations du secteur professionnel des métiers de la restauration. (Approches statistiques des données de cohortes selon 2 voies avec une approche classique par analyse de données agrégées et une analyse par composantes principales - création d'axes d'antinomie ; approches chrono-descriptives).

Les modalités de suivi des cohortes sont ainsi prévues :

- le suivi des taux de volonté de renoncement, d'abandon de la formation ou d'insertion professionnelle (CDI/CDD) ;
- le suivi des placements et de la montée en puissance de l'action (nombre de personnes contactées dans le bassin d'emploi / personnes recrutées / Répartition durée dans la formation/ durée d'activités dans le restaurant d'application/ Personnes placées/nature du contrat/ durée éventuelle / durée d'inactivité avant emploi/ maintien organismes extérieurs intéressés par la démarche, création de réseaux, prospection pour une dimension nationale).

## V. RÉSULTATS VISÉS

Les ambitions du projet en matière d'impacts et de résultats sont de plusieurs ordres :

- la sécurisation des parcours depuis la remobilisation des publics mixtes, notamment des publics en situation de handicap, jusqu'à l'accès à l'emploi ou activité durable dans le secteur de la restauration collective, traditionnelle, rapide (commis de cuisine, chef gérant, cuisinier, plongeur-officier, responsable préparations froides, serveur, livreur de repas).
- la montée en compétences des personnes peu qualifiées ou éloignées de l'emploi ou en reconversion/réinsertion grâce à une formation hybride adaptée permettant la mutualisation des outils, supports, lieux, des formations et une synergie des acteurs (apprenants, formateurs, accompagnants)
- la qualité de vie et l'autonomie, en particulier des personnes en situation de handicap
- le développement du goût d'apprendre, de la confiance en soi, de l'implication et de la motivation des apprenants grâce à cette expérimentation nouvelle
- l'employabilité et le recrutement de personnels compétents et motivés
- la suppression progressive des résistances et des préjugés qui confondent limitations de capacités et

incompétences et/ou associent service assuré par certaines populations (exemple personnes en situation de handicap, récemment sorties de prison...) et inconvénient de la clientèle

- l'évolution substituant aux représentations excluantes des représentations incluant et donc inclusives, à la fois chez les apprenants, les formateurs, les professionnels et la clientèle.

- l'inscription du projet dans une société inclusive, parce qu'il ouvre à des métiers de contact humain direct (cuisine, mise en plats et service devant les clients) un secteur qui classiquement confine en petit nombre les personnes en situation de handicap dans des métiers d'arrière-salle (cuisine et plonge).

Le projet CookiNUM se veut donc être une réponse opérationnelle à la loi n° 2018-771 du 5 septembre 2018 pour la liberté de choisir son avenir professionnel, à l'engagement national « Cap vers l'entreprise inclusive 2018-2022 » et à l'article 52 de la loi n°2016-1088 du 8 août 2016 relative au travail, à la modernisation du dialogue social et à la sécurisation des parcours professionnels.

## VI. CONCLUSION

CookiNUM se veut avant tout tourné vers l'humain en favorisant une sécurisation des parcours de formation, d'insertion sociale et d'accompagnement dans la prise de fonction de tout public, et avant tout des personnes en situation de handicap. En construisant avec les pôles de formation des ressources multimodales, nous accompagnons les apprenants en nous adaptant aux besoins de chacun. Les outils numériques et nouvelles technologies atténuent certaines contraintes (temporelles, spatiales...) comparativement aux méthodes pédagogiques employées habituellement dans le secteur, favorisent l'individualisation d'un parcours et optimisent l'efficacité de la formation. Les savoirs et savoir-faire accessibles en tout lieu et à tout moment, permettent aux formateurs de se consacrer davantage aux besoins et ressentis de chacun. L'ambition est de placer chaque personne et dispositif là où il apporte une plus-value maximale. En favorisant une sécurisation des parcours de formation, d'insertion sociale et d'accompagnement dans la prise de fonction et dans la pérennité de l'emploi, ce projet relève des défis socio-économiques et humanistes majeurs.

La méthodologie de CookiNUM est pensée comme devant être ultérieurement transposable à d'autres secteurs d'activité. Le premier secteur d'activité visé est l'hôtellerie lié aux métiers de la restauration. Puis tout autre secteur, notamment en tension, tels que le bâtiment et le numérique.

## REFERENCES

- [1] <https://statistiques.pole-emploi.org/bmo/bmo?fg=IZ&la=0&pp=2017&ss=1> Pôle emploi devenu France Travail le 01/01/2024 Chiffres du Ministère du Travail
- [2] <https://statistiques.pole-emploi.org/bmo/bmo?fg=IZ&la=0&pp=2021&ss=1>.

- [3] Forté, M. & Monchatre, S. (2013). Recruter dans l'hôtellerie-restauration : quelle sélectivité sur un marché du travail en tension ?. *La Revue de l'Ires*, 76, 127-150. <https://doi.org/10.3917/rfli.076.0127>
- [4] Lehmann-Ortega, L., Musikas, H. & Schoettl, J. (2023). 4. Café Joyeux : un café inclusif servi dans la joie. Dans : , L. Lehmann-Ortega, H. Musikas & J. Schoettl (Dir), (*Réinventez votre Business Model: Avec l'approche Odyssee 3.14* (pp. 120-121). Paris: Dunod.
- [5] Hoffmann N., Lachaume Ch, Garros A, (2016) Focus sur une entreprise de restauration collective exemplaire en matière de maintien dans l'emploi, Archives des Maladies Professionnelles et de l'Environnement, Volume 77, Issue 3, Page 375, ISSN 1775-8785,
- [6] Ghanbari Ghoshchi S, De Angelis S, Morone G, Panigazzi M, Persechino B, Tramontano M, Capodaglio E, Zoccolotti P, Paolucci S, Iosa M (2020). Return to Work and Quality of Life after Stroke in Italy: A Study on the Efficacy of Technologically Assisted Neurorehabilitation. *Int J Environ Res Public Health*.;17(14):5233.
- [7] Fukuzawa I, Tokumaru O, Eshima N, Bacal K, Kitano T, Yokoi I. (2018) Re-employment of people with chronic stroke: A single-centre retrospective study. *Aust Occup Ther J*.;65(6):598-605.
- [8] Olaoye OA, Soeker SM, Anthea R. (2021) Predictors of return to work among stroke survivors in south-west Nigeria. *Hong Kong J Occup Ther*. ;34(1):13-22
- [9] Paulsen RT, Rasmussen J, Carreon LY, Andersen MØ.(2020) Return to work after surgery for lumbar disc herniation, secondary analyses from a randomized controlled trial comparing supervised rehabilitation versus home exercises. *Spine J*.;20(1):41-47.
- [10] Williams White, S., Keonig, K. & Scahill, L. Social Skills Development in Children with Autism Spectrum Disorders: A Review of the Intervention Research. *J Autism Dev Disord* 37, 1858–1868 (2007). <https://doi.org/10.1007/s10803-006-0320-x>
- [11] Verchier, Y., Lison, C., & Duvivier, C. (2023). Technologies immersives et acquisition de compétences : une discussion. *Médiations Et médiatisations*, (15), 221-229. <https://doi.org/10.52358/mm.vi15.347>
- [12] Peron, A. (2016). Apprentissage et transmission. Champ social Edition.
- [13] Parratte, J, Stip E.,. (2012). "L'apprentissage par compétences : renouveau pédagogique à l'université de Montréal" 88
- [14] Hukam, R. Ali, Qadeer Janjua, Saqib Shahzad, Muhammad Saeed Khan (2010). "Comparison Of The Frequency And Effectiveness Of Positive And Negative Reinforcement Practices In Schools" 3, no. 1
- [15] Adams, Nancy E (2015). "Bloom's Taxonomy of Cognitive Learning Objectives,".
- [16] Gobin Mignot E., Wolff B., Kempf N., Barabel M., Meier O. (2019), Former avec la réalité virtuelle: Comment les techniques immersives bouleversent l'apprentissage, Dunod.
-

# Prévenir les TMS au travail grâce à l'IA : Suivi de la posture avec le score REBA

A. Mallek, W. Handouzi  
Université de Tlemcen, Laboratoire LAT  
Tlemcen, Algérie  
[mallek.abdelmalek.ds@gmail.com](mailto:mallek.abdelmalek.ds@gmail.com)  
[Wahida.handouzi@gmail.com](mailto:Wahida.handouzi@gmail.com)

Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maoui  
LCOMS, Université de Lorraine  
F-57000 Metz, France  
[frederic.bousefsaf@univ-lorraine.fr](mailto:frederic.bousefsaf@univ-lorraine.fr)  
[choubeila.maoui@univ-lorraine.fr](mailto:choubeila.maoui@univ-lorraine.fr)

**Résumé**— L'augmentation des troubles musculosquelettiques (TMS) au travail est devenue une préoccupation majeure dans le milieu industriel, entraînant des problèmes de santé majeurs et des pertes économiques importantes. Malgré l'automatisation de certains processus de fabrication, des tâches manuelles restent nécessaires et des risques liés à une mauvaise ergonomie existent encore chez les travailleurs. Pour résoudre ce problème, un outil basé sur l'intelligence artificielle pour l'évaluation des risques ergonomiques a été développé. L'outil estime avec efficacité la pose 3D des personnes avec une erreur moyenne par position articulaire de 46.8 mm sur la base de données Human 3.6M. Le score *Rapid Entire Body Assessment* est aussi calculé en temps réel, fournissant ainsi une évaluation complète des facteurs de risques ergonomiques. Notre système adopte une méthode d'apprentissage semi-supervisée qui repose entièrement sur une convolution temporelle. L'outil que nous avons mis au point offre des retours en temps réel, ce qui permet d'agir rapidement pour minimiser les risques. Plusieurs études de cas attestent de la pertinence de cette méthode pour optimiser la précision et l'efficacité de l'évaluation des risques ergonomiques dans divers contextes industriels.

**Keywords**— *Rapid Entire Body Assessment, troubles musculosquelettiques, IA, estimation de la pose*

## I. INTRODUCTION

Dans l'environnement de travail actuel, la santé et l'efficacité des employés sont des éléments clés pour maintenir la compétitivité et la pérennité des organisations. Néanmoins, les troubles musculosquelettiques (TMS) demeurent une cause majeure d'absentéisme et de diminution de la performance au travail. Ces maladies, souvent dues à des mouvements répétitifs, des postures inappropriées ou des conditions ergonomiques insuffisantes, posent un défi important pour la sécurité et le bien-être des employés. Devant cette situation, l'application de l'intelligence artificielle (IA) dans la prévention des TMS présente des opportunités intéressantes.

Effectivement, l'intelligence artificielle peut gérer de grandes quantités de données biomécaniques et environnementales, ce qui permet une analyse approfondie des risques éventuels et une identification anticipée des signes avant-coureurs de troubles musculosquelettiques.

Cette approche proactive ne se contente pas de réduire les accidents, elle participe également à la création d'un lieu de travail plus sûr et plus productif. Dans cette recherche, nous allons approfondir le rôle essentiel de l'IA dans la prévention

des TMS sur le lieu de travail. Nous allons étudier les progrès technologiques qui soutiennent cette démarche, les défis rencontrés et les futures opportunités pour intégrer efficacement l'IA dans les stratégies de santé et de sécurité au travail. Enfin de compte, cette convergence entre sécurité, santé et performance souligne l'importance croissante de l'IA comme outil essentiel dans la gestion des risques professionnels et dans la promotion du bien-être des employés.

Les travaux récents dans ce domaine ont mis en évidence l'utilisation de diverses technologies pour capturer et analyser les mouvements du corps humain. Les capteurs de mouvement, tels que les capteurs inertiels[1], sont largement utilisés, bien que leur précision puisse varier et nécessite souvent une calibration soigneuse. Parallèlement, les techniques de vision par ordinateur[2], [3], [4], [5] sont également employées, utilisant des images ou des vidéos pour identifier et suivre les mouvements du corps. Cependant, ces méthodes peuvent être affectées par des facteurs tels que l'éclairage et l'occlusion. L'apprentissage automatique joue un rôle crucial dans l'analyse des données de mouvement[6], [7], avec des algorithmes tels que les réseaux de neurones convolutifs (CNN) utilisés pour classer les mouvements et identifier les comportements qui pourraient conduire à des TMS. En somme, l'estimation de la pose pour la détection des TMS est un domaine de recherche actif et prometteur, bien que des défis subsistent.

Dans la suite de cette contribution, la deuxième partie de l'article présente une approche méthodique visant à prévenir les troubles musculosquelettiques (TMS). Cette démarche inclut la préparation des données et une architecture détaillée. Les résultats et discussions évaluent l'efficacité de cette approche, tandis que la conclusion ouvre des perspectives pour de futures recherches et des applications pratiques.

## II. APPROCHE

### A. Préparation des données

Cette étude est centrée sur l'estimation de la pose 3D des personnes dans une vidéo en utilisant la convolution temporelle et l'apprentissage semi-supervisé tel que décrit dans des recherches antérieures [8]. L'étude élargit sa portée en utilisant l'ensemble de données Human 3.6M [9] qui est une base de données conçue pour l'estimation de la pose 3D et est largement reconnue comme une référence pour évaluer les méthodologies d'estimation de la pose d'êtres humains. Human 3.6M comprend une compilation de plus de 3.6 millions images et

vidéos de poses humaines en 3D capturées dans un environnement contrôlé à l'aide d'un système de capture de mouvement constitué de quatre caméras positionnées à différents angles autour du sujet.

Chaque caméra enregistre 15 actions distinctes, comprenant notamment des discussions, la prise de repas, téléphoner, effectuer des achats, s'asseoir, s'allonger, marcher ou encore promener un chien. Elle contient au total 150 séquences, chacune enregistrée sur une résolution de 1280 x 1024 pixels à une fréquence de 50 Hz (voir figure 1 pour un exemple typique).

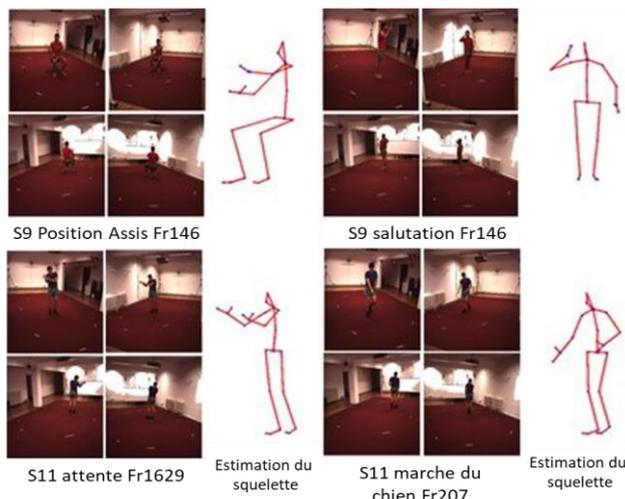


Fig. 1. Résultats de l'estimation de pose sur Human 3.6M à travers quatre séquences de tests.

De plus, elle met à disposition des données de deux types : la position relative des articulations en 3D (Relative 3D Joint Position, R3DJP) et la représentation cinématique (Kinematic Representation, KR), chacune présentant un squelette complet avec un nombre équivalent de 32 articulations dans les deux cas. L'accès à cette base de données est facilité par le site officiel [Human 3.6M](https://human3.6m.org/), avec des dispositions pour une utilisation exclusivement à des fins de recherche et non commerciales, comme explicitement indiqué dans les conditions d'utilisation. Nous avons étudié les séquences présentant un indicateur de visibilité de 1 ou 2 et 17 points clés qui ont été identifiés en utilisant la notation *Rapid Entire Body Assessment* (REBA<sup>1</sup>) [10].

Ces points clés comprenaient le nez, les yeux, les épaules, les coudes, les poignets, le tronc, les genoux et les chevilles. Un modèle supervisé a été entraîné en utilisant ces images et points clés. La figure 2 présente une image illustrant les points étudiés.

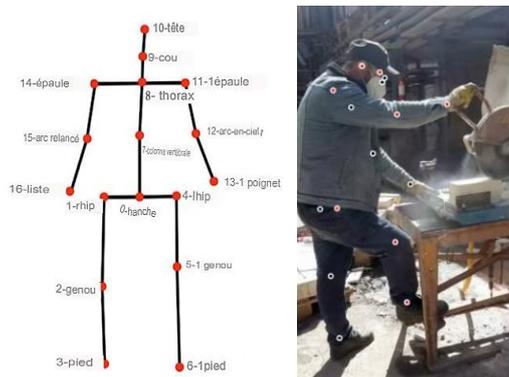


Fig. 2. Les points clés étudiés dans cette étude et une superposition de ces points sur une image réelle.

### B. Architecture du modèle développé

Dans cette étude, un réseau neuronal pré-entraîné (le modèle *keypoint rcnn R101 FPN 3x.yaml*) en association avec *Detectron2* [11] a été utilisé pour l'identification des points clés dans le cadre de l'estimation de la pose 3D. Le modèle *R101 FPN* représente un modèle avancé du réseau neuronal conçu pour la détection de points clés dans les images. Ce modèle repose sur une structure de base ResNet-101 [12] intégrée à un réseau pyramidal de caractéristiques (Feature Pyramid Network, FPN). Il a été formé sur le jeu de données COCO [13] qui contient plus de 330 000 images et plus de 2.5 millions de points clés annotés.

L'intégration du Feature Pyramid Network (FPN) dans l'architecture facilite la création de cartes de caractéristiques (Feature Map) à différentes échelles, ce qui améliore la précision de la détection des points clés du corps humain tels que les poignets, les coudes, les épaules, etc. Pendant l'entraînement, le modèle apprend à prédire les coordonnées spatiales de ces points clés, ce qui permet d'estimer la pose 3D d'une personne dans une image ou une vidéo.

Pour améliorer la précision de cette détection, des techniques d'augmentation de données ont été utilisées pendant l'entraînement, notamment la rotation aléatoire et le retournement horizontal des images. Ces techniques ont permis de créer plus d'exemples d'entraînement et ont également contribué à améliorer la capacité du modèle à généraliser ses prédictions.

#### 1) Modèle convolutif à dilatation temporelle

Le réseau de convolution temporelle est un nouveau modèle basé sur les CNN et proposé par Bai et al. en 2018 [14] dans le but d'adapter les CNN à la modélisation de séquences. Dans notre étude, le modèle adopté repose sur une architecture entièrement convolutive avec des connexions résiduelles pour traiter des séquences de poses 2D par le biais de la convolution temporelle.

<sup>1</sup> La méthode REBA est une approche ergonomique qui comprend plusieurs étapes, comme le suivi des tâches professionnelles, l'analyse de la posture corporelle, l'évaluation des positions, le calcul de scores prédéfinis. L'établissement de ces scores REBA est une confirmation rapide du degré

d'action requis. Plus le score est élevé, plus le niveau d'intervention nécessaire est important pour réduire les risques ergonomiques.

Notre approche exploite les convolutions dilatées [15] pour saisir les dépendances temporelles à long terme, où l'ajout d'un facteur de dilatation noté "l" dans les filtres de convolution établit un espacement régulier entre les filtres adjacents, ce qui élargit les entrées incluses dans les couches cachées. Cette relation s'exprime mathématiquement [9] par l'équation ci-dessous.

$$(F *_{l} k)(p) = \sum_{s+lt} F(s)K(t) \tag{1}$$

Où  $*_{l}$  est la convolution dilaté,  $F(s)$  l'entrée,  $k(t)$  le noyau et  $(F *_{l} K)(p)$  la sortie. La figure 3 représente un exemple de dilatation à travers trois facteurs : 1, 2 et 4 (de gauche à droite respectivement).

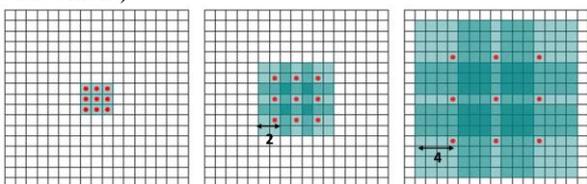


Fig. 3. Exemple de convolution dilaté avec des facteurs de 1, 2 et 4 (de gauche à droite respectivement).

Le modèle final pour l'estimation de pose 3D est entièrement convolutif. Il est composé d'une séquence de couches et de blocs interconnectés spécialement conçus pour analyser 243 images, avec B représentant 4 blocs comme illustré sur la figure 4 et J représentant 17 articulations.

Dans la représentation architecturale présentée dans la figure 4, les couches de convolution sont représentées en vert, où 2J, 3d1, 1024 signifie 2J canaux d'entrée, des noyaux de taille 3 avec une dilatation de 1, et 1024 canaux de sortie. Les tailles de tenseurs pour une prédiction d'une seule image sont illustrées entre parenthèses comme (243, 34), indiquant 243 images et 34 canaux.

La couche d'entrée traite les coordonnées (x,y) des J articulations pour chaque image, appliquant une convolution temporelle avec une taille de noyau W et des canaux de sortie C. Des blocs de style ResNet suivent.

Chaque bloc exécute une convolution 1D avec une taille de noyau W et un facteur de dilatation  $D = WB$ , suivi d'une convolution avec une taille de noyau 1. La normalisation ReLU (*Rectified Linear Unit*) et une stratégie de désactivation de neurones (*dropout*) sont appliquées après chaque convolution, à l'exception de la couche finale.

La dernière couche produit des prédictions de poses 3D pour toutes les images de la séquence d'entrée, exploitant à la fois les données passées et futures pour une analyse améliorée de la séquence temporelle.

Nous explorons l'application de convolutions qui prennent en compte la causalité dans les données. La figure fournit une représentation de notre architecture pour une taille de champ récepteur de 243 images avec B = 4 blocs, utilisant W = 3 avec C = 1024 canaux de sortie pour les couches de convolution et incorporant un taux de dropout de  $p = 0.25$ .

Bien que l'architecture proposée présente des résultats prometteurs pour l'estimation de pose 3D, notamment dans des scénarios avec de grands champs récepteurs et l'incorporation d'informations temporelles, des expérimentations et évaluations supplémentaires sont impératives pour évaluer de manière exhaustive ses performances et ses applications potentielles dans des situations concrètes.

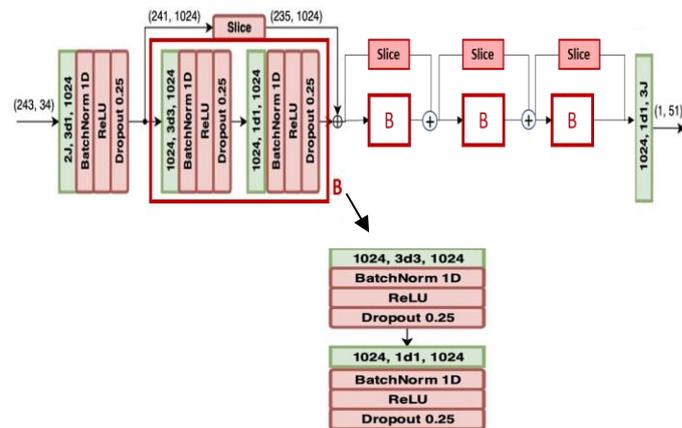


Fig. 4. Architecture finale avec un agrandissement du Bloc B.

Dans cette étude, nous proposons une approche d'apprentissage semi-supervisée (voir figure 5) pour améliorer la précision dans les scénarios où la disponibilité de données de pose de vérité de terrain 3D étiquetées est limitée. Le régime d'apprentissage du modèle d'estimation de la pose humaine en 3D a impliqué une exploration approfondie des hyperparamètres. Il s'agissait notamment de sélectionner méticuleusement l'ensemble de données Human3.6M [9] en mettant l'accent sur les points clés en 2D obtenus à partir de la réalité du terrain.

À cette fin, le réseau pyramidal en cascade (CPN), affiné sur la projection 2D de Human 3.6M, a été employé, en utilisant deux extracteurs de caractéristiques distincts appelés dbb (Double Backbone) indexés. L'ensemble d'entraînement comprenait les sujets non étiquetés S2, S3 et S4, englobant toutes les actions concevables, tandis que les sujets S1, S5, S6, S7 et S8 ont été assignés en tant que sujets étiquetés. En outre, les sujets S9 et S11 ont été exclusivement réservés aux tests à la fin de chaque époque et lors de l'évaluation finale.

L'architecture du modèle a adopté une conception entièrement convolutive avec une configuration (3 × 3 × 3), représentant un champ réceptif s'étendant sur 27 images. La première couche est composée de convolutions 3×1, suivies de deux blocs résiduels qui intègrent des convolutions 3×1.

Désignons par P les coordonnées 3D des articulations prédites et par G les positions correspondantes des articulations de vérité au sol, où i va de 1 au nombre total d'articulations.

L'erreur moyenne de position par articulation (MPJPE) est une métrique fréquemment utilisée pour évaluer la précision des modèles d'estimation de la pose en 3D. Elle est définie comme la distance euclidienne moyenne entre les positions

prédites des articulations et les positions des articulations de la vérité terrain pour toutes les articulations.

Le MPJPE est calculé à l'aide de la formule suivante :

$$MPJPE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \| P_i - G_i \| \quad (2)$$

Où :

- N est le nombre total d'articulations,
- $\| \|$  représente la norme euclidienne, et P, et G, sont les coordonnées 3D des articulations prédites et actuelles, respectivement.

### III. RESULTATS ET DISCUSSION

Le tableau ci-dessous présente les résultats obtenus lors de l'entraînement de notre modèle avec 2 blocs résiduels et 27 images dans le champ réceptif :

**Tableau 1.** Résultats d'entraînement semi-supervisé

Protocol Action	MPJPE (mm)	P-MPJPE (mm)	N-MPJPE (mm)
Directions	44.5	34.9	42.67
Photo	58.42	44.53	56.51
Discussion	49.97	37.55	46.75
Manger	44.47	35.39	42.46
Promener le chien	51.25	40.87	49.26
Acheter	44.36	34.36	42.51
Poser	42.29	36.33	45.08
Marcher	35.37	28.3	34.37
Saluer	47.45	39.16	46.3
Téléphoner	51.52	39.79	49.06
Attendre	45.47	35.38	44.33
S'asseoir	57.67	46.31	55.17
Fumer	49.37	36.69	47.39
Marcher ensemble	38.65	31.93	36.69
S'asseoir au sol	65.5	52.69	62.67

**Tableau 2.** Moyenne par action pour 3 protocoles

Moyenne P1	Moyenne P2	Moyenne P3
48.6 mm	38.5 mm	46.8 mm

L'erreur de vitesse, quantifiée à 3,23 mm par articulation, suggère une performance louable pour le modèle d'estimation de la pose humaine en 3D utilisant l'apprentissage semi-supervisé. Un examen approfondi des résultats obtenus pour les

différentes actions révèle des degrés de précision variables. Plus précisément, dans le cadre du protocole n° 1, l'action « Marcher » présente l'erreur la plus faible (35,37 mm), tandis que l'action « s'asseoir au sol » présente l'erreur la plus élevée (65,6 mm). Cette divergence implique des défis potentiels dans l'estimation précise des poses pour des actions spécifiques dont les erreurs sont peut-être dues à la complexité de la pose ou aux variations individuelles dans l'exécution de l'action.

En examinant de plus près les autres protocoles, le protocole n° 2 (P-MPJPE) enregistre l'erreur la plus faible avec 38,5 mm, suivi du protocole n° 3 (N-MPJPE) avec 46,8 mm et du protocole n° 1 (MPJPE) avec 48,6 mm. Cette hiérarchie indique que l'utilisation de la pose 3D prédite comme entrée pour un prédicteur de mouvement améliore la précision de la pose estimée.

Dans l'ensemble, ces résultats soulignent l'efficacité de l'approche d'apprentissage semi-supervisé employée pour l'entraînement du modèle d'estimation de la pose humaine en 3D. Toutefois, il est encore possible d'affiner le modèle, en particulier dans les cas où certaines actions présentent des performances moins précises, surtout lorsqu'elles sont confrontées à des conditions d'observation sous-optimales.

#### 2. Mise en œuvre dans des contextes concrets :

Les expériences suivantes ont été menées pour évaluer l'efficacité de notre méthodologie en utilisant des vidéos capturant des scénarios de travail authentiques des employés à SPA ALZINC en Algérie pendant qu'ils effectuaient leurs tâches. Le système en question peut être employé de deux manières distinctes. Initialement, il peut être déployé sur des vidéos dans le dessein d'optimiser le modèle dans une première partie et de conduire des analyses analytiques requérant l'usage de vidéos, citant l'exemple des inspections de l'ergonomie des lieux de travail, et aussi les études sous l'ombre d'un contexte MOCAP (Motion Capture). Parallèlement, le système élaboré est également apte à être employé en temps réel, sans nécessiter de marqueurs ou de capteurs, en étant intégré dans un microprocesseur tel que Raspberry Pi ou Nvidia Jetson.

En outre, nous effectuons des calculs en temps réel du score REBA sur la sortie générée afin d'évaluer le risque ergonomique associé à la pose estimée.

Cette analyse a pour objectif de déterminer la justesse et l'applicabilité concrète du modèle dans des contextes réels, offrant ainsi des informations sur sa pertinence pour des usages pratiques.

L'examen du modèle couvre une variété de situations, en mettant l'accent sur des postures compliquées, des vues dans le plan sagittal et l'existence de perturbations.

La reconstruction résultante présentera le bras droit et le pied droit surlignés en rouge dans un modèle squelettique, tandis que le reste du corps sera représenté en noir (figure 5).

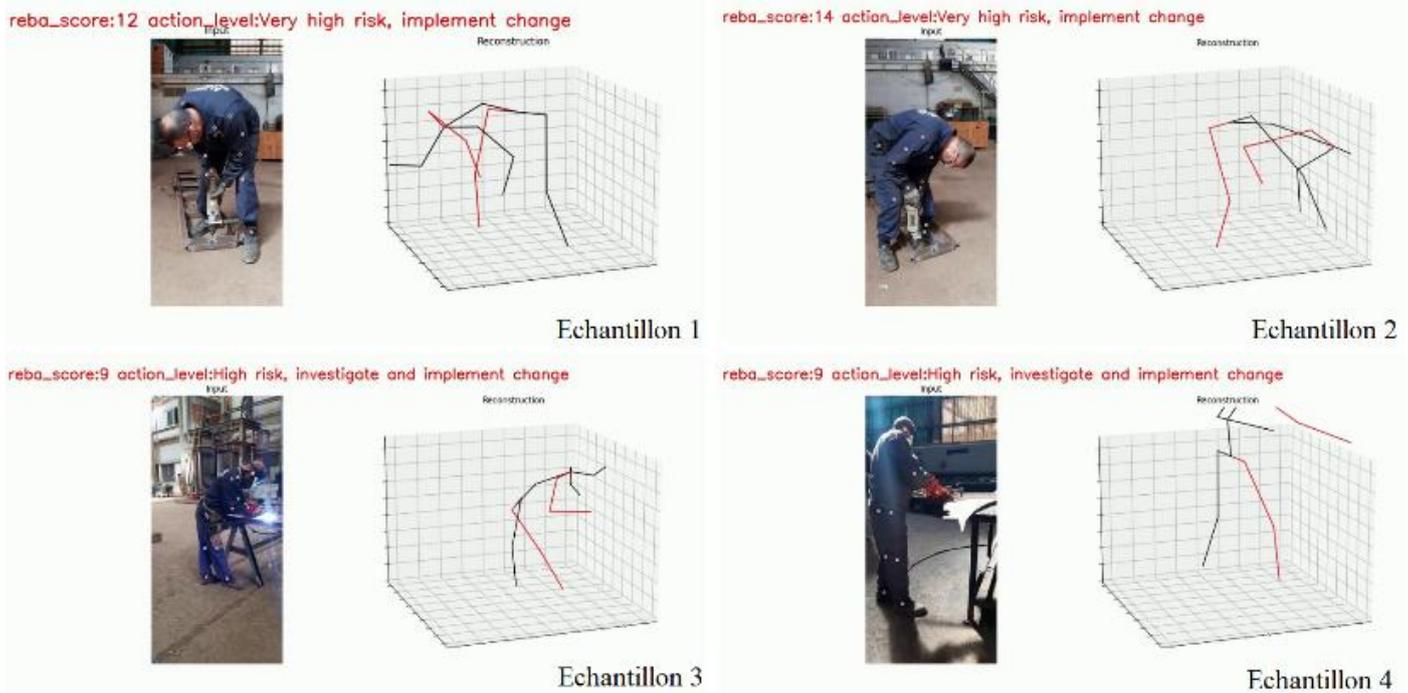


Fig. 5. Quelques reconstructions résultantes de la mise en œuvre concrètes.

### 3 Interprétations et discussions

Le modèle a démontré sa capacité à traduire la pose 2D (représentée en image RGB à gauche) en 3D dans l'échantillon 01, en s'adaptant efficacement à des défis tels que la dissimulation du bras droit et de la moitié de la jambe droite. Le modèle a notamment ajusté la vue de la caméra pendant le rendu afin d'optimiser la précision de la pose 3D basée sur le squelette.

La confirmation manuelle à l'aide de la feuille de travail REBA a révélé un score correct de 100 % pour cette posture sur toute la séquence, ce qui indique un risque remarquablement élevé de troubles musculosquelettiques liés au travail.

Dans l'échantillon 02, l'utilisation de seulement 16 points clés 2D (manque de point clé de l'épaule gauche) a permis d'obtenir un rendu supérieur à celui de l'échantillon 01, présentant une pose 3D basée sur le squelette clairement définie. Le score REBA calculé manuellement était correct avec une précision de 92% où le score REBA réel est 13 mais le modèle a prédit 14, mais le niveau d'action est resté inchangé, soulignant la nécessité immédiate d'un ajustement de la posture.

L'échantillon 03, capturé dans le plan sagittal à une distance de 11 mètres, présentait quelques erreurs de reconstruction. Le modèle a d'abord mal prédit les positions des jambes droite et gauche en raison de la couleur uniforme du pantalon du travailleur, mais il a rapidement rectifié l'erreur. Malgré cela, le modèle a calculé avec précision le score REBA, enregistrant une exactitude de 100 %.

Dans le dernier échantillon (04), le modèle a réussi à prédire la pose 3D malgré l'angle difficile, en capturant le dos du travailleur. Notamment, le modèle s'est abstenu de modifier la vue de la caméra pour obtenir une vue miroir afin d'améliorer la reconstruction, car les résolutions de la vidéo d'entrée dépassaient celles de Human3.6M, ce qui entraînait des problèmes d'ajustement spatial.

### CONCLUSION ET PERSPECTIVES

En synthèse, notre étude marque un progrès notable dans la prévention des troubles musculosquelettiques (TMS) dans le secteur industriel. L'incorporation de blocs résiduels dans les réseaux de neurones convolutifs a nettement renforcé la précision et l'efficacité de la détection des risques ergonomiques. Cette stratégie, alliée à l'emploi de l'intelligence artificielle pour évaluer en direct les facteurs de risque, correspond à une solution permettant d'identifier et réduire les risques de TMS sur le lieu de travail.

Les résultats obtenus à travers diverses études de cas dans différents contextes industriels confirment la pertinence et l'efficacité de notre méthode.

Pour des travaux futurs, il serait intéressant d'explorer davantage l'utilisation de ce système dans la conception de robots collaboratifs industriels autonomes. Ces robots pourraient utiliser les données collectées pour comprendre les mouvements humains et ainsi éviter tout risque de subir des TMS ou de provoquer des collisions avec les travailleurs.

En incorporant ces données dans la conception des robots, on pourrait établir des lieux de travail plus sécurisés et plus

performants, contribuant à améliorer la santé et le bien-être des employés tout en diminuant les coûts relatifs à la prise en charge des TMS.

#### REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier sincèrement l'entreprise SPA ALZINC pour leur précieuse collaboration. L'accès à leur usine en Algérie a été crucial pour la collecte et l'analyse des données proposées dans cette étude. Leur soutien pour tester notre système dans un environnement industriel réel a grandement contribué à notre projet.

#### REFERENCES

- [1] X. Xu, M. Robertson, K. B. Chen, J. Lin, and R. W. McGorry, 'Using the Microsoft Kinect™ to assess 3-D shoulder kinematics during computer use', *Appl. Ergon.*, vol. 65, pp. 418–423, Nov. 2017, doi: 10.1016/j.apergo.2017.04.004.
- [2] C.-H. Chen and D. Ramanan, '3D Human Pose Estimation = 2D Pose Estimation + Matching', in *2017 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, Jul. 2017, pp. 5759–5767. doi: 10.1109/CVPR.2017.610.
- [3] J. Wang *et al.*, 'Deep 3D human pose estimation: A review', *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 210, p. 103225, Sep. 2021, doi: 10.1016/j.cviu.2021.103225.
- [4] R. Divya and J. D. Peter, 'Smart healthcare system-a brain-like computing approach for analyzing the performance of detectron2 and PoseNet models for anomalous action detection in aged people with movement impairments', *Complex Intell. Syst.*, vol. 8, no. 4, pp. 3021–3040, Aug. 2022, doi: 10.1007/s40747-021-00319-8.
- [5] L. Mündermann, S. Corazza, and T. P. Andriacchi, 'The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications', *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 3, p. 6, Mar. 2006, doi: 10.1186/1743-0003-3-6.
- [6] S. Lee, L. Liu, R. Radwin, and J. Li, 'Machine Learning in Manufacturing Ergonomics: Recent Advances, Challenges, and Opportunities', *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 6, no. 3, pp. 5745–5752, Jul. 2021, doi: 10.1109/LRA.2021.3084881.
- [7] I. Conforti, I. Mileti, Z. Del Prete, and E. Palermo, 'Measuring Biomechanical Risk in Lifting Load Tasks Through Wearable System and Machine-Learning Approach', *Sensors*, vol. 20, no. 6, Art. no. 6, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20061557.
- [8] Y. Zhang, J. Wen, X. Wang, and Z. Jiang, 'Semi-supervised learning combining co-training with active learning', *Expert Syst. Appl.*, vol. 41, no. 5, pp. 2372–2378, Apr. 2014, doi: 10.1016/j.eswa.2013.09.035.
- [9] C. Ionescu, D. Papava, V. Olaru, and C. Sminchisescu, 'Human3.6M: Large Scale Datasets and Predictive Methods for 3D Human Sensing in Natural Environments', *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 36, no. 7, pp. 1325–1339, Jul. 2014.
- [10] S. Hignett and L. McAtamney, 'Rapid Entire Body Assessment (REBA)', *Appl. Ergon.*, vol. 31, no. 2, pp. 201–205, 2000, doi: [https://doi.org/10.1016/S0003-6870\(99\)00039-3](https://doi.org/10.1016/S0003-6870(99)00039-3).
- [11] Y. Wu, A. Kirillov, F. Massa, W.-Y. Lo, and R. Girshick, 'Detectron2'. 2019. [Online]. Available: <https://github.com/facebookresearch/detectron2>
- [12] O. Elharrouss, Y. Akbari, N. Almaadeed, and S. Al-Maadeed, 'Backbones-Review: Feature Extraction Networks for Deep Learning and Deep Reinforcement Learning Approaches'. arXiv, Jun. 16, 2022, doi: 10.48550/arXiv.2206.08016.
- [13] 'COCO - Common Objects in Context'. Accessed: Oct. 25, 2022. [Online]. Available: <https://cocodataset.org/#home>
- [14] S. Bai, J. Z. Kolter, and V. Koltun, 'An Empirical Evaluation of Generic Convolutional and Recurrent Networks for Sequence Modeling'. arXiv, Apr. 19, 2018, doi: 10.48550/arXiv.1803.01271.
- [15] S. Liu, D. Huang, and Y. Wang, 'Receptive Field Block Net for Accurate and Fast Object Detection'. arXiv, Jul. 26, 2018, doi: 10.48550/arXiv.1711.07767.

---

# Index des auteurs

---

- Abi Chebel Najib, [109](#)  
Ait Ghezala Amel, [129](#)  
Allegre Willy, [45](#), [89](#)  
Alves Camille, [142](#)  
Andriamahery Ranjalahy Ken, [80](#)  
Antoine Jean-Yves, [169](#)  
Archambault Dominique, [151](#)  
Assaiante Christine, [109](#)  
Azziz Otman, [101](#)
- Babel Marie, [161](#)  
Baltenneck Nicolas, [67](#)  
Baptiste Jessel Nadine, [80](#)  
Bascou Joseph, [129](#)  
Baudry Aline, [95](#)  
Bault Constance, [51](#)  
Bazet Isabelle, [57](#)  
Ben Khelil Chérifa, [169](#)  
Bodard Johana, [31](#)  
Bouillon Pierrette, [181](#)  
Bourdin Christophe, [109](#)  
Bousefsaf Frédéric, [39](#)  
Bousefsaf Frédéric, [215](#)
- Cabaret Pierre-Antoine, [161](#)  
Cardoso Mendes Luanne, [142](#)  
Ceretto Etienne, [57](#)  
Chavet Pascale, [109](#)  
Chottin Marion, [156](#)  
Conreur Gérald, [129](#)  
Cuarelli Gilberto, [201](#)
- Dalibert Lucie, [20](#)  
De Aguiar Wagner, [201](#)  
De Oliveira Andrade Adriano, [142](#)  
Demestre Louise, [129](#)  
Dequidt Antoine, [135](#)  
Diniz Gislene, [115](#)
- Djoussof Lilia, [156](#), [175](#)
- El Ghabi Kaoutar, [39](#)  
Evennou Myriam, [67](#)  
Excoffier Thierry, [101](#)
- Fabreguettes Jonathan, [189](#)  
Fadlaoui Yassine, [151](#)  
Florin Ludovic, [80](#)  
François Thomas, [181](#)  
Freire Junior José Celso, [201](#)
- Galiano Anna Rita, [67](#)  
Garbaya Iheb, [57](#)  
Gaunet Florence, [109](#)  
Gibet Sylvie, [89](#)  
Gros Karine, [21](#), [207](#)  
Guerra Thierry-Marie, [135](#)
- Habert Olivier, [39](#)  
Halftermeyer Anaïs, [169](#)  
Handouzi Wahida, [215](#)  
Hiderer Sébastien, [95](#)  
Hoiry Lisa, [169](#)
- Jean-Daubias Stéphanie, [101](#)  
Jost Céline, [31](#), [51](#)
- Kridi Amazigh, [39](#)
- Lamontagne Marie-Eve, [45](#)  
Lansiaux Axel, [95](#)  
Le Goff-Pronost Myriam, [45](#)  
Le Naour Thibaut, [89](#)  
Lecomte Christèle, [156](#), [175](#)  
Luo Wenqi, [175](#)
- Maaoui Choubeila, [215](#)  
Mallek Abdelmalek, [215](#)  
Marchal Maud, [161](#)

Marrast Philippe, 57  
Martins Naves Eduardo, 115, 142  
Mengue Topio Hursula, 193  
Morère Yann, 39, 115, 142

Nezan Maud, 45  
Nguyen Anh-Tu, 135  
Norré Magali, 181

Pacchierotti Claudio, 161  
Pellichero Alice, 45  
Perera Éric, 19  
Pham Tran Hanh Trang, 181  
Pigeon Caroline, 67  
Pillet Hélène, 129  
Pino Pierre, 115  
Pinti Antonio, 121  
Pontonnier Charles, 129  
Poulain Cédric, 156  
Poulain Pierre, 25  
Poulain Thierry, 129  
Pouplin Samuel, 169  
Pudlo philippe, 135

Rayar Frédéric, 169  
Raynal Mathieu, 169  
Reby Fabrice, 25  
Romeo Katerine, 75, 156, 175  
Routhier François, 45  
Rouvier Théo, 129

Saint-Bauzel Ludovic, 95  
Sarlegna Fabrice, 109  
Sauret Christophe, 129  
Sentouh Chouki, 129  
Serin Frédéric, 75, 156  
Srihi Hajer, 135  
Szmatula Eloïse, 95

Taly Antoine, 25  
Tannus Julia, 115  
Tchenegnon Mansour, 89  
Thebaud Mathieu, 169  
Thomann Guillaume, 201  
Thompson Hannah, 156  
Truck Isis, 31

Uzan Gérard, 31, 67  
Uzan gérard, 25

Vandeghinste Vincent, 181  
Vérité Fabien, 95

---

# Crédits

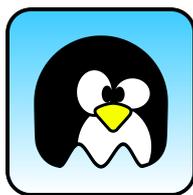
---

Ces actes ont été produits à l'aide des logiciels libres suivants :

- Linux <https://linux.org/> ;
- LibreOffice <https://fr.libreoffice.org/> ;
- $\LaTeX$  <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://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>







**Maquette**  
Yann Morère  
**Logo/Couverture**  
Yann Morère

Imprimé à Nancy

**Dépôt légal : juin 2024**

ISBN 978-2-9571218-3-0



Handicap 2024  
© IFRATH 2024