



Handicap 2026

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

Paris, 10-12 juin 2026

**Technologies d'assistance :
de l'interaction à l'adaptation mutuelle**

**S. Anzalone
Y. Morère
Eds.**

Partenaires de l'organisation

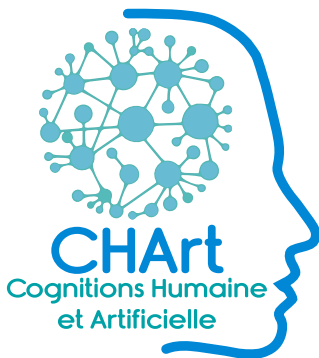


UNIVERSITÉ
DE LORRAINE



Université
Polytechnique
HAUTS-DE-FRANCE

Sponsors de la conférence



UNIVERSITÉ
DE LORRAINE



Laboratoire de Conception
Optimisation et Modélisation
des Systèmes



Handicap 2026
Technologies d'assistance : de l'interaction à l'adaptation mutuelle
Copyright IFRATH juin 2026, Paris

www.ifrath.fr

ISBN 978-2-9571218-5-4



9 782957 121854

Le mot du président

L'IFRATH est une société savante qui célèbre en 2026 sa vingt-huitième 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, IA, Sciences Humaines et Sociales, Ingénierie, ...).

Après la conférence de 2022, qui portait sur les apports de l'Intelligence Artificielle en complémentarité des Intel ligences Humaines, celle de 2024, qui portait sur la personnalisation de l'assistance, la conférence de 2026 élargit l'adaptabilité des technologies d'assistance à la situation, c'est-à-dire non seulement la prise en compte des caractéristiques individuelles, mais également des contextes et des environnements. Depuis plusieurs années, l'IFRATH reste ouverte à d'autres sociétés savantes et à la société dans le cadre de ses manifestations scientifiques. Pour l'année 2026, une table ronde sera animée sur la problématique de la recherche participative.

Je remercie notre président du Comité d'Organisation, Yann Morère, professeur des universités, 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, Salvatore M. Anzalone, maître de conférences, pour son abord toujours chaleureux et sa rigueur. 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 2026 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 francophones 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 francophone de 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 : « Technologies d'assistance : de l'interaction à l'adaptation mutuelle ». Nous sommes à la 14^e édition de notre conférence qui se renouvelle sur le site du Campus Condorcet, Paris – Aubervilliers, avec sa régularité et son attractivité retrouvées.

Handicap 2026 s'ouvrira dans la continuité des éditions précédentes avec 25 présentations orales, plus une session dédiée à la présentation de posters, couvrant des champs de recherche très diversifiés regroupés en 8 sessions : Analyse de la mobilité, Accessibilité numérique, Assistance à l'interaction et télémédecine, Assistance à la Mobilité, Communication alternative, Inclusion sociale, Rééducation cognitive et du langage, et enfin Rééducation motrice. Nous aurons aussi l'honneur et le plaisir d'accueillir quatre conférenciers invités : **Maflohé Passedouet**, artiste autrice, fondatrice et directrice artistique de la compagnie Mobilis-Immobilis et **Éric Monacelli**, Professeur des Universités, directeur du LISV, UVSQ - Université Paris Saclay, et président du CEREMH ; **Ouriel Grynszpan**, Professeur des Universités, responsable adjoint du département Interaction avec l'Humain, LISN - Université Paris Saclay. Cette année, l'originalité de Handicap 2026 réside notamment dans l'organisation d'une table ronde organisée par Caroline Pigeon avec la collaboration de la CMR-DV **Vision Participative** (Communauté Mixte de Recherche sur les Déficiences Visuelles). La table ronde, intitulée « De l'assistance à la co-adaptation : dialogues entre recherche et expérience vécue autour des technologies dans le contexte de la déficience visuelle », réunira chercheurs, professionnels et usagers autour d'un objectif commun : mieux comprendre comment les technologies peuvent être conçues, évaluées et appropriées dans une perspective de participation et d'autonomie.

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 de la sélection des communications. Je remercie également **Yann Morère**, notre président du Comité d'Organisation, pour la coordination de tous les acteurs qui ont participé à la préparation de la conférence, **Guy Bourhis**, **Frédéric Bousefsaf**, **Guillaume Thomann**, **Gérard Uzan**, **Johana Bodard** et **Caroline Pigeon** pour les heures passées également à l'organisation de cette nouvelle édition. Pour conclure, je souhaite à tous les participants à Handicap 2026 des échanges scientifiques riches et passionnants qui mèneront sans aucun doute à de nouvelles collaborations.

Salvatore M. Anzalone
Président du Comité Scientifique de Handicap 2026

Préface du Comité d'Organisation

La conférence bisannuelle Handicap 2026, dans sa 14^{ème} édition, fête ses 26 années d'existence. Depuis la première édition en 2000, elle a pour but de réunir les acteurs francophones de la recherche et l'innovation dans le domaine des technologies d'assistance aux personnes en situation de handicap. Les problématiques liées à ce domaine sont fortement pluridisciplinaires et trouvent écho dans les différentes sessions de nos 3 journées scientifiques : Analyse de la mobilité, Assistance à la mobilité, Accessibilité numérique, Assistance à l'interaction et télémédecine, Communication alternative, Rééducation cognitive et du langage, Rééducation motrice.

À l'heure où la dématérialisation et les visioconférences prennent de plus en plus de place au quotidien, c'est une belle occasion pour notre communauté de se rencontrer en présentiel de manière conviviale autour des sujets qui nous tiennent à cœur. Partager, débattre de nos idées en session ou autour d'un repas, initier des nouvelles collaborations sont les buts principaux de la conférence Handicap.

Pour la seconde fois nous nous retrouvons au Campus Condorcet, à Paris-Aubervilliers, dans un lieu confortable et bien équipé. Cette année la conférence a reçu le label Grand évènement Université Paris 8.

Nous souhaitons ici remercier nos sponsors sans qui cette nouvelle édition n'aurait pas pu avoir lieu : l'Université Paris 8, La Chaire «Handicap, Emploi et Santé au Travail» (UPEC) et le Laboratoire LCOMS. Nous remercions aussi chaleureusement nos partenaires institutionnels pour leur soutien à l'organisation : le Laboratoire CHArt, le Laboratoire LCOMS, l'Université de Lorraine, l'Université Paris 8, Grenoble INP – Université Grenoble Alpes, l'Université Gustave Eiffel et la Chaire «Handicap, Emploi et Santé au Travail» (UPEC).

Lors de cette édition le repas de Gala aura lieu au «Le Train Bleu», restaurant iconique de la Gare de Lyon, classé en partie au titre des monuments historiques. Nul doute que sa décoration de style néo-baroque et Belle Époque des années 1900 devrait vous émerveiller.

Je remercie également, très chaleureusement, nos 3 conférenciers invités qui nous promettent des présentations de très belles qualités : **Maflohé Passedouet** et **Éric Monacelli** qui réaliseront une intervention autour du «Le projet Volting et de ses enjeux» et **Ouriel Grynszpan** qui nous parlera d'«Eye-tracking et d'interface asservie au regard pour l'autisme».

Un grand merci à Caroline Pigeon pour l'organisation de la table ronde intitulée «De l'assistance à la co-adaptation : dialogues entre recherche et expérience vécue autour des technologies» avec la participation d'usagers et de chercheurs.

Je tiens aussi à remercier l'ensemble des membres du Comité d'Organisation pour leur travail et leur réactivité sur ces derniers jours de préparation. Mes derniers remerciements seront à destination des auteurs pour leurs contributions ainsi qu'à tous les membres du Conseil Scientifique, garants de la qualité scientifique de la conférence.

Et finalement je ne remercie pas la SNCF qui a posé un préavis de grève pour ce mercredi 10 juin 2026... premier jour de notre conférence !

Bienvenue à Paris pour ces trois jours et je souhaite à tous, au nom du Comité d'Organisation de Handicap 2026 et au nom de l'IFRATH, une très belle conférence !

Yann Morère
Président du Comité d'Organisation de Handicap 2026

Comités

Comité scientifique

Président :

Salvatore Anzalone (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis) [CE]

Membres :

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),
Christophe Jouffrais (CNRS & Univ Toulouse – IRIT),
Dominique Archambault (Université Paris 8) [CE],
Isis Truck (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis),
Edwige Pissaloux (Sorbonne University & U. Rouen),
Caroline Pigeon (Université Gustave Eiffel),
Catherine Pelachaud (CNRS),
Guillaume Thomann (Grenoble INP – UGA),
Frédéric Bousefsaf (Université de Lorraine),
Gérard Uzan (Université Paris 8) [CE],
Guy Bourhis (Université de Lorraine) [CE],
Philippe Pudlo (Université polytechnique des Hauts de France),
Christophe Kolski (Université polytechnique des Hauts de France),
Antonio Pinti (Université polytechnique des Hauts de France),
Jaime Lopez-Krahe (Université Paris 8),
Karim Sehaba (LIRIS – Université Lumière Lyon 2),
Choubeila Maaoui (Université de Lorraine),
Karine Gros (Université Paris Est Créteil),
Marie-Hélène Bekaert (Université de Lille),
Mathieu Raynal (IRIT – University of Toulouse)
Johana Bodard (Université Paris 8 – Laboratoire CHArt EA 4004),
Pierre Pino (Université de Lorraine)
Yann Morère (Université de Lorraine) [CE]

Comité d'organisation

Président :

Yann Morère (Université de Lorraine) [CE]

Membres :

Dominique Archambault (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis) [CE],

Gérard Uzan (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis) [CE],

Guillaume Thomann (Grenoble INP – UGA),

Guy Bourhis (Université de Lorraine) [CE],

Isis Truck (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis),

Karine Gros (Université Paris-Est Créteil),

Pierre Pino (Université de Lorraine),

Salvatore Anzalone (Université Paris 8 -Vincennes-Saint-Denis),

Jaime Lopez-Krahe (Université Paris 8),

Frédéric Bousefsaf (Université de Lorraine),

Caroline Pigeon (Université Gustave Eiffel),

Julie Lang (École Pratique des Hautes Études)

[CE] : Comité éditorial

Table des matières

Le mot du président	5
Préface du Comité Scientifique	7
Préface du Comité d'Organisation	9
Comités	11
Table des matières	13
Conférences invitées	17
Le projet Volting et ses enjeux, <i>Maflohé Passedouet, Éric Monacelli</i>	19
Eye-tracking et interface asservie au regard pour l'autisme, <i>Ouriel Grynszpan</i>	21
Session : Table ronde	23
Session : Analyse de la mobilité	27
Des outils numériques co-construits pour l'évaluation de la mobilité et la prévention de la chute chez les personnes âgées., <i>Yann Morère, Thierry Bastogne, Jérôme Dinet, Matthieu Casteran, Fabien Clanché, Lucas Detto, Matthieu Burtin</i>	29
Intelligence artificielle explicable pour l'identification d'une configuration optimale de capteurs IMU pour l'évaluation automatisée de la mobilité chez les personnes âgées, <i>Kaoutar El Ghabi, Frédéric Bousefsaf, Yann Morère, Robbin Romijnders, Clint Hansen, Walter Maetzler</i>	35
Session : Accessibilité numérique	41
Accessibilité des activités relatives aux ressources bibliographiques, une étude transversale par questionnaire auprès de personnes avec déficience visuelle, <i>Maxime Lokietek, Mickaël Duveau Hoarau, Mariève Houle, Caroline Pigeon</i>	43
Expérimentation Géorigamétrie. Accessibilité de la géométrie pour les personnes aveugles au travers du pliage, <i>Jaime Lopez Krahe, Mathieu Gaborit</i>	49
Partenariat épistémique et recherche participative : le projet COOBRA comme démonstrateur méthodologique, <i>Madjid Sadallah, Benoît Encelle, Alain Mille, Vivien Guillet, Jérémy Virgo</i>	56

Session : Assistance à l'interaction et télémédecine	63
Évaluation de différentes stratégies de défilement séquentiel en réalité virtuelle, <i>Noémie Kempa, Isabelle Barbet, Clémence Drogoul, Jérôme Dupire</i>	65
Génération de signaux PPG multi-sites pour la surveillance physiologique, <i>Ahmad Hmedeh, Frédéric Bousefsaf, Choubeila Maaoui</i>	71
ScenaClick - Nouveau dispositif portable pour la rééducation, <i>Justin Debloos, Céline Jost, Brigitte Le Pévédic, Dominique Archambault</i>	77
 Session : Assistance à la mobilité	 85
Étude des facteurs prédictifs du temps d'apprentissage de l'équilibre sur deux roues en fauteuil roulant manuel, <i>Antonio Pinti, Eric Watelain, Ahmad Sarraj Rifai, Rawad El Hage</i>	87
Contrôle Confortable d'une Flotte de Fauteuils Roulants pour Améliorer l'Autonomie des Personnes à Mobilité Réduite, <i>Yehya Sharif, Gilles Tagne, Rochdi Merzouki, Christophe Sueur</i>	92
Déambulateur sécurisé pour déficients visuels, <i>Liam Jordan, Clément Favey, Berthé Issa, Lucas Bogaert, Julien Donnez, René Farcy</i>	98
Dispositif de détection d'obstacles au sol par triangulation laser multi-faisceaux pour la mobilité des personnes non-voyantes, <i>Issa Berthé, Lucas Bogaert, Liam Jordan, Julien Donnez, Clément Favey, René Farcy</i>	103
Localisation Ultra Large Bande pour la Navigation Autonome de Fauteuil Roulant Électrique, <i>Théo Le Terrier, Marie Babel, Vincent Drevelle</i>	108
 Session : Communication alternative	 115
A transfer learning based approach for two handed sign language recognition using Deep Neural Network, <i>Eya Baoueb, Sana Fakhfakh, Yousra Ben Jemaa, Anis Rojbi</i>	117
Évaluation extrinsèque d'un dispositif de traduction médicale vers la langue des signes : étude de cas aux urgences des Hôpitaux universitaires de Genève, <i>Bastien David, Pierrette Bouillon, Hervé Spechbach</i>	123
L'Ancre et le Flux : complémentarité cognitive entre braille et interfaces interprétatives dans les domaines formels, <i>Madjid Sadallah, Benoît Encelle, Alain Mille, Vivien Guillet</i>	130
Translucidité des pictogrammes : impact des méthodes d'évaluation et du profil cognitif des usagers, <i>Rebeka Mali, Pierrette Bouillon, Johanna Gerlach</i>	137
 Session : Inclusion sociale	 143
Ateliers d'écriture narrative comme technologie d'assistance psychosociale : de l'interaction à l'adaptation mutuelle pour le rétablissement et l'autonomie dans le handicap psychique, <i>Karine Gros, Jim Barachin, Anaïd Mouratian, Deborah Ducasse, Martin Leurent</i>	145
CookiNUM et technologies pédagogiques numériques : un environnement capacitant à destination d'apprenants en situation de handicap, <i>Marie Thérèse El Fakhry, Thomas Lario, Bertrand Mocquet, Gérard Uzan, Virginie Demulier, Karine Gros</i>	152
Robotique de téléprésence pour enfants empêchés : regards croisés et perspectives, <i>Nolwenn Gauer, Margo Biret, Rémi Izoulet, Laurent Gallon, Anke Brock, Aurélie Clodic, Gwenaël Kaminski, Ophélie Carreras</i>	158
 Session : Rééducation cognitive et du langage	 165
Evaluation of a Digital Avatar by Children with Dyslexia, <i>Agnès Piquard-Kipffer, Jeremy Zytnicki, Adama Diourte</i>	167
Positionnement de ScenaProd en ergothérapie pour les personnes présentant des troubles cognitifs : une étude exploratoire, <i>Clémence Chassan, Céline Jost, Brigitte Le Pévédic, Jean-Michel Caire</i>	173

Session : Rééducation motrice	179
Evaluation objective d'une rééducation motrice assistée des membres supérieurs, <i>Neila Cherifa Kazi Tani, Amine Hadj Abdelkader, Yann Morère, Guy Bourhis, Mohammed Benmansour</i>	181
ScenaMouv : dispositif portable pour le suivi du mouvement des articulations, <i>Constance Bault, Céline Jost, Brigitte Le Pévédic, Ines Di Loreto</i>	187
Un Système de Thérapie Miroir en Réalité Virtuelle, <i>Théo Combe, Lucie Deplaude, Tony Hu, Olivier Pons, Thomas Roig Roig, Eulalie Verhuls</i>	194
Session : Posters	201
Fonction anti-collision pour fauteuil roulant électrique : Stratégie et capteurs, <i>Clément Favey, Issa Berthé, Liam Jordan, Lucas Bogaert, Julien Donnez, René Farcy</i>	203
L'accessibilité numérique comme levier d'inclusion dans les transports publics : une étude auprès de personnes déficientes visuelles, <i>Lily Lovichi, Véronique Lespinet-Najib</i>	209
Pratiques artistiques accessibles : concevoir des interactions en danse avec des robots haptiques, <i>Silvia Circu, Ludovic Saint-Bauzel, Frédéric Bevilacqua</i>	214
SAM-Guide : vers un premier Laser Run à destination de sportifs non-voyants, <i>Katerine Romeo, Christian Graff, Sylvain Huet, Elise Faugloire, François Alouges, Abdellatif Ennaji, Christele Lecomte, Wenqi Luo, Denis Pellerin, Coline Fons, Bruno Mantel, Mathieu Thomas, Sylvain Ferrand, Clément Francqueville</i>	221
Index des auteurs	229
Crédits	231

Conférences invitées

Président de session : Dominique Archambault

Le projet Volting et ses enjeux

Volting est une solution de mobilité augmentée développée au LISV. C'est une base robotique de type fauteuil roulant électrique qui permet une inclinaison latérale. Cette inclinaison latérale est basée sur une suspension activo-passive adaptative. La commande de Volting est basée sur une reconnaissance de mouvements spécifiques du haut du corps ou du/des bras. Cela permet de libérer le haut du corps et d'aider à la réalisation de chorégraphies ou d'exercices adaptés. Notre objectif est de favoriser l'activité physique de personnes à mobilité réduite.

Le projet Volting constitue une démarche innovante à l'interface entre recherche académique, création artistique et inclusion sociale. Il explore les enjeux de mobilité des personnes en situation de handicap à travers des dispositifs technologiques, des performances artistiques et des actions de médiation culturelle.

Le projet mobilise des compétences en robotique interactive, arts numériques, scénographie et sciences humaines afin de produire de nouvelles formes d'expérimentation. Il s'appuie notamment sur la collaboration entre Eric Monacelli et Maflohé Passedouet, dans une logique de dialogue entre disciplines. Cette approche arts-sciences permet d'interroger la mobilité comme expérience physique, émotionnelle et sociale.

Le projet comprend plusieurs créations, dont «À la verticale de soi» avec la compagnie Mobilis Immobilis, et «Volting – mobilité émotionnelle» et «Yes We Dance !», entre le LISV et son partenaires japonais de l'université Tohoku. Le projet bénéficie de labels du Ministère de la Culture, de la Diagonale Paris-Saclay et du programme Choose France. Dans la présentation, Les grandes étapes de la collaboration seront décrites avec les enjeux associés à une collaboration Arts et Sciences.

Liao, Z., Dubois, C., Hirata, Y., & Monacelli, E. (2025, July). A Comparative Study on the Effectiveness of 2-DOF and 3-DOF Differential Drive Robotic Systems for Human Mobility Support. In 2025 IEEE International Conference on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO) (pp. 158-163). IEEE.

Luna, J. C., Bougherara, S., Monacelli, E., & Hirata, Y. (2024, August). Enhancing wheelchair mobility : Virtual training system integrating lateral trunk motion. In 2024 33rd IEEE International Conference on Robot and Human Interactive Communication (ROMAN) (pp. 674-679). IEEE.

Callupe Luna, J., Martinez Rocha, J., Monacelli, E., Foggea, G., Hirata, Y., & Delaplace, S. (2022). WISP, wearable inertial sensor for online wheelchair propulsion detection. *Sensors*, 22(11), 4221.

Les auteurs

Maflohé Passedouet

Artiste autrice - Fondatrice et directrice artistique de la compagnie Mobilis-Immobilis, multimedia process Associée à la Ville de Versailles depuis 2016 et au Labo LISV de l'Université de Versailles-Saint Quentin.

Depuis 1998, la compagnie, pionnière en Art numérique, accueille des artistes et chercheurs pluridisciplinaires : danseurs, circassiens, musiciens, scientifiques, programmeurs. Elle explore des univers pluriels, dans une démarche de recherche d'une écriture spatiale. Le corps se meut, le corps est en interaction, crée des langages toujours renouvelés avec soi, l'autre, l'objet, l'environnement, les technologies qui évoluent, avec et dans des dispositifs qui établissent des règles du jeu. Ces univers prennent la forme de spectacles vivants, d'installations interactives, ateliers de création. Les thèmes qu'elle aborde dans ses créations questionnent micro et macrocosme, visible et invisible, magie, illusions, perceptions troublées et plus particulièrement notre relation au corps et sa mobilité motrice et émotionnelle. Écritures, langages gestuels et plastiques sont ainsi au coeur de sa démarche artistique. Quatorze spectacles vivants, invitant sur scène danseurs, circassiens et musiciens, ont à ce jour été créés ainsi qu'une dizaine d'installations interactives personnelles, programmés en France et à l'étranger. De nombreuses créations d'évènements, avec et pour des lieux, des participants, des publics toujours uniques ont vu le jour grâce à des partenariats Culture & Santé, Art Sociétal et Monde Universitaire, Education artistique et culturelle. Ses créations encouragent toujours une réflexion originale et innovante en proposant des espaces d'exploration poétiques, immersifs, pour favoriser une expérience somatique et réflexive.

Éric Monacelli

Eric Monacelli est enseignant-chercheur en robotique interactive (Pr, laboratoire LISV, UVSQ). Il est spécialisé dans la conception d'assistances robotisées pour l'aide à la mobilité et l'analyse des interactions humain-machine, avec une démarche visant à articuler recherche académique, besoins des usagers et actions innovantes. Il a structuré sa thématique à deux niveaux : - dispositifs d'évaluation comme BECAPE pour la conduite automobile ou VIRTUAL FAUTEUIL pour l'accessibilité et la conduite de fauteuil roulant. - dispositifs d'assistance comme GYROLIFT, aide à la mobilité verticalisée ou VOLTING, solution de mobilité émotionnelle.

Couplant Recherche et Actions à forte dimension sociétale, il est le président de l'association CEREMH, centre d'expertise national reconnu d'intérêt général, depuis sa création en 2007. Elle œuvre à l'information des publics, à la formation des professionnels et au soutien à l'innovation, notamment à travers un living lab, une auto-école adaptée et un plateau clinique (<http://www.ceremh.org/>).

Aujourd'hui, ses travaux s'inscrivent dans des démarches de recherche-action associant chercheurs, usagers et artistes, avec notamment le projet VOLTING qui couple recherches académiques et médiations avec des spectacles. Il est également impliqué dans le PEPR ICCARE pour le secteur des arts vivants, en tant que facilitateur pour la danse.

Président de session : Jaime Lopez-Krahe

Eye-tracking et interface asservie au regard pour l'autisme

Les altérations du regard social représente l'un des indices comportementaux les plus utilisés pour diagnostiquer l'autisme.

Les recherches utilisant l'eye-tracking se sont largement développées depuis plus de deux décennies. Bien qu'elles mettent en évidence une multiplicité de réalités différentes à l'image de la diversité du syndrome, elles tendent à s'accorder sur une exploration visuelle atypique, en particulier concernant les visages. Nous avons retrouvé cette tendance dans une étude où des personnes autistes observaient des vidéos de scènes sociales.

Afin d'affiner les connaissances sur l'attention visuelle, nous avons développé une méthode associant l'eye-tracking avec le paradigme de cécité au changement lors du visionnage de scènes réelles. Les résultats chez les personnes autistes suggéraient une réduction de la vitesse de traitement associée à un traitement plus approfondi des détails locaux. Ce profil d'exploration visuelle différait de celui observé avec le même design expérimental chez des personnes avec troubles de l'attention qui montraient une plus grande dispersion du regard.

L'eye-tracking peut aussi s'utiliser pour créer des interfaces asservies au regard, c'est-à-dire où les éléments affichés peuvent évoluer en fonction de la direction du regard des participants. S'appuyant sur ces technologies, nous avons développé des humains virtuels capables de suivre le regard des participants.

Nos expérimentations avec cette plateforme suggéraient que les personnes autistes étaient moins susceptibles de comprendre qu'elles dirigeaient le regard d'autrui. Ces résultats se discutent au regard des difficultés d'attention conjointe dans l'autisme.

Ouriel Grynszpan

Ouriel Grynszpan est professeur d'Université à l'Université Paris-Saclay, en France au Laboratoire Interdisciplinaire des Sciences du Numérique (LISN). Son expertise est fortement interdisciplinaire après une formation en génie électrique et informatique ainsi que des travaux de recherche en psychologie cognitive et en psychopathologie. Ses centres d'intérêt scientifiques se situent à l'intersection de plusieurs domaines : les sciences cognitives, les interactions homme-machine et la neuropsychiatrie.

Session : Table ronde

Présidente de session : Caroline Pigeon

De l'assistance à la co-adaptation : dialogues entre recherche et expérience vécue autour des technologies dans le contexte de la déficience visuelle

La table ronde se déroulera de la manière suivante :

- introduction et présentation des différents intervenants ;
- questions adressées aux personnes avec déficience visuelle sur l'utilisation des technologies dans votre vie quotidienne ou professionnelle, de leurs apports au niveau sociale, professionnelle ou culturelle, des situations où elles créent de nouvelles formes d'exclusion et si certaines technologies vous sont devenues indispensables ;
- questions adressées aux profils chercheurs/développeurs concernant la prise en compte de l'expérience des personnes dans leurs travaux ;
- questions adressées à toutes et tous concernant l'idée de technologies s'adaptant aux utilisateurs, mais aussi celle de co-adaptation ;
- temps d'échanges avec l'assemblée ;
- Brève conclusion.

Intervenants

- Benoît Encelle, professeur associé en sciences informatiques, Laboratoire d'Informatique en Image et Systèmes d'Information (LIRIS), CNRS / INSA Lyon / Université Claude Bernard Lyon 1 / Université Lumière Lyon 2 / École Centrale de Lyon
- Marion Ink, chargée de recherche en sociologie, Centre d'étude des mouvements sociaux, INSERM
- Maxime Lokietek, doctorant en physiologie et physiopathologie respiratoire et de l'exercice, Mitovasc, UMR INSERM 1083 / UMR CNRS 6015, Université d'Angers ; président de l'association Bibliosphere
- Laurène Messeca, vice-présidente du Campus Louis Braille
- Bernard Oriola, ingénieur de recherche, Cherchons pour Voir, Institut de Recherche en Informatique de Toulouse (IRIT), CNRS

Session : Analyse de la mobilité

Président de session : Salvatore M. Anzalone

Des outils numériques co-construits pour l'évaluation de la mobilité et la prévention de la chute chez les personnes âgées.

Yann MORÈRE 

Université de Lorraine
LCOMS, EA 7306
Metz, France

yann.morere@univ-lorraine.fr

Thierry BASTOGNE 

Université de Lorraine
CRAN, UMR 7039
Nancy, France

thierry.bastogne@univ-lorraine.fr

Jérôme DINET 

Université de Lorraine
2LPN, UR 7489
Nancy, France

jerome.dinet@univ-lorraine.fr

Matthieu CASTERAN 

Université de Lorraine
2LPN, UR 7489 - DEVAH, UR 3450
Nancy, France

matthieu.casteran@univ-lorraine.fr

Fabien CLANCHÉ 

Université de Lorraine
CNRS, LORIA,
Nancy, France

fabien.clanche@univ-lorraine.fr

Lucas DETTO 

Université de Limoges
HAVA, EA 6310
Limoges, France

lucas.detto@unilim.fr

Matthieu BURTIN

Mist Studio
Nancy, France

matthieu.burtin@miststudio.fr

Résumé— Contexte : Cette communication traite de la présentation de notre projet autour de la perte de mobilité des personnes âgées financé par la fondation MAIF pour la recherche. Le processus de vieillissement est associé à une augmentation du risque de chute. Ce dernier peut être contenu en sollicitant la mobilité des personnes âgées, un facteur clé pour une vie active et autonome.

Méthodes : Afin de détecter au plus tôt et d'agir sur les signes de perte de mobilité nous avons pour but de développer 3 actions en interconnexion qui vont permettre : d'évaluer avec précision les performances cognitivo-motrices de la personne âgée, de stimuler le développement des habiletés physiques et mentales à l'aide d'exercices motivationnels et d'effectuer un suivi des personnes âgées à leur domicile afin d'agir le plus tôt possible dans le parcours de soins.

Outils : Notre projet propose aux praticiens une solution technologique basée sur la réalité virtuelle et augmentée, permettant de collecter et d'identifier différents indicateurs de mobilité. Cette solution automatise le protocole expérimental et la collecte d'indicateurs, assure la reproductibilité des conditions expérimentales, et immerge le patient dans un environnement réaliste et des situations de la vie courante.

Résultats : La conception centrée utilisateur est au cœur de notre projet. L'ensemble des méthodes et outils utilisés sont choisis en collaboration avec les utilisateurs finaux de nos applications. Dans cette communication, après une description du projet, nous nous attacherons à présenter une phase de conception d'un jeu sérieux destinée à déterminer les avatars et les environnements virtuels (atmosphère du jeu) les plus pertinents pour notre public de patient âgé.

Mots-clés— Réalité virtuelle, réalité augmentée, mobilité des personnes âgées, évaluation fonctionnelle, remobilisation, prévention de la chute, activité physique adaptée, focus groups

I. INTRODUCTION

Aujourd'hui, les personnes âgées de plus de 60 ans représentent 1/4 de la population et pourraient en représenter 1/3 en 2050. Bien que l'espérance de vie en France après 50 ans s'avère la plus élevée de l'UE, le nombre d'années vécues en bonne santé reste inférieur à celui de plusieurs pays [1].

Ce projet est financé par la Fondation MAIF pour la recherche. (<https://www.fondation-maif.fr>).

Cela laisse donc présager d'une augmentation du nombre de personnes âgées dépendantes de 1,2 millions en 2012 à 2,3 millions d'ici 2060 [2]. Le vieillissement est associé à une augmentation du risque de chute [14] du fait de la diminution de la mobilité. La prévention de la chute et de la perte d'autonomie est donc un enjeu majeur de la prochaine décennie.

Pour répondre à ce problème majeur, diverses prises en charge thérapeutiques ont été développées. Ainsi, le risque de chute peut être réduit de l'ordre de 30% avec une intervention multifactorielle [3], ou encore en sollicitant, autant que possible, la mobilité des personnes âgées.

Dans [4], la mobilité fonctionnelle est définie comme la manière dont les individus peuvent se déplacer dans leur environnement pour participer aux activités de la vie quotidienne et se rendre d'un lieu à un autre.

Des études récentes [5] indiquent ainsi qu'au-delà de 75 ans, le "rayon de déplacement" se réduit de plus de moitié.

À partir de ce constat, il nous paraît important de proposer une démarche coordonnée et personnalisée afin d'évaluer la mobilité, de remobiliser les personnes de manières ludiques et enfin de valider les effets par un suivi longitudinal.

II. ÉVALUATION DE LA MOBILITÉ

D'après [6], la mobilité à l'extérieur du domicile constitue un présupposé du "bien vieillir" tant au niveau physique que mental : favoriser les échanges, les activités, les interactions et la cohésion sociale [7]. A notre connaissance, actuellement, les outils d'évaluations sont souvent résumés à des grilles d'évaluation comme la grille AGGIR, ADL, IADL, WHOQOL-BRE, EuroQol-5-Dimension. De manière plus technique, on trouve dans la littérature de nombreux articles traitant de l'analyse de la marche des personnes âgées à l'aide de capteurs [8], d'étude biomécanique utilisant la fusion de données multicapteurs [9], l'utilisation de capteurs IMU pour l'analyse de la marche [10]. La réalité virtuelle (VR) et la réalité augmentée (AR) ont aussi trouvé leur place dans de nombreuses études sur la qualité de vie des personnes âgées mais leur

utilisation reste limitée dans les contextes de soins de santé [13]. Ainsi, il n'existe que très peu d'études intégrant l'évaluation de la mobilité des personnes en vieillissement de manière globale, en incluant, son parcours patient, les praticiens de santé et les aidants, proposant des solutions de remobilisation et de monitoring peu invasif, tout en évaluant l'impact sur la qualité de vie.

Notre hypothèse de travail consiste à agir de manière précoce en permettant une identification précoce des facteurs intrinsèques de la perte de mobilité, en proposant une parcours de remobilisation adaptés nous espérons augmenter la mobilité du patient et ainsi réduire le risque de chute. Elle peut être résumée dans la figure 1.

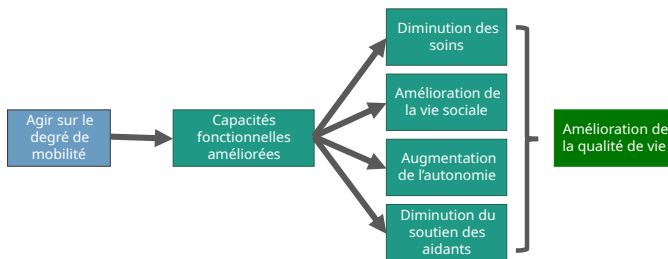


Figure 1. Impact sociétal attendu.

III. MATÉRIELS ET MÉTHODES

A. Objectifs du projet

Le développement d'un outil numérique stimulant, basé sur une approche ludique de l'exercice physique doit permettre aux patients aux capacités de mobilité limitées de maintenir, autant que possible, une quantité adaptée d'activité physique des membres supérieurs et inférieurs. Il nous paraît important de souligner que la réadaptation dans un centre de santé n'est pas accessible à tous, et en ce sens l'outil développé doit venir compléter et/ou prolonger les programmes de soins actuels.

Cependant, des exercices motivationnels réalisés en autonomie par le patient ou la personne âgée requièrent d'être supervisés et d'en mesurer les effets sur l'intensité des activités physiques du quotidien sur une période plus longue afin de détecter des évolutions de mobilité. Par exemple, les capteurs de type Inertial Measurement Unit (IMU) sont de plus en plus utilisés pour caractériser les postures et les mouvements humains [15][16].

Grâce à ces informations collectées, l'identification de nouveaux biomarqueurs de la mobilité devrait permettre d'analyser l'évolution des stratégies comportementales individuelles de manière automatisée. Ces informations de haut-niveau, partagées entre les acteurs de Santé, mais également les patients et accompagnants, permettront de mettre en œuvre des actions efficaces durant le parcours de soins. La solution proposée devra faciliter la mise en œuvre d'actions coordonnées.

Pour ce projet, nous avons prévu de développer 3 actions en interconnexion qui vont permettre (cf. figure 2) :

- d'évaluer avec précision les performances cognitivo-motrices de la personne âgée,
- de stimuler le développement des habiletés physiques et mentales à l'aide d'exercices motivationnels,

- d'effectuer un suivi des personnes âgées à leur domicile afin d'agir le plus tôt possible dans le parcours de soins.

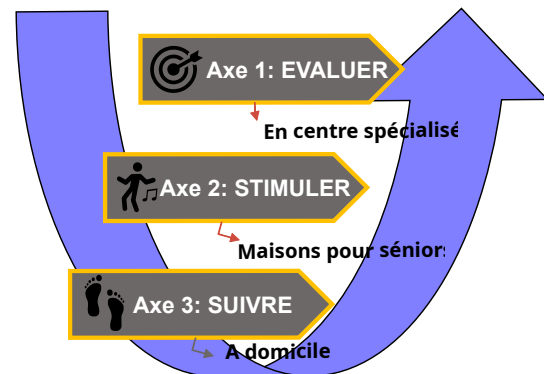


Figure 2. Méthodologie pour ralentir la perte de mobilité.

Dans le but d'améliorer le pouvoir discriminant du diagnostic, nous nous proposons de définir un protocole expérimental inspiré des pratiques cliniques et des protocoles de recherche existants. Cette solution utilise les technologies récentes de la réalité virtuelle et de la réalité augmentée couplée à l'utilisation de capteurs de position de mouvement, d'analyse du regard ainsi des capteurs de signaux physiologiques afin d'évaluer de manière globale l'état du patient lors de ses tests.

Toutes ces données expérimentales acquises dans un environnement réaliste doit permettre d'évaluer les capacités motrices, cognitives, attentionnelles ainsi que l'état émotionnel du patient. L'ensemble de ces informations traitées conjointement doit nous permettre de définir des indicateurs de mobilité dans l'optique d'améliorer le pouvoir discriminant du diagnostic.

B. Outils

La conception centrée utilisateur est au cœur de notre projet. L'ensemble des méthodes et outils utilisés sont choisis en collaboration avec les utilisateurs finaux de nos applications. Pour cela nous nous sommes attachés à inclure dans le projet deux partenaires spécialisés dans le développement de l'autonomie des personnes fragilisées par l'avancée en âge, l'OHS Lorraine¹ (Office d'Hygiène Sociale de Lorraine) et L'ONPA² (Office Nancéien des Personnes Âgées).

Un première étude décrite en détail dans [17] nous a permis de définir les matériels acceptables et utilisables par la population cible en fonction des axes visés. Ces outils ont été introduits lors de plusieurs groupes de discussion (focus groups) : (i) un dispositif portable/capteur destiné à collecter des données sur la marche et l'équilibre ; (ii) un système de réalité virtuelle immersive (IVR) permettant de simuler la navigation à domicile ; (iii) une montre connectée associée à un smartphone. Les participants ont été invités à donner leurs avis sur chacun de ces outils numériques, ainsi que sur leurs avantages et leurs limites *a priori*.

Sur la base de cette analyse SWOT, l'utilité, l'utilisabilité et l'acceptabilité ont été estimées [17]. Les résultats obtenus dans cette étude tendent à montrer que le système de réalité

¹<http://ohs-solutions.fr/>

²<https://onpa.net/>

virtuelle immersive (IVR) pourrait être un outil numérique pertinent pour les personnes âgées, tout comme un capteur léger permettant de suivre l'activité quotidienne. Ces outils sont perçus comme utiles, utilisables et acceptables.

En conséquence nos trois axes ont été déclinés en 3 solutions technologiques distinctes :

- **Axe 1** : évaluation fine du patient en VR/AR. Cette application est basée sur différents tests de mobilité (notamment le TUG) en immersion en réalité virtuelle (ou réalité augmentée) pour stimuler le patient en conditions proches de sa réalité quotidienne. En plus de la captation des mouvements pour caractériser sa mobilité et du suivi du regard, certains signaux physiologiques du patient (AED, ECG par exemple) seront acquis par l'intermédiaire d'un système sans fil non invasif pour venir compléter l'évaluation. Ce test pourra être répété autant de fois que nécessaire, après une période de kinésithérapie par exemple ou lorsque le suivi à domicile alertera sur une baisse trop importante de la mobilité.
- **Axe 2** : remobilisation patient par exergame VR et AR. Cette application de ré-entraînement immersive en réalité virtuelle/augmentée contrôlable par le praticien lui permettra de configurer pour le patient une "ordonnance virtuelle" avec une liste d'exercices à pratiquer depuis l'application. Le praticien recevra à la fin de chaque séance un bilan de ce qui a été réalisé par le patient et pourra le comparer avec les séances précédentes.
- **Axe 3** : Suivi de mobilité patient en autonomie (cf. figure 5). Cette application est interfacée avec une centrale inertielle portée par le patient à son domicile quotidiennement. Elle permet de suivre l'évolution de la mobilité reflétant les stratégies comportementales du patient dans son environnement.

C. Matériels et Logiciels

Selon les différents axes du projet, des matériels spécifiques seront mobilisés : un système d'acquisition avancé pour l'axe 1, un système de remobilisation ludifié basé sur la réalité virtuelle et/ou augmentée pour l'axe 2 et un dispositif plus simple et léger dédié au suivi pour l'axe 3. Pour l'axe 1, les matériels suivants ont été choisis (cf. figure 3) :

- Casque HTC XR Elite, (utilisation VR et AR et eyetracking). Il permet une interaction naturelle avec les mains (sans utiliser les joysticks).
- En complément, les HTC Ultimate trackers ainsi que les Wrist trackers seront utilisés en raison de leur bonne précision [18][19] pour acquérir les positions du tronc et des membres de l'utilisateur lors de ses activités.
- Les signaux physiologiques de la personne seront enregistrés à l'aide d'un système TEA Captiv³ utilisant des capteurs sans fil très peu invasifs.
- L'ensemble de l'application d'évaluation est développée à l'aide de Unity 3D pour la partie jeu sérieux temps réel et Blender pour la partie modélisation. Les différentes API HTC et TEA sont interfacées en C# avec Unity.

³<https://www.teaergo.com/captiv/>

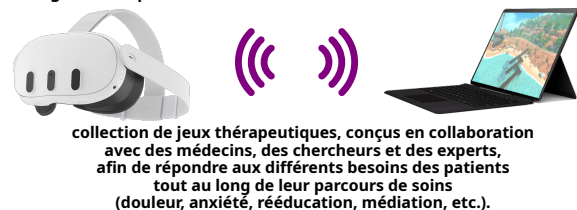


Figure 3. Matériel Axe 1 : HTC XR Elite et capteurs sans fil TEA.

Concernant l'axe 2, notre partenaire Mist Studio⁴ a opté pour le casque de VR/AR Meta Quest 3 (cf. figure 4). Ce casque possède de très bonnes caractéristiques techniques et est facile d'usage. Un premier exercice ludifié est en cours de développement et la partie résultat traitera du choix des avatars et du thème des environnements du jeu sérieux en analysant les opinions et attitudes des personnes âgées *a priori* grâce à une étude réalisée à l'aide de groupes de discussion (focus groups).

Un casque de réalité virtuelle, configurable et déployable en moins de trois minutes, sans fil, avec une autonomie d'une heure, rechargeable en quinze minutes.

Application médicale permettant de configurer et de personnaliser le traitement, de contrôler l'immersion et de collecter des données



collection de jeux thérapeutiques, conçus en collaboration avec des médecins, des chercheurs et des experts, afin de répondre aux différents besoins des patients tout au long de leur parcours de soins (douleur, anxiété, rééducation, médiation, etc.).

Figure 4. Matériel Axe 2 : Meta Quest 3 et ses applications dédiées.

L'axe 3 traite du suivi longitudinal de la mobilité des utilisateurs. Pour cela notre partenaire Cybernano⁵ a choisi le capteur MetaMotionR de la société MBIENTLAB (capteur type IMU : Inertial Measurement Unit - Centrale inertielle). Il répond aux exigences utilisateurs issues de l'étude [17] mais aussi aux exigences techniques telles que, le poids, la capacité de stockage du capteur, l'autonomie de la batterie, le temps de téléchargement des données en Bluetooth sur le smartphone. Les impératifs de sécurité en termes de stockage des données ont été pris en compte dès la conception de l'architecture et le dispositif sera classé "Bien être". Il sera intégré dans un écosystème complet de transfert d'information décrit dans la figure 5.

La dernière partie de cette communication traite de l'étude centrée utilisateur permettant de déterminer les avatars et les environnements les plus pertinents pour notre public de patients âgés dans le cadre de l'axe 2 : jeu sérieux de remobilisation.

⁴<https://www.miststudio.fr/>

⁵<https://cybernano.eu/fr/accueil/>



Figure 5. Axe 3 devices : MetaMotionR IMU and data acquisition architecture.

IV. CHOIX DES AVATARS ET DES ENVIRONNEMENTS

La représentation humaine en réalité virtuelle sous la forme d'un avatar n'est pas une chose simple car elle est sujette aux impacts de plusieurs facteurs comme l'effet "Proteus" [20] ou l'Uncanny Valley [21].

L'effet "Proteus" signifie que l'avatar n'est pas un simple costume mais est une "représentation de soi pleine et entière" qui permet deux processus [22] : la désindividuation qui est l'altération de la conscience de soi et de la capacité à raisonner sur ses actions d'une manière autocritique et la rationalisation qui signifie que l'individu s'auto-influence et rationalise ses attitudes et ses comportements au sein de l'environnement virtuel, dans le sens des indices identitaires véhiculés par l'avatar. L'Uncanny Valley quant à lui est le malaise que l'on peut ressentir face à des avatars ou robots qui apparaissent "trop proches" physiquement de l'humain [23], mais il semblerait que ce phénomène soit moins marqué pour les personnes âgées.

Dans cette phase du projet, nous visons à recueillir les avis des personnes âgées afin d'identifier les avatars et les environnements virtuels qui leur conviennent. Pour ce faire, une étude utilisant des groupes de discussion a été menée afin de mieux comprendre les préférences, les opinions et les attitudes des personnes âgées. Ce retour d'information sera essentiel pour créer une expérience plus engageante et personnalisée pour les utilisateurs, ce qui est crucial pour assurer une participation et une efficacité à long terme dans la réadaptation physique.

Cette approche s'inscrit dans la tendance plus large de la "conception centrée sur l'utilisateur", qui donne la priorité aux besoins, aux capacités et aux préférences de l'utilisateur final, en l'occurrence les personnes âgées, afin de créer un outil plus efficace et plus convivial. L'objectif est de rendre l'exercice plus accessible et plus motivant pour les utilisateurs, afin de les aider à rester engagés dans leur rééducation tout en apportant des bénéfices mesurables à leur mobilité et à leur santé générale. Afin de définir les avatars ainsi que les environnements du jeu, une étude a été menée par le biais de d'interview en "focus group" auprès de la population cible.

V. PARTICIPANTS

35 participants ont été recrutés, ils ont été répartis en 7 "focus groups" de 5 personnes. L'âge moyen est de 73,2 ans avec un écart type de 5,7 ans. La personne la plus jeune avait 68,3 ans et la plus âgée 82,1 ans. L'étude a fait intervenir une

majorité de femmes (29 sur 35 participants soit 82,8%). Les niveaux d'études est réparti comme suit : avant BAC (82,8%); BAC (8,5%); BAC + 2 (8,7%).

A. Protocole

Le protocole d'une session d'interview pour un "focus group" est décrit dans la figure 6.

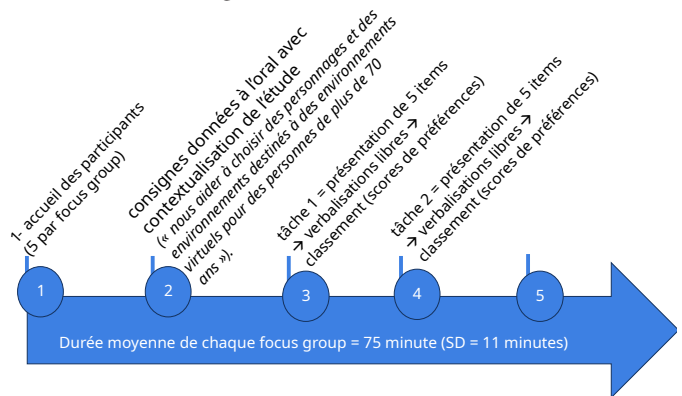


Figure 6. Protocole des "Focus Groups"

VI. MÉTHODE

Afin de déterminer au mieux le type d'avatar et le type d'environnement qui conviendra à notre population cible nous définissons 2 variables indépendantes (VI) qui sont les facteurs que l'on manipule, ici l'avatar (VI1) et le thème de l'environnement (VI2).

Ces variables indépendantes sont représentées par des exemples visuels, dans notre cas en 5 modalités différentes (cf. figures 7 et 8).

Nous définissons ensuite les variables dépendantes (VD) qui seront nos mesures : un score de préférence de 0 à 10 (VD1), et les fréquences et occurrences des adjectifs et noms produits lors de l'interview (VD2).

Le plan d'analyse (PA) global est donné par la relation suivante :

$$PA = S_{35} \times VI1_5 \times VI2_5$$

Nous formulons aussi un certain nombre de variable de contrôle afin de ne pas biaiser l'expérience :

- 1) contre-balancement des items pour chaque tâche (pour éviter un effet d'ordre);
- 2) contre-balancement des deux tâches (pour éviter un effet d'ordre);
- 3) mêmes avatars et mêmes environnements présentés;
- 4) expérience "limitée" avec les environnements numériques (jeux en-ligne, jeux sur smartphone);
- 5) pas de déficience cognitive sévère;
- 6) toujours le même animateur pour tous les focus groups;
- 7) les avatars et environnements sont présentés selon un numéro (pour éviter l'effet de vocabulaire);
- 8) utilisation du même vidéo projecteur (1800 lumens);
- 9) même taille de projection (écran taille 75 pouces);
- 10) même distance entre les participants et l'écran;
- 11) pas de trouble du langage avéré ou connu;

- 12) vision correcte déclarée (correction pour 80% des participants);
- 13) collecte des données durant le mois de juillet 2024.

VII. RÉSULTATS

À l'issue des interviews et du traitement des données recueillies, l'analyse de la variable VD1 (score de préférence, voir figure 7) montre clairement une nette préférence dans la variable VII pour 3 avatars (3, 2 et 4), avec une forte déception pour les avatars 5 et 1. Il existe aussi une nette différence entre les deux catégories (4 vs 5, $p < .001$ cf. 9). Cependant il est à noter qu'il existe des différences inter-individuelles sans doute du à l'effet Proteus.



Figure 7. Résultats : score de préférences pour les avatars

De la même manière on analyse la variable VI2 des environnements (cf. 8). On observe une nette préférence pour les environnements 5, 2 et 1 en terme de score moyen. Les opinions sont plus réservées pour les deux derniers environnements 4 et 3. Comme pour la variable VII on observe une différence significative entre les deux catégories 1 et 4 ($p < .001$). Sur cette variable, on observe aussi moins de différences interindividuelles avec de nombreuses corrélations positives significatives (cf. figure 9).



Figure 8. Résultats : score de préférences pour les environnements

Correlation Matrix										
	Avatar1	Avatar2	Avatar3	Avatar4	Avatar5	Environ1	Environ2	Environ3	Environ4	Environ5
Avatar1	Pearson's r p-value	— —								
Avatar2	Pearson's r p-value	0.203 0.243	— —							
Avatar3	Pearson's r p-value	0.132 0.451	0.260 0.132	— —						
Avatar4	Pearson's r p-value	0.007 0.967	0.408* 0.015	0.105 0.548	— —					
Avatar5	Pearson's r p-value	-0.526** 0.001	0.194 0.263	-0.176 0.312	0.209 0.229	— —				
Environ1	Pearson's r p-value	0.002 0.992	-0.309 0.070	-0.011 0.950	-0.283 0.099	-0.064 0.715	— —			
Environ2	Pearson's r p-value	-0.004 0.983	-0.211 0.224	-0.105 0.547	-0.105 0.550	-0.033 0.849	0.925*** <.001	— —		
Environ3	Pearson's r p-value	-0.082 0.642	0.140 0.423	-0.039 0.822	0.031 0.860	0.025 0.888	0.040 0.818	-0.029 0.867	— —	
Environ4	Pearson's r p-value	-0.070 0.691	-0.153 0.380	0.133 0.447	-0.339* 0.047	-0.051 0.773	0.577*** <.001	0.334* 0.050	0.694*** <.001	— —
Environ5	Pearson's r p-value	-0.052 0.768	-0.241 0.164	-0.035 0.840	-0.213 0.220	-0.038 0.828	0.945*** <.001	0.936*** <.001	0.103 0.555	0.539*** <.001

Figure 9. Matrice de corrélation générale

Les figures 10 et 11 décrivent les résultats de la variable VD2 : fréquences et occurrences des adjectifs et noms produits lors des interviews pour les variables indépendantes Avatar et Environnement.

On peut classer les adjectifs à signification positives (en vert) et à signification négative (en rouge) et neutre.

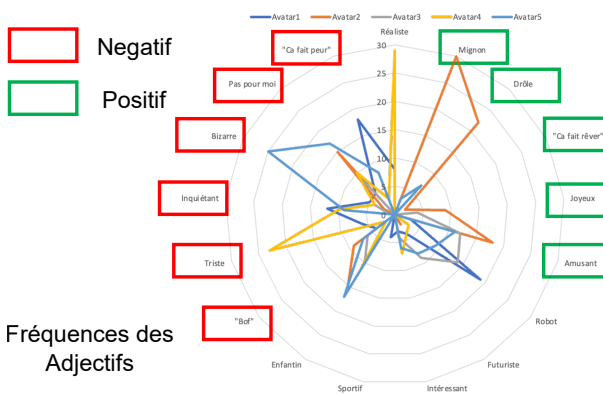


Figure 10. Résultats : fréquences et occurrences des adjectifs pour les avatars

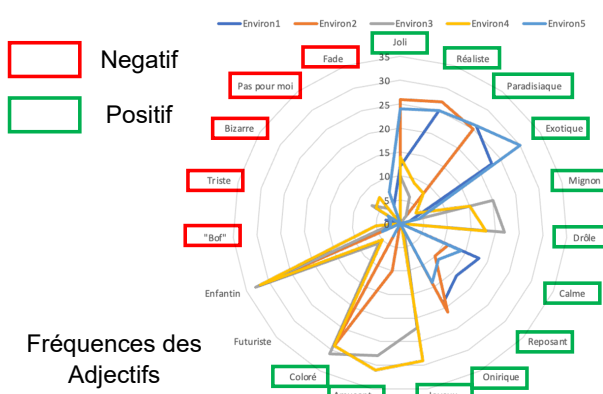


Figure 11. Résultats : fréquences et occurrences des adjectifs pour les environnements

Ces opinions et attitudes *a priori* ont permis de mettre en valeurs de nettes préférences pour certains avatars (cf. figure 7). Grâce à cette étude, il nous est possible de conclure quant aux choix possibles en terme d'avatars et environnements en adéquation avec notre population cible. Les combinaisons préférées sont résumées dans la figure 12.



Figure 12. Résultat final pour les choix possibles avatars et environnements

VIII. DISCUSSION

Bien que les résultats soient significatifs, certaines limites sont apparues. Une première remarque concerne le coté statique des avatars et environnements proposés. Les participants auraient désiré des avatars en action et ont eu des remarques du type : "Ça ne bouge pas", "Qu'est-ce-qu'il peut faire?", "C'est bizarre, tout est figé...".

Le contexte précis d'usage n'ayant pas été présenté, les participants ont posé aussi les questions suivantes : "Mais c'est pour faire quoi?", "C'est pour faire des jeux?".

Comme dans notre précédente étude [17] l'impact des expériences et du vécu personnel est très important et peut venir modifier l'étude : "Avec mon petit-fils, je joue parfois à ce truc", "J'ai déjà vu ça à la télé", "On dirait ma petite-fille".

Il n'y a pas eu d'évaluation objective de la sensibilité aux couleurs et aux contrastes pour nos participants ce qui a eu pour effet d'obtenir certaines remarques comme : "Je vois rien du tout", "Mais c'est quoi au fond, c'est de l'eau ou des montagnes?".

Nous n'avons pas échappé aux effets de groupe non contrôlés (influence majoritaire, minoritaire, leadership, ...) qui viennent parasiter notre étude. Cela se traduit par des phrases comme : "Ben, si les autres pensent ça alors...", "Vous utiliserez ça vous plus tard? Et ben dites-le".

IX. CONCLUSION

Cette communication présente de manière globale, notre projet concernant la prise en compte de la perte de mobilité des personnes âgées. A l'aide de 3 axes d'action : évaluer, remobiliser et suivre, nous tentons de ralentir la perte de mobilité et ainsi augmenter à terme la qualité de vie. Pour cela des outils technologiques basés sur la réalité virtuelle et augmentée, ainsi qu'un suivi longitudinale de la mobilité par capteur porté par la personne seront développés. Les principes généraux de ces 3 axes de développement ont été décrits. La seconde partie de la communication s'est attachée à présenter la méthode de développement utilisée qui met constamment l'utilisateur final au centre du développement en le rendant acteur des choix réalisés. Ainsi grâce à une méthode utilisant des "focus groups" nous avons pu déterminer les avatars et les environnements virtuels (atmosphère du jeu) les plus pertinents pour notre public de patient âgé.

REFERENCES

- [1] "Healthy Life Expectancy in France - Working Papers - Ined Editions", Ined - Institut national d'études démographiques, Accessed: Mar. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.ined.fr/fr/publications/editions/document-travail/esperances-vie-incapacite-france>
- [2] "Aging well - santé publique france", Accessed: Mar. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.santepubliquefrance.fr/la-sante-a-tout-age/la-sante-a-tout-age/bien- vieillir>
- [14] "Activité physique et prévention des chutes chez les personnes âgées - Inserm, La science pour la santé", Inserm, Section: Expertises collectives, Accessed: Mar. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.inserm.fr/expertise-collective/activite-physique-et-prevention-chutes-chez-personnes-agees/>
- [3] M. E. Tinetti, C. F. M. De Leon, J. T. Doucette, and D. I. Baker, "Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders", *Journal of gerontology*, vol. 49, no. 3, pp. M140–M147, 1994.
- [4] M. Forhan and S. V. Gill, "Obesity, functional mobility and quality of life", *Best practice & research Clinical endocrinology & metabolism*, vol. 27, no. 2, pp. 129–137, 2013.
- [5] N. Benlahrech, A. L. Ruyet, C. Livebardon, and M. Dejeammes, "The Mobility of Elderly People: Analysis of Household Travel Surveys", Pages: 54 pages, figures, graphiques, tableaux, bibliographie pages 52 à 54, report, Centre d'études sur les réseaux, les transports, l'urbanisme et les constructions publiques (CERTU), 2001.
- [6] "Study on senior mobility in france - inclusive mobility", Accessed: Mar. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.mobiliteinclusive.com/etude-seniors/>
- [7] F. Huguenin-Richard, A. Dommès, M.-A. Granié, M.-S. Cloutier, and C. Coquelet, *Walking among elderly people: Mobility and safety challenges*, 2014.
- [8] L. Ruiz-Ruiz, A. R. Jimenez, G. Garcia-Villamil, and F. Seco, "Detecting fall risk and frailty in elders with inertial motion sensors: A survey of significant gait parameters", *Sensors*, vol. 21, no. 20, p. 6918, 2021, Publisher: MDPI.
- [9] V. Bijalwan, V. B. Semwal, and T. Mandal, "Fusion of multi-sensor-based biomechanical gait analysis using vision and wearable sensor", *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 13, pp. 14 213–14 220, 2021, Publisher: IEEE.
- [10] I. Mulas et al., "Clinical assessment of gait and functional mobility in italian healthy and cognitively impaired older persons using wearable inertial sensors", *Aging clinical and experimental research*, vol. 33, pp. 1853–1864, 2021, Publisher: Springer.
- [13] R. S. Baragash, H. Aldowah, and S. Ghazal, "Virtual and augmented reality applications to improve older adults' quality of life: A systematic mapping review and future directions", *Digital health*, vol. 8, p. 20 552 076 221 132 099, 2022, Publisher: SAGE Publications Sage UK: London, England.
- [15] D. L. Marques et al., "An experimental study on the validity and reliability of a smartphone application to acquire temporal variables during the single sit-to-stand test with older adults", *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 21, no. 6, p. 2050, Mar. 15, 2021, ISSN: 1424-8220. DOI: [10.3390/s21062050](https://doi.org/10.3390/s21062050)
- [16] J. Zhou et al., "A novel smartphone app-based assessment of standing postural control: Demonstration of reliability and sensitivity to aging and task constraints", in *2020 IEEE International Conference on E-health Networking, Application & Services (HEALTHCOM)*, Mar. 2021, pp. 1–6. DOI: [10.1109/HEALTHCOM49281.2021.9398972](https://doi.org/10.1109/HEALTHCOM49281.2021.9398972)
- [17] J. Dinet et al., "Breaking social isolation for older people living alone with technology", *Behaviour & Information Technology*, vol. 43, no. 9, pp. 1740–1751, 2024. DOI: [10.1080/0144929X.2023.2298706](https://doi.org/10.1080/0144929X.2023.2298706) eprint: <https://doi.org/10.1080/0144929X.2023.2298706>
- [18] S. Merker, S. Pastel, D. Bürger, A. Schwadtke, and K. Witte, "Measurement accuracy of the htc vive tracker 3.0 compared to vicon system for generating valid positional feedback in virtual reality", *Sensors*, vol. 23, no. 17, p. 7371, 2023.
- [19] J. Kulozik and N. Jarrassé, "Evaluating the precision of the htc vive ultimate tracker with robotic and human movements under varied environmental conditions", *arXiv preprint arXiv:2409.01947*, 2024.
- [20] S. Baker et al., "Avatar-mediated communication in social vr: An in-depth exploration of older adult interaction in an emerging communication platform", in *Proceedings of the 2021 CHI conference on human factors in computing systems*, 2021, pp. 1–13.
- [21] J.-H. Tammy Lin and D.-Y. Wu, "Exercising with embodied young avatars: How young vs. older avatars in virtual reality affect perceived exertion and physical activity among male and female elderly individuals", *Frontiers in psychology*, vol. 12, p. 693 545, 2021.
- [22] J. Guegan, S. Buisine, and J. Collange, "Effet proteus et amorceage: Ces avatars qui nous influencent", *Bulletin de psychologie*, vol. 547, no. 1, pp. 3–16, 2017.
- [23] Y.-C. Tu, S.-E. Chien, Y.-Y. Lai, J.-C. Liu, and S.-L. Yeh, "The uncanny valley revisited: Age-related difference and the effect of function type", *Innovation in Aging*, vol. 3, no. Supplement_1, S330–S330, 2019.

Intelligence artificielle explicable pour l'identification d'une configuration optimale de capteurs IMU pour l'évaluation automatisée de la mobilité chez les personnes âgées

Kaoutar El Ghabi 

Université de Lorraine, LCOMS
Metz, France

Frédéric Bousefsaf 

Université de Lorraine, LCOMS
Metz, France

Yann Morère 

Université de Lorraine, LCOMS
Metz, France

Robbin Romijnders 

Université de Kiel, Neurology, UKSH
Campus Kiel, Germany

Clint Hansen 

Université de Kiel, Neurology, UKSH
Campus Kiel, Germany

Walter Maetzler 

Université de Kiel, Neurology, UKSH
Campus Kiel, Germany

Résumé—L'évaluation automatisée de la mobilité constitue un levier majeur de prévention du handicap, en permettant une détection précoce du déclin fonctionnel chez les personnes âgées, notamment en présence de pathologies neurologiques ou musculo-squelettiques. Bien que les unités de mesure inertielle (IMU), combinées à l'apprentissage profond, permettent une évaluation objective de la mobilité, le placement des capteurs est souvent guidé par des conventions plutôt que par une analyse systématique. Cette étude propose un cadre d'Intelligence Artificielle eXplicable (IAX) visant à identifier une configuration optimale et cliniquement applicable de capteurs IMU pour une évaluation de la mobilité entièrement automatisée. Un réseau de neurones récurrent (BiLSTM) a d'abord été entraîné à partir de données issues de 15 capteurs IMU acquises lors du test Timed Up and Go. Des techniques de IAX ont ensuite été appliquées afin de quantifier l'importance des capteurs et de dériver des configurations de capteurs réduites. Les résultats montrent qu'une configuration optimale composée de six capteurs permet d'obtenir une précision plus élevée, une stabilité améliorée et une meilleure capacité de généralisation par rapport à la configuration complète, tout en restant cliniquement faisable. Ces résultats soutiennent le développement d'outils d'évaluation automatisée de la mobilité fiables et cliniquement applicables, favorisant l'identification précoce du déclin fonctionnel et la prévention du handicap chez des populations âgées hétérogènes.

Mots-clés —Évaluation automatisée de la mobilité, personnes âgées, intelligence artificielle explicable, apprentissage profond, IMU, configuration optimale des capteurs.

I. INTRODUCTION

Le vieillissement de la population représente un défi sociétal majeur, les personnes âgées de 60 ans et plus devant représenter près de 22% de la population mondiale d'ici 2050 [1]. Cette transition démographique s'accompagne d'une augmentation des limitations fonctionnelles liées à l'âge, en particulier des limitations de la mobilité [2]. Les limitations de mobilité constituent un déterminant majeur du déclin fonctionnel chez les personnes âgées et sont reconnues comme des prédicteurs importants du handicap fonctionnel, de la perte d'indépendance, de l'augmentation du risque de chute et d'une diminution de la qualité de vie [3], [4]. Ces évolutions entraînent une demande accrue d'évaluations fonctionnelles et de stratégies de prévention adaptées [2].

Dans ce contexte, l'évaluation de la mobilité constitue un élément central de la prise en charge gériatrique et un levier clé de la prévention du handicap, en permettant l'identification précoce des altérations de la mobilité fonctionnelle [5]. Toutefois, les méthodes actuellement utilisées, principalement basées sur l'observation clinique, demeurent subjectives et difficiles à déployer régulièrement en raison de contraintes de temps et de ressources [6], [7]. L'automatisation de tests standardisés tels que le Timed Up and Go (TUG) [8] et l'exploitation d'échelles validées comme la Short Physical Performance Battery (SPPB) offrent une approche objective et reproductible pour quantifier la mobilité fonctionnelle dans des populations âgées hétérogènes [9].

Dans cette perspective, les avancées récentes en apprentissage profond et en capteurs portables ont rendu possible l'automatisation de l'évaluation de la mobilité. Les modèles d'apprentissage profond permettent d'extraire des motifs de mouvement complexes directement à partir de données inertielles brutes [10], tandis que les unités de mesure inertielle (IMU) offrent une solution pratique et robuste pour la capture du mouvement en contexte clinique [11]. Leur combinaison présente un fort potentiel pour une évaluation entièrement automatisée de la mobilité [12].

Un défi majeur réside toutefois dans la définition d'une configuration de capteurs conciliant faisabilité clinique et richesse informationnelle. Si l'augmentation du nombre d'IMU peut améliorer la précision, elle accroît également les coûts et réduit le confort, tandis que des configurations trop réduites peuvent compromettre la fiabilité de l'évaluation [13]. De plus, la variabilité des profils de mobilité chez les personnes âgées, avec ou sans pathologie, implique que la pertinence des capteurs dépend de la population étudiée [14].

Dans ce travail, nous proposons d'identifier une configuration de capteurs IMU à la fois cliniquement applicable et suffisamment informative pour une évaluation automatisée, précise et généralisable de la mobilité, envisagée comme un outil de prévention du handicap chez des personnes âgées hétérogènes. En nous appuyant sur un modèle RNN précédemment développé à partir de données du test TUG acquises avec 15 IMU [12], nous exploitons des méthodes

d'interprétabilité afin d'expliquer les prédictions du modèle et de déterminer les capteurs les plus pertinents ainsi que leur configuration optimale pour l'estimation du niveau de mobilité selon la SPPB.

II. MÉTHODOLOGIE

A. Jeu de données et modèle RNN de référence

L'objectif de cette étude est d'identifier une configuration optimale de capteurs IMU, permettant une évaluation précise et entièrement automatisée de la mobilité chez les personnes âgées. Nous nous appuyons sur un modèle RNN précédemment développé et validé sur des données du test TUG [12].

Le jeu de données a été collecté au Département de Neurologie de l'Université de Kiel [15] et comprend 141 participants : 39 jeunes adultes en bonne santé (YG), 21 personnes âgées en bonne santé (OLD), ainsi que 22 patients atteints de la maladie de Parkinson (PD), 22 patients post-AVC (PS), 18 patients atteints de sclérose en plaques (PMS) et 19 patients présentant un autre diagnostic inconnu (OD). Les participants ont réalisé le test TUG, qui capture des composantes clés de la mobilité fonctionnelle. Les détails concernant l'acquisition et le pré-traitement des données sont fournis dans [12].

Les données de mouvement ont été enregistrées à l'aide de 15 IMU portées sur le corps et placées sur des segments anatomiques majeurs, comme illustré à la Figure 1. Chaque IMU fournit des mesures d'accéléromètre et de gyroscope selon trois axes orthogonaux (X, Y, Z), ce qui conduit à un total de $15 \times 2 \times 3 = 90$ signaux (canaux). Chaque canal correspond à la série temporelle d'un axe de capteur (accéléromètre ou gyroscope) pour une localisation corporelle donnée. Le modèle de référence est constitué d'une couche Bidirectional Long Short-Term Memory (BiLSTM) suivie de couches entièrement connectées et a été entraîné par validation croisée à quatre plis afin de prédire deux niveaux de mobilité dérivés du test SPPB : mobilité "faible/limitée" et mobilité "préservée/élevée". Le modèle a atteint une précision moyenne de 84.4 % et un score F1 moyen de 0.88.

B. Analyse de la contribution des capteurs basée sur l'explicabilité

Afin d'interpréter les prédictions du RNN et de quantifier la pertinence des capteurs, des techniques d'Intelligence Artificielle eXplicable (IAX) ont été appliquées indépendamment aux quatre modèles de validation croisée. L'IAX regroupe des méthodes visant à expliquer et à interpréter les décisions des modèles d'apprentissage automatique [16].

Les SHapley Additive exPlanations (SHAP) [17] ont été utilisées pour générer des cartes d'attribution sur l'ensemble de test, en attribuant une valeur d'importance à chaque canal de capteur et à chaque échantillon pour chaque instance de test. Le tenseur d'attribution résultant possède les mêmes dimensions temporelles et de canaux que la série temporelle d'entrée ($90 \text{ canaux} \times 2001 \text{ échantillons} \times n \text{ instances de test}$). Afin d'obtenir une importance au niveau des canaux pour chaque instance, les valeurs SHAP temporelles ont été sommées sur l'ensemble des pas de temps, produisant une

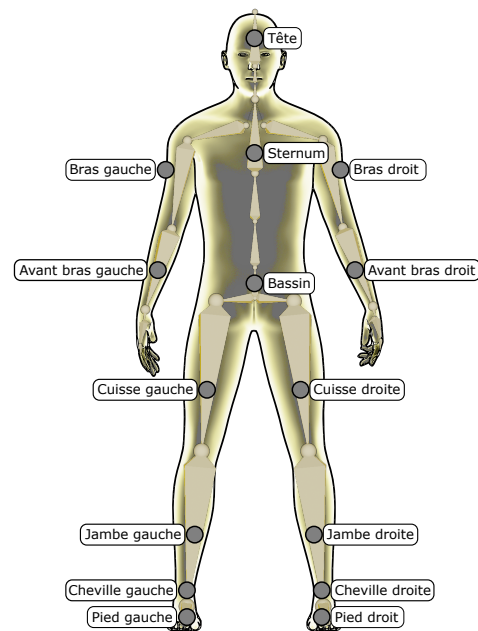


Fig. 1. Représentation schématique des 15 localisations des capteurs IMU sur les segments corporels, utilisées pour l'entraînement du modèle RNN initial.

matrice d'importance canal-par-instance de taille $(90 \times n)$ pour chaque modèle.

Pour caractériser l'importance au niveau des canaux pour chaque modèle ainsi que sa variabilité entre les instances de test, la moyenne et la variance de la matrice canal-par-instance ont été calculées sur les n instances de test. Cela conduit, pour chaque modèle, à une matrice d'importance des canaux de taille (90×2) , où chaque ligne correspond à un canal, et les deux colonnes représentent la moyenne μ_c et la variance σ_c^2 de son importance.

C. Quantification de l'importance des capteurs

Afin d'obtenir une estimation globale et robuste de l'importance des canaux, les quatre matrices d'importance par modèle (90×2) ont été combinées en une unique matrice globale d'importance en agrégeant leurs moyennes et variances.

La moyenne globale d'importance d'un canal $\mu_{G,c}$ a été calculée comme la moyenne des valeurs moyennes par modèle. La variance globale $\sigma_{G,c}^2$ a été estimée en combinant la variabilité de l'importance des canaux entre les instances de test au sein de chaque modèle et la variabilité entre les quatre modèles de validation croisée, conformément au principe de la loi de la variance totale [18].

À partir de ces statistiques globales, un score d'importance est calculé pour chaque canal en combinant sa contribution moyenne, reflétant sa pertinence, et sa stabilité, mesurée par le coefficient de variation (CV). Le CV pénalise les canaux dont l'importance varie fortement, de sorte que le score favorise les canaux à la fois informatifs et stables pour la prédiction du niveau de mobilité. Le score d'importance S_c est défini par :

$$CV_c = \frac{\sigma_{G,c}}{\mu_{G,c}}, \quad S_c = \mu_{G,c} \cdot (1 - CV_{c,norm}) \quad (1)$$

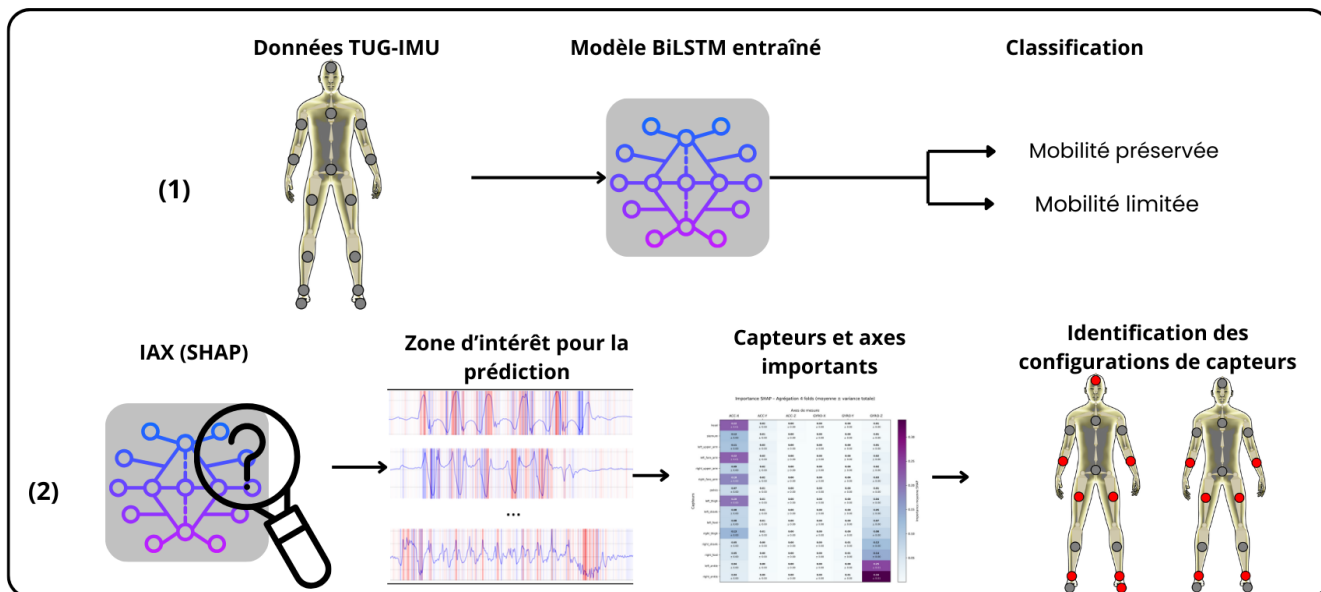


Fig. 2. Vue globale de la méthodologie proposée dans le contexte de l'évaluation de la mobilité basée sur des IMU. La branche (1) illustre l'entraînement du modèle BiLSTM à partir des données TUG acquises via des IMU portées sur le corps pour la classification du niveau de mobilité. La branche (2) présente la chaîne d'analyse guidée par l'explicabilité, basée sur SHAP, utilisée pour identifier les composantes de signal informatives et les configurations de capteurs optimales.

D. Sélection et évaluation des configurations de capteurs

Sur la base du classement des scores d'importance S_c , des configurations de capteurs réduites ont été définies en conservant les canaux dont l'importance dépasse un seuil relatif, exprimé comme une fraction α de l'importance moyenne globale maximale et pondéré par un facteur de stabilité (Éq. (2)). Le facteur 0.5 pénalise la variabilité afin de privilégier des canaux à contribution élevée et stable.

$$S_{\text{threshold}} = \alpha \times \max(\mu_{G,c}) \times 0.5 \quad (2)$$

En faisant varier le paramètre α , quatre configurations correspondant à des niveaux croissants de réduction ont été construites : une configuration faiblement restrictive (C1, $\alpha = 1/2$), une configuration modérément restrictive (C2, $\alpha = 2/3$), une configuration fortement restrictive (C3, $\alpha = 3/4$) et une configuration très restrictive (C4, $\alpha = 4/5$). Cette stratégie permet d'évaluer l'impact progressif de la réduction du nombre de capteurs sur les performances du modèle et d'identifier un compromis optimal entre richesse informationnelle, stabilité et faisabilité clinique.

Pour chaque configuration, le modèle BiLSTM a été ré-entraîné à partir de zéro et évalué à l'aide d'une validation croisée à quatre plis. Les performances ont été mesurées à l'aide de la précision moyenne de classification et comparées à la configuration de référence utilisant l'ensemble des 15 capteurs (C0). En complément, une configuration composée exclusivement des capteurs les moins informatifs (C5) a été évaluée afin de valider la pertinence de la stratégie de sélection proposée. Enfin, les performances ont été analysées au sein de sous-groupes de participants afin d'évaluer la capacité de généralisation à des profils pathologiques divers.

Un aperçu de la méthodologie proposée est présenté à la Figure 2.

III. RÉSULTATS

A. Importance des capteurs et définition des configurations

La contribution de chaque signal IMU à la prédiction du niveau de mobilité a été quantifiée à l'aide du cadre d'explicabilité décrit dans la Section II. L'importance des canaux a été agrégée sur les quatre plis de validation croisée afin d'obtenir des estimations globales résumées par leur moyenne et leur variance.

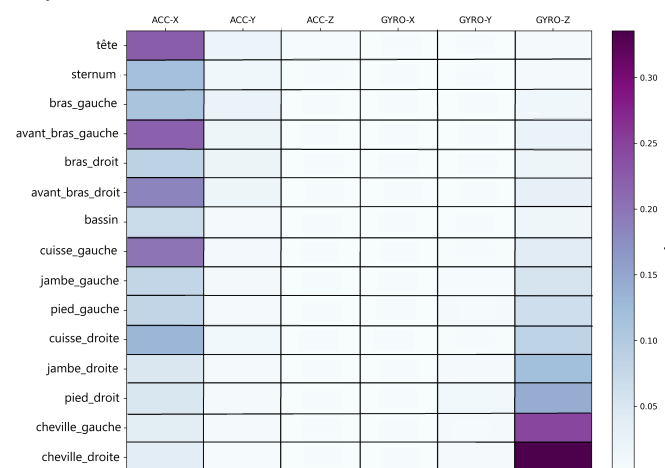


Fig. 3. Carte de chaleur de la contribution moyenne globale μ_G des axes de signaux d'accéléromètre (ACC) et de gyroscope (GYRO) issus des 15 capteurs IMU pour la prédiction du niveau de mobilité, agrégée sur les quatre modèles RNN de validation croisée. Les couleurs plus foncées indiquent des valeurs de contribution moyenne plus élevées. Les lignes correspondent aux localisations des capteurs et les colonnes aux axes des signaux.

La Figure 3 présente la carte de chaleur globale d'importance obtenue pour les axes de l'accéléromètre et du gyroscope sur les 15 localisations de capteurs. Globalement, le modèle RNN s'appuie sur un sous-ensemble limité de modalités de capteurs. En particulier, les signaux d'accéléromètre selon l'axe X et les signaux de gyroscope selon l'axe Z présentent l'importance la plus élevée, tandis que les signaux des autres axes ne contribuent que marginalement à la prédiction.

Des différences nettes apparaissent selon la localisation des capteurs. Parmi les capteurs du haut du corps, la tête et les avant-bras présentent des contributions relativement élevées, tandis que le sternum et les bras contribuent de manière modérée. Le capteur placé au niveau du bassin présente une contribution systématiquement faible, quel que soit l'axe. Pour les capteurs des membres inférieurs, les IMU placées aux chevilles fournissent la contribution la plus élevée, suivies des capteurs placés sur les cuisses. Les capteurs situés sur les jambes (tibia) et les pieds présentent une importance intermédiaire. Bien que des asymétries entre les contributions des côtés gauche et droit soient observées, les paires bilatérales de capteurs ont été systématiquement conservées ensemble afin d'éviter une asymétrie artificielle et d'assurer la robustesse de l'évaluation sur des profils cliniques hétérogènes.

Sur la base des scores d'importance des capteurs, quatre configurations réduites (C1–C4) ont été dérivées à l'aide de seuils de sélection de plus en plus stricts, ainsi qu'une cinquième configuration (C5) composée de capteurs de faible importance à des fins de comparaison. Ces configurations constituent la base de l'évaluation des performances.

B. Évaluation des configurations de capteurs

Les performances des configurations de capteurs évaluées, dérivées de la stratégie de sélection proposée, sont résumées dans la Table I.

TABLE I

PRÉCISION MOYENNE DE CLASSIFICATION OBTENUE PAR VALIDATION CROISÉE À 4 PLIS POUR LES CONFIGURATIONS DE CAPTEURS DÉRIVÉES VIA UNE SÉLECTION BASÉE SUR LA IAX, INCLUANT LA CONFIGURATION INITIALE À 15 CAPTEURS COMME RÉFÉRENCE.

Configuration	Combinaison de capteurs	Nombre de capteurs	Précision moyenne
Configuration initiale C0 [12]	[tête, sternum, avant-bras, bras, bassin, cuisse, tibia, pied, cheville]	15	84.42%
Configuration C1	[tête, avant-bras, cuisse, pied, cheville]	9	88.69%
Configuration C2	[tête, avant-bras, cuisse, cheville]	7	87.26%
Configuration C3	[avant-bras, cuisse, cheville]	6	87.98%
Configuration C4	[avant-bras, cheville]	4	84.42%
Configuration à faible importance C5	[sternum, bras, bassin]	4	78.02%

La configuration de référence utilisant l'ensemble des 15 capteurs (C0) atteint une précision moyenne de 84.42%. La

réduction de l'ensemble de capteurs sur la base d'une sélection guidée par la contribution a conduit à une amélioration des performances. Les configurations C1 à C3 surpassent la configuration de référence, avec des précisions moyennes comprises entre 87.26% et 88.69%. La configuration C1 atteint la meilleure précision (88.69%) avec neuf capteurs. Une réduction supplémentaire conduit à la configuration C3, composée de six capteurs situés sur les avant-bras, les cuisses et les chevilles, qui atteint une précision comparable de 87.98%. À l'inverse, une suppression plus importante des capteurs (C4) entraîne une baisse notable des performances, tandis que la configuration C5, composée de capteurs de faible importance, obtient une précision nettement inférieure (78.02%).

Ces résultats montrent que se concentrer sur les capteurs les plus informatifs permet non seulement de préserver les performances, mais peut également les améliorer, alors qu'une réduction excessive conduit à une perte d'information.

Compte tenu de sa réduction substantielle du nombre de capteurs et de ses performances quasi optimales, la configuration C3 représente le meilleur compromis entre précision prédictive et réduction du nombre de capteurs ; elle est donc considérée comme la configuration optimale. La Figure 4 illustre le placement des capteurs inclus dans la configuration C3.

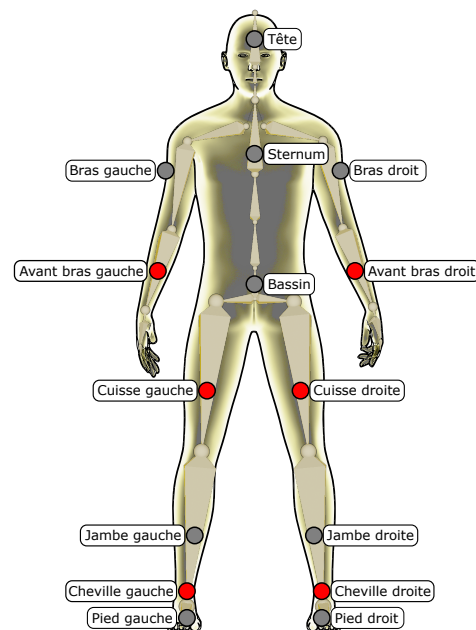


Fig. 4. Placement des capteurs IMU inclus dans la configuration optimale (C3) identifiée par le processus de sélection basé sur la contribution. Les capteurs mis en évidence correspondent aux localisations retenues.

C. Stabilité et performance selon les groupes de patients

La Figure 5(a) compare les distributions de précision à travers les plis de validation croisée pour les configurations C0, C3 et C5. La configuration optimale C3 présente à la fois une précision élevée et une faible variabilité entre les plis, indiquant une forte capacité de généralisation, essentielle pour une évaluation clinique cohérente de la mobilité. À l'inverse, la

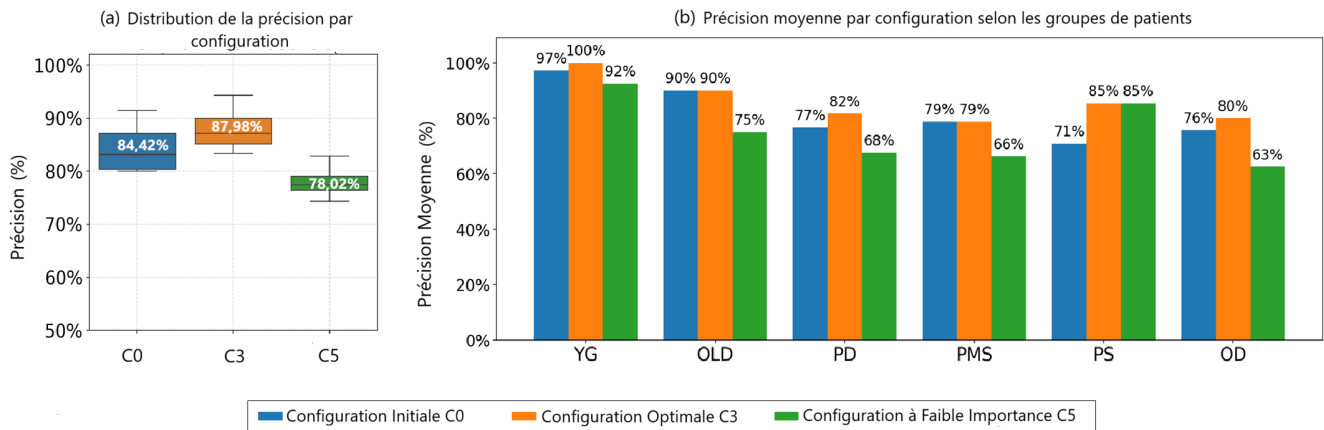


Fig. 5. Comparaison des précisions des configurations de capteurs selon la validation croisée à quatre plis et les groupes de patients. (a) Distribution des précisions sur les quatre plis de validation croisée pour les configurations C0 (configuration initiale à 15 capteurs), C3 (configuration optimale) et C5 (configuration à faible importance). (b) Précision moyenne selon les groupes : jeunes adultes sains (YG), personnes âgées saines (OLD), patients atteints de la maladie de Parkinson (PD), patients atteints de sclérose en plaques (PMS), patients post-AVC (PS) et patients avec autres diagnostics (OD).

configuration de référence C0 montre une variabilité plus importante, suggérant une sensibilité accrue au partitionnement des données, tandis que la configuration C5 sous-performe de manière systématique.

Les performances stratifiées par groupe de patients sont présentées à la Figure 5(b). La configuration C3 obtient des performances élevées et cohérentes dans l'ensemble des groupes, avec une précision particulièrement élevée chez les personnes âgées saines (OLD) (90%) et chez les patients post-AVC (PS) (85%). Pour les patients atteints de la maladie de Parkinson (PD), de sclérose en plaques (PMS) et présentant d'autres diagnostics (OD), la précision varie de 79% à 82%, ce qui démontre une robustesse vis-à-vis de conditions pathologiques diverses. Par rapport à la configuration de référence, C3 apporte des améliorations notables pour les groupes PD, PS et OD, tout en maintenant des performances comparables pour les groupes OLD et PMS. À l'inverse, la configuration à faible importance C5 présente des performances limitées et inconsistantes pour la plupart des groupes de patients.

Globalement, ces résultats montrent que la configuration optimale C3, composée de six IMU, offre un équilibre favorable entre performance prédictive, stabilité et capacité de généralisation sur des populations âgées hétérogènes. De plus, le nombre réduit de capteurs améliore la faisabilité clinique, ce qui soutient une évaluation de la mobilité robuste et entièrement automatisée.

IV. DISCUSSION

Cette étude visait à identifier une configuration de capteurs IMU stable et cliniquement applicable pour une évaluation entièrement automatisée de la mobilité chez les personnes âgées, avec ou sans pathologie. En appliquant des techniques d'IAX à un modèle RNN précédemment développé, l'importance des capteurs a été quantifiée de manière rigoureuse et interprétable, permettant de dériver des

configurations de capteurs réduites fondées à la fois sur la force de contribution et la stabilité.

Les résultats montrent que la sélection de capteurs guidée par la IAX permet d'identifier une configuration optimale C3, composée de six capteurs situés sur les avant-bras, les cuisses et les chevilles, qui surpasse systématiquement le modèle de référence utilisant les 15 capteurs. Cette configuration atteint une précision plus élevée, une meilleure stabilité à travers les plis de validation croisée, ainsi qu'une capacité de généralisation renforcée sur des groupes de patients hétérogènes. Ces résultats soulignent qu'un ensemble réduit de capteurs soigneusement sélectionnés peut être plus informatif qu'une configuration dense, car l'élimination de signaux faiblement contributifs ou redondants permet de réduire le bruit et d'améliorer la robustesse du modèle.

Il est important de noter que la configuration proposée a démontré des performances cohérentes au sein de populations cliniques diverses, incluant des personnes âgées en bonne santé ainsi que des patients atteints de la maladie de Parkinson, des patients post-AVC, des patients atteints de sclérose en plaques et des patients présentant d'autres diagnostics. Malgré le nombre limité de participants par groupe, ces résultats indiquent que la configuration de capteurs sélectionnée se généralise bien à des déficits de mobilité hétérogènes. Des validations supplémentaires sur des cohortes plus larges et plus diversifiées seront toutefois nécessaires afin de confirmer la robustesse et l'applicabilité clinique de ces résultats auprès de différentes populations de patients.

Concernant les canaux les plus pertinents de cette configuration optimale, l'analyse d'explicabilité révèle que la prédiction du niveau de mobilité est principalement pilotée par des composantes spécifiques du signal, en particulier les signaux d'accéléromètre selon l'axe X et les signaux de gyroscope selon l'axe Z. Ces axes capturent des caractéristiques clés du mouvement durant le test TUG : le premier reflète les mouvements verticaux associés aux tran-

sitions assis-debout et à la marche, tandis que le second, en particulier au niveau des chevilles, capture des profils de vitesse angulaire caractéristiques de la dynamique de la marche. Des analyses statistiques complémentaires de ces axes à travers les différentes configurations pourraient fournir une compréhension plus approfondie des raisons pour lesquelles cette combinaison de capteurs est optimale et clarifier les limitations observées dans des configurations moins performantes telles que C5.

D'un point de vue clinique, la configuration de capteurs réduite présente des avantages majeurs, en particulier dans une perspective de prévention du handicap. L'évaluation entièrement automatisée de la mobilité permet une mesure objective et reproductible des capacités fonctionnelles, facilitant l'identification précoce des altérations de la mobilité susceptibles de conduire à des situations de handicap. Le nombre réduit de capteurs améliore le confort, diminue le temps de mise en place et renforce la faisabilité pour une utilisation clinique de routine. En conciliant haut niveau de performance et praticité clinique, la configuration C3 constitue une solution prometteuse pour l'aide à la décision et le suivi longitudinal de la mobilité en gériatrie et en neurologie.

Néanmoins, plusieurs limitations doivent être reconnues. La présente étude se concentre exclusivement sur le test TUG, et la généralisation de la configuration proposée à d'autres évaluations de la mobilité reste à établir. Des travaux futurs devront évaluer cette configuration sur d'autres tests fonctionnels et valider son utilisabilité et son acceptabilité en conditions cliniques réelles.

V. CONCLUSION

Cette étude propose une approche guidée par les données pour identifier une configuration optimale et cliniquement applicable de capteurs IMU dédiée à l'évaluation entièrement automatisée de la mobilité chez les personnes âgées, avec ou sans pathologie, dans une perspective de prévention du handicap. En combinant un modèle RNN entraîné sur des données issues de 15 IMU et des techniques d'Intelligence Artificielle explicable, les contributions des capteurs ont été quantifiées afin de dériver des configurations réduites.

Une configuration optimale composée de six capteurs placés sur les avant-bras, les cuisses et les chevilles a été identifiée. Elle offre une précision accrue, une meilleure stabilité et une capacité de généralisation supérieure à la configuration initiale, tout en réduisant significativement la complexité du système. Sa robustesse sur des populations cliniques variées souligne son potentiel pour un déploiement clinique visant l'identification précoce du déclin fonctionnel et la prévention des situations de handicap.

Les perspectives futures incluent l'analyse approfondie des signaux retenus, la validation sur d'autres tests cliniques de mobilité au-delà du TUG, ainsi qu'une évaluation prospective en conditions réelles afin d'en apprécier l'utilisabilité, l'acceptabilité et l'intégration dans la pratique clinique courante.

REMERCIEMENTS

Ce travail a été soutenu par la [Fondation MAIF pour la recherche](#), dont la contribution financière a rendu cette étude possible. Cette recherche a également bénéficié du financement du programme [DREAM mobility](#), qui a permis un échange scientifique avec le Département de Neurologie de l'Université de Kiel. Cette collaboration a favorisé un partage de données et des échanges scientifiques précieux, contribuant de manière significative à l'avancement de ce travail.

REFERENCES

- [1] "Ageing and health." [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>
- [2] J. Dinet, R. Nouchi, K. Sakaki, L. Dupont, L. Coudrat, and F. Charpillat, "Promoting physical activity for elderly people: Towards a hybrid coaching?" In *ERGO'IA 2021*, Bidart, France, Oct. 2021. [Online]. Available: <https://hal.science/hal-03365471>
- [3] J. M. Guralnik, L. Ferrucci, E. M. Simonsick, M. E. Salive, and R. B. Wallace, "Lower extremity function and subsequent disability: Consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery," *Journal of Gerontology: Medical Sciences*, vol. 50A, no. 4, pp. M221–M231, 1995.
- [4] E. Freiberger et al., "Mobility in older community-dwelling persons: A narrative review," *Frontiers in Physiology*, vol. 11, p. 881, 2020.
- [5] A. Middleton and S. L. Fritz, "Assessment of gait, balance, and mobility in older adults: Considerations for clinicians," *en, Curr. Transl. Geriatr. Exp. Gerontol. Rep.*, vol. 2, no. 4, pp. 205–214, Dec. 2013.
- [6] K.-D. Ng, S. Mehdizadeh, A. Iaboni, A. Mansfield, A. Flint, and B. Taati, "Measuring gait variables using computer vision to assess mobility and fall risk in older adults with dementia," *en, IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, vol. 8, p. 2100609, May 2020.
- [7] B. Friedrich, S. Lau, L. Elgert, J. M. Bauer, and A. Hein, "A deep learning approach for TUG and SPPB score prediction of (pre-) frail older adults on real-life IMU data," *en, Healthcare (Basel)*, vol. 9, no. 2, p. 149, Feb. 2021.
- [8] D. Podsiadlo and S. Richardson, "The Timed "Up & Go": A Test of Basic Functional Mobility for Frail Elderly Persons," *en, Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 39, no. 2, pp. 142–148, Feb. 1991, ISSN: 0002-8614, 1532-5415. DOI: [10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x](https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x) Accessed: Dec. 18, 2025. [Online]. Available: <https://agsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- [9] J. M. Guralnik et al., "A Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association With Self-Reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission," *en, Journal of Gerontology*, vol. 49, no. 2, pp. M85–M94, Mar. 1994, ISSN: 0022-1422. DOI: [10.1093/geronj/49.2.M85](https://doi.org/10.1093/geronj/49.2.M85) Accessed: Sep. 16, 2025. [Online]. Available: <https://academic.oup.com/geronj/article-lookup/doi/10.1093/geronj/49.2.M85>
- [10] N. Y. Hammerla, S. Halloran, and T. Ploetz, "Deep, convolutional, and recurrent models for human activity recognition using wearables," *Proceedings of the 25th International Joint Conference on Artificial Intelligence (IJCAI)*, 2016.
- [11] 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.
- [12] K. El Ghabli, F. Bousefsaf, Y. Morère, C. Hansen, W. Maetzler, and R. Romijnders, "Deep Learning Approaches for Functional-Mobility Assessment in Older Adults: Time Series vs CWT-Based Models from the TUG Test for the Prediction of SPPB Levels. Available at SSRN: <https://ssrn.com/abstract=5910028>, 2025. DOI: [10.2139/ssrn.5910028](https://doi.org/10.2139/ssrn.5910028) Accessed: Dec. 13, 2025. [Online]. Available: <https://www.ssrn.com/abstract=5910028>
- [13] M. Germanotta, I. Mileti, I. Conforti, Z. Del Prete, I. Aprile, and E. Palermo, "Estimation of human center of mass position through the inertial sensors-based methods in postural tasks: An accuracy evaluation," *Sensors*, vol. 21, no. 2, p. 601, 2021. DOI: [10.3390/s21020601](https://doi.org/10.3390/s21020601)
- [14] Y. Celik, S. Stuart, W. L. Woo, and A. Godfrey, "Wearable inertial gait algorithms: Impact of wear location and environment in healthy and parkinson's populations," *Sensors*, vol. 21, no. 19, p. 6476, 2021. DOI: [10.3390/s21196476](https://doi.org/10.3390/s21196476)
- [15] E. Warmerdam et al., "Proposed mobility assessments with simultaneous full-body inertial measurement units and optical motion capture in healthy adults and neurological patients for future validation studies: Study protocol," *en, Sensors (Basel)*, vol. 21, no. 17, p. 5833, Aug. 2021.
- [16] F. Doshi-Velez and B. Kim, "Towards a rigorous science of interpretable machine learning," *arXiv preprint arXiv:1702.08608*, 2017.
- [17] Welcome to the SHAP documentation — SHAP latest documentation, 2018. Accessed: Dec. 12, 2025. [Online]. Available: <https://shap.readthedocs.io/en/latest/>
- [18] Law of total variance, *en, Page Version ID: 1318719065*, Oct. 2025. Accessed: Dec. 13, 2025. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Law_of_total_variance&oldid=1318719065

Session : Accessibilité numérique

Président de session : Gérard Uzan

Accessibilité des activités relatives aux ressources bibliographiques, une étude transversale par questionnaire auprès de personnes avec déficience visuelle

Maxime Lokietek
Association Bibliosphere
Marmagne, France
presidence@bibliosphere.fr

Mickaël Duveau Hoarau
Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie Guinot
Villejuif, France
mduveau-hoarau@guinot.asso.fr

Mariève Houle
Association Bibliosphere
Marmagne, France
communication@bibliosphere.fr

Caroline Pigeon
Lescot, Université Gustave Eiffel
Bron, France
Association Bibliosphere
Marmagne, France
Caroline.Pigeon@Univ-eiffel.fr

Abstract : Les personnes avec déficience visuelle sont sous-représentées dans l'enseignement supérieur, en raison de nombreux obstacles, incluant ceux liés à l'accessibilité numérique et, notamment des outils dédiés aux activités relatives aux ressources bibliographiques. Cette étude vise à dresser un état des lieux des usages et des besoins relatifs à l'accessibilité des ressources numériques utilisés par les personnes avec déficience visuelle dans le cadre des études supérieures. Une enquête par questionnaire auto-administré a été menée auprès de 127 personnes avec déficience visuelle européennes et états-uniennes. Une majorité des répondants déclarait ne pas utiliser d'outils adaptés pour la recherche bibliographique et jugeait les logiciels associés difficilement accessibles. Près de la moitié estimait que les plateformes de gestion de références étaient inaccessibles ou inadaptées à leur trouble visuel. Les difficultés rapportées concernaient l'ensemble des activités relatives aux ressources bibliographiques : la recherche des articles scientifiques sur les pages internet dédiées, leur consultation, incluant l'interprétation des figures ainsi que la gestion des références bibliographiques. Selon les tâches considérées, les difficultés varient significativement en fonction de l'outil de compensation utilisé, mais pas du niveau d'études. Enfin, plus des trois quarts des participants se déclaraient très intéressés par une plateforme répondant aux enjeux d'accessibilité du travail de recherche bibliographique. Le travail de recherche bibliographique demeure peu accessible aux personnes avec déficience visuelle, et les participants ont exprimé un fort intérêt pour le développement d'un outil dédié à son accessibilisation. Ce constat a donné lieu au développement de la plateforme numérique Bibliosphere, qui propose un gestionnaire de références bibliographiques accessible.

Keywords : *Accessibilité numérique ; Recherche bibliographique ; Handicap visuel, Études supérieures*

I. INTRODUCTION

L'accès à l'enseignement supérieur et à la recherche est limité pour les personnes avec déficience visuelle. En effet, leur proportion en études supérieures s'élevait à 0,051 % en 2016, avec une moins grande représentation en Master et Doctorat qu'en Licence [1]. Les personnes avec déficience visuelle rencontrent de nombreux obstacles dans leur parcours en études supérieures, notamment l'inaccessibilité des supports pédagogiques [2], l'absence d'aménagements adaptés pour les examens, la méconnaissance des besoins spécifiques par le corps enseignant et le manque de politiques institutionnelles claires concernant la compensation du handicap et les aménagements [3]. Ces obstacles s'accompagnent souvent d'une isolation sociale et d'un sentiment de frustration ou de découragement, qui contribuent à une moindre persévérance dans les cursus universitaires [4].

Les activités de recherche documentaire, de lecture, de gestion et de citation des articles scientifiques constituent des pratiques transversales essentielles à la réussite en études supérieures [5]. Ces activités occupent également une place centrale pour les professionnels de recherche, et plus largement l'ensemble des citoyens, car accéder à des connaissances issues de la recherche contribue à développer un regard critique et fonder ses actions, pratiques professionnelles ou décisions sur des bases scientifiques étayées [6].

Néanmoins, les étudiants avec déficience visuelle rencontrent des difficultés avec certains formats de ressources documentaires, les obstacles de navigation et les limites techniques des plateformes d'information universitaire, ce qui restreint leur capacité à mener des recherches documentaires en autonomie [7]. D'ailleurs, une précédente étude a évalué

des publications scientifiques selon six critères permettant leur compatibilité avec les lecteurs d'écran : langue par défaut, balises structurales, hiérarchie des titres, textes alternatifs pour les images, ordre de navigation cohérent et entêtes de tableau correctement balisés. Sur un échantillon de plus de 20 000 articles, moins de 3,2 % répondaient à l'ensemble des critères, alors que 74,9 % n'en satisfaisaient aucun [8]. De plus, une faible familiarité des étudiants et du personnel avec les technologies d'assistance renforce les difficultés liées à l'inaccessibilité des ressources électroniques, affectant systématiquement les tâches de lecture, d'extraction d'information et de gestion des références scientifiques [9]. Concernant les principaux logiciels de gestion de référence, tels que Zotero, Mendeley et EndNote, les éditeurs rapportent sur leur site internet être en conformité avec les standards internationaux d'accessibilité (<https://www.zotero.org/accessibility>, <https://www.mendeley.com/accessibility>, <https://www.clarivate.com/accessibility/endnote/>), mais leur accessibilité effective ne semble pas avoir été spécifiquement étudiée.

L'objectif principal de cet article est de présenter les résultats d'une enquête sur les usages et les besoins d'accessibilité des ressources bibliographiques et les outils numériques utilisés pour les activités des personnes avec déficience visuelle en études supérieures.

II. MÉTHODE

A. Type d'étude

Une étude transversale quantitative, fondée sur des questionnaires auto-administrés, a été menée par l'association IESEG Junior Conseil Paris dans le cadre d'une étude de marché exploratoire et descriptive visant à accompagner la création de l'association Bibliosphere. La collecte des données s'est déroulée entre le 19 avril et le 8 août 2024.

B. Population

La population cible était constituée de personnes avec déficience visuelle actuellement étudiantes ou ayant mené des études supérieures, âgées de 18 ans et plus, de tout niveau d'études. Les participants ont été recrutés via les réseaux sociaux, au sein de groupes thématiques spécialisés dans la déficience visuelle. La majorité des groupes sollicités étaient francophones, bien que certains groupes européens et anglo-saxons aient également été contactés.

A. Questionnaire

Un questionnaire développé pour l'étude auto-administré comprenant 14 questions a été diffusé en ligne via l'outil Sphinx (Le Sphinx Développement, Chavanod, France ; version 7) auprès de la population cible. Les questions portaient sur des caractéristiques socio-démographiques et académiques. Des questions fermées, incluant des questions à choix multiples et des échelles d'évaluation, étaient posées à propos de l'accessibilité du parcours d'étude. Le questionnaire a été proposé en langue française aux participants francophones et en langue anglaise aux autres répondants. Son accessibilité numérique, son contenu (formulation des questions non-offensantes pour le public cible, questions adaptées à l'objectif de l'étude et cohérentes vis à vis de la

réalité vécue) ainsi que sa facilité de compréhension ont été testés par un étudiant déficient visuel français utilisateur de lecteur d'écran avec synthèse vocale, et des ajustements et corrections ont été apportés avant qu'il soit validé et soumis en ligne.

B. Variables d'intérêt

Les variables socio-démographiques et académiques recueillies comprenaient le genre, l'âge (par tranches), le niveau d'études (licence, master ou doctorat), le pays d'études, la discipline étudiée, ainsi que les outils de compensation utilisés (lecteur d'écran avec synthèse vocale, lecteur d'écran avec plage braille ou logiciel d'agrandissement). A noter que les répondants pouvaient sélectionner plusieurs outils de compensation. Les autres variables portaient sur l'accessibilité perçue des outils numériques utilisés dans le cadre pédagogique et de la recherche bibliographique, la nature et la fréquence des difficultés rencontrées, la navigation sur les bases de données scientifiques, l'interprétation des graphiques présents dans les articles scientifiques, ainsi que l'intérêt pour une plateforme dédiée à l'accessibilisation de ces activités.

C. Analyse des données

Les variables catégorielles ont été décrites à l'aide d'effectifs et de pourcentages. L'influence de certaines variables sur d'autres a été explorée à l'aide de modèles de régression logistique ordinaire multiple. Dans ce cadre, les prédicteurs considérés étaient le niveau d'études (licence ou master/doctorat), ainsi que l'utilisation d'un lecteur d'écran avec synthèse vocale ou avec plage braille et/ou d'un logiciel d'agrandissement. Les variables dépendantes considérées étaient l'intérêt des répondants vis-à-vis de la création d'un outil d'accessibilisation des activités relatives aux ressources bibliographiques, ainsi que le niveau d'accessibilité perçue des gestionnaires de références bibliographiques, de la lecture des articles scientifiques, des figures présentes dans les articles et des sites web utilisés dans le cadre du travail de recherche bibliographique (moteurs de recherche scientifiques, sites d'éditeurs hébergeant les articles, etc.). Ces variables étaient codées sur des échelles graduées de 0 à 4 ou de 1 à 5, selon les variables. Les odds ratios (OR), intervalles de confiance à 95 % de ces odds ratio (IC 95 %) et les valeurs de p ont été rapportées afin d'évaluer la significativité statistique et l'importance de l'association avec les prédicteurs. Les analyses ont été réalisées à l'aide du logiciel R (version 4.5.2). Une valeur de p inférieure à 0,05 était considérée comme statistiquement significative.

II. RÉSULTATS

A. Population

127 personnes ont répondu au questionnaire, dont 76 (59,8 %) femmes, 46 (36,2 %) hommes, et 5 (3,9 %) autres ou ayant préféré ne pas répondre. 51 (40,2 %) l'ont complété intégralement, 63 (49,6 %) l'ont complété à plus de 74 %, et 64 (50,4 %) l'ont complété à plus de 50 %. 91 répondants (71,7 %) étudiaient en France, 12 répondants (9,4 %) en Belgique, 7 répondants (5,5 %) aux Pays-Bas, 6 répondants (4,7 %) aux États-Unis, 2 répondants (1,6 %) en Allemagne, 2 répondants (1,6 %) en Italie, 2 répondants (1,6 %) en Angleterre, 2 répondants (1,6 %) au Portugal, 1 répondant (0,8

(%) en Espagne, 1 répondant (0,8 %) en Suisse et 1 répondant (0,8 %) en Écosse. 10 répondants (7,9 %) avaient entre 19 et 21 ans, 22 répondants (17,3 %) étaient âgés de 22 à 24 ans, 17 répondants (13,4 %) avaient entre 25 et 27 ans, 7 répondants (5,5 %) étaient âgés de 28 à 30 ans, et 71 répondants (55,9 %) avaient plus de 30 ans. 58 répondants (45,7 %) étaient inscrits en licence, 63 répondants (49,6 %) étaient inscrits en master, et 6 répondants (4,7 %) étaient inscrits en doctorat. 45 répondants (35,4 %) étudiaient dans le domaine des sciences de la santé, 26 répondants (20,5 %) dans le domaine des arts et lettres, 18 répondants (14,2 %) en commerce et gestion, 15 répondants (11,8 %) en communication et médias, 12 répondants (9,4 %) en droit, 6 répondants (4,7 %) en ingénierie, et 5 répondants (3,9 %) dans le domaine des sciences naturelles. Enfin, 64 (50,4%) répondants utilisaient un lecteur d'écran avec synthèse vocale, 41 (32,3%) un lecteur d'écran avec plage braille et 28 (22,0%) un logiciel d'agrandissement.

B. Accessibilité numérique de la recherche bibliographique

85 répondants (67 %) déclaraient ne pas utiliser d'outils adaptés dans le cadre de leur travail de recherche bibliographique. 61 répondants (48 %) estimaient que les logiciels en lien avec la recherche bibliographique étaient difficilement accessibles. 61 répondants (48 %) déclaraient que les plateformes de gestion de références bibliographiques étaient inaccessibles ou inadaptées à leur trouble de la vision. Le modèle de régression logistique a révélé que l'utilisation d'un lecteur d'écran avec synthèse vocale prédisait significativement l'inaccessibilité des gestionnaires de références bibliographiques (OR = 0.3 ; IC 95% [0.10 - 0.92] ; p=0.035). Les prédictors niveau d'études, utilisation d'un lecteur d'écran avec plage braille et l'utilisation d'un logiciel d'agrandissement n'étaient pas significatifs.

99 répondants (78 %) déclaraient souffrir d'un manque d'accessibilité numérique des ressources pédagogiques mises à leur disposition. 81 répondants (64 %) décrivaient l'accès aux articles académiques comme fréquemment ou toujours inaccessible. 70 répondants (55 %) identifiaient l'accès et la lecture des articles académiques comme une difficulté majeure. L'utilisation d'un lecteur d'écran avec plage braille (OR = 0.32 ; IC95% [0.12 - 0.89] ; p=0.029), ou d'un logiciel d'agrandissement (OR 0.21 ; IC95% [0.07 - 0.66] ; p=0.008) prédisaient significativement la rencontre de ces difficultés d'accès aux articles académiques. Les prédictors niveau d'études et utilisation d'un lecteur d'écran avec synthèse vocale n'étaient pas significatifs.

77 répondants (61 %) déclaraient que la navigation sur les pages Internet dédiées constituait une difficulté persistante. Aucun répondant n'indiquait que cette difficulté ne survenait jamais. 89 répondants (70 %) déclaraient rencontrer fréquemment ces difficultés. L'utilisation d'un lecteur d'écran avec plage braille (OR = 0.18 ; IC 95% [0.06 - 0.50] ; p=0.001), d'un lecteur d'écran avec synthèse vocale (OR = 0.27 ; IC95% [0.10 - 0.76] ; p=0.013) ou d'un logiciel d'agrandissement (OR = 0.13 ; IC 95% [0.04 - 0.41] ; p<0.001) prédisait significativement ces difficultés. Le prédictor niveau d'études n'était pas significatif.

54 répondants (42,5 %) déclaraient que la lecture et l'interprétation des figures étaient extrêmement difficiles. Parmi les répondants déclarant l'accès et la lecture des articles académiques comme extrêmement difficiles, 46 % indiquaient rencontrer toujours cette difficulté au cours de leurs études. Parmi ceux déclarant la lecture et l'interprétation des figures comme extrêmement difficiles, 36 % indiquaient rencontrer toujours ce problème. Parmi les répondants déclarant la navigation comme extrêmement difficile, 68 % indiquaient rencontrer toujours cette difficulté. L'utilisation d'un lecteur d'écran avec plage braille (OR = 0.06 ; IC95% [0.01 - 0.24] ; p<0.001), d'un lecteur d'écran avec synthèse vocale (OR = 0.10 ; IC95% [0.03 - 0.40] ; p=0.0013) ou d'un logiciel d'agrandissement (OR = 0.08 ; IC95% [0.02 - 0.35] ; p<0.001) prédisait significativement les difficultés d'accès à la lecture et l'interprétation de figures. Le prédictor niveau d'études n'était pas significatif.

98 répondants (77 %) déclaraient être très ou extrêmement intéressés par une plateforme répondant aux problématiques d'accessibilité du travail de recherche. Parmi eux, 60 répondants (47 %) se déclaraient extrêmement intéressés. 6 répondants (4,7 %) déclaraient ne pas être intéressés par l'utilisation d'une telle plateforme. Ces 6 individus correspondaient à 3 étudiants de licence et 3 étudiants de master ou doctorat, un utilisateur de lecteur d'écran avec plage braille, 2 utilisateurs de lecteurs d'écran avec synthèse vocale et 3 utilisateurs de logiciels d'agrandissement. Les analyses de régression logistique ont montré que, concernant l'intérêt des répondants pour une plateforme d'accessibilisation des activités de recherche bibliographique, aucun des prédictors inclus dans le modèle n'exerçait une influence statistiquement significative.

III. DISCUSSION

4.1. Problématiques d'accessibilité identifiées

Cet article présente les résultats d'une enquête auprès de personnes avec déficience visuelle portant sur les usages et les besoins liés aux ressources bibliographiques et aux outils numériques mobilisés pour les activités associées. Au-delà de difficultés ponctuelles liées à certains outils, les résultats montrent que les obstacles touchent l'ensemble des activités liées aux ressources bibliographiques. L'accès à ces ressources s'inscrit comme un ensemble d'activités successives (identification des publications, accès aux documents, lecture et gestion des références) et des difficultés apparaissent à chacune d'elles. Cela suggère moins une accumulation de problèmes indépendants qu'une inadéquation plus globale entre l'écosystème informationnel académique et les modalités d'accès à l'information pour ce public.

Les travaux antérieurs montrent que l'usage de technologies d'assistance, notamment les lecteurs d'écran, est associé à la qualité de structuration sémantique des contenus numériques et sont particulièrement affectés par les contenus web insuffisamment balisés ou structurés [10, 11]. Cette dépendance structurelle met en évidence les difficultés spécifiques rencontrées avec les articles scientifiques puisque ces derniers sont majoritairement diffusés sous des formats,

notamment PDF, initialement conçus pour une restitution visuelle de la mise en page plutôt que pour une lecture assistée. La présence d'éléments visuels (colonnes multiples, éléments graphiques, en-têtes et pieds de page), combinée à une structuration interne présentant des lacunes, limite la navigation par éléments et la lecture séquentielle, rendant ces documents difficilement exploitables avec les différentes technologies d'assistance pour les personnes avec déficience visuelle.

Cette interprétation est cohérente avec des analyses récentes montrant que la grande majorité des articles scientifiques disponibles en ligne ne répondent pas aux critères d'accessibilité numérique, ce qui contribue aux difficultés rencontrées dans l'enseignement supérieur lors des activités reposant sur la lecture de ressources académiques [8]. Dans ces conditions, l'accessibilité dépend fortement de la possibilité de transformer le document en texte exploitable. Le recours à des logiciels d'OCR (*Optical Character Recognition* ou Reconnaissance Optique de Caractères) peut alors constituer une stratégie de contournement lorsque la structure du document ne permet pas une lecture directe [11], ce qui peut expliquer certaines différences observées selon les outils utilisés. Les obstacles rencontrés par les utilisateurs de plages braille ou de logiciels d'agrandissement peuvent ainsi être interprétés non comme des difficultés propres à ces technologies, mais comme l'effet de formats documentaires principalement pensés pour une lecture de fichiers textuels linéaires plutôt que pour une consultation non visuelle ou séquentielle [12].

Au-delà des spécificités techniques des outils de compensation, les différences observées selon les technologies et usages révèlent des profils de répondants distincts. Les utilisateurs de lecteurs d'écran avec synthèse vocale regroupent à la fois des personnes aveugles et malvoyantes, tandis que les plages braille concernent majoritairement des personnes aveugles, souvent formées à la maîtrise du braille dès le jeune âge [13]. Par ailleurs, une étude a montré que la maîtrise du braille chez les personnes ayant poursuivi des études supérieures est associée à un choix de formation guidé par les intérêts personnels, un recours systématique aux services d'aménagement et un niveau d'études et d'employabilité supérieurs [14]. Ainsi, l'usage d'outils spécifiques et des stratégies d'adaptation ne se limite pas à compenser une déficience sensorielle : il constitue un facteur structurant la réussite académique et professionnelle. L'accès effectif aux ressources bibliographiques est donc à la fois un enjeu technologique et un déterminant clé des inégalités dans l'enseignement supérieur.

Ces observations suggèrent que l'usage d'un lecteur d'écran avec plage braille peut s'accompagner de trajectoires académiques et professionnelles spécifiques, susceptibles d'influencer les pratiques et les besoins en matière de recherche bibliographique. Il est néanmoins surprenant que le niveau d'études n'apparaisse pas comme un prédicteur des difficultés d'accessibilité, compte tenu de l'accroissement des tâches liées à la recherche bibliographique avec l'avancée dans le cursus universitaire. On peut toutefois imaginer que ces résultats soient aussi en partie liés aux différences dans les programmes suivant les pays. Peut-être que les répondant non

français poursuivaient un parcours académique dans lequel la recherche bibliographique est amenée plus tôt dans le curriculum qu'en France. Plus généralement, on peut imaginer que les personnes ayant souhaité répondre à ce questionnaire clairement orienté vers l'accessibilité de la recherche bibliographique étaient des personnes connaissant ce domaine et donc y ayant été confrontés.

Ce travail met en évidence plusieurs pistes d'amélioration pour l'ensemble des activités liées aux ressources bibliographiques. La sensibilisation des développeurs d'outils de gestion des références bibliographiques apparaît nécessaire, et le développement d'outils spécifiquement adaptés constitue une alternative indispensable afin de permettre aux personnes avec déficience visuelle de mener leurs travaux de recherche dans des conditions équitables. Concernant les documents eux-mêmes, la publication dans des formats modifiables (DOCX, RTF, etc.), tel que recommandé dans les guides de bonnes pratiques en accessibilité [15], permettrait aux personnes avec déficience visuelle d'adapter les documents à leurs besoins spécifiques.

Plus largement, une sensibilisation accrue des éditeurs scientifiques aux enjeux d'accessibilité numérique, ainsi que la mise en place systématique de textes alternatifs pour les contenus visuels (figures, graphiques), pourraient constituer une solution efficace, dans une logique comparable à l'audiodescription des contenus audiovisuels qui a été légiférée [16]. Pour faciliter cette mise en œuvre à grande échelle, il apparaît nécessaire de poursuivre les recherches sur la génération automatique de textes alternatifs, notamment à partir de grands modèles de langage [17].

Enfin, ces difficultés ne concernent pas uniquement les étudiants avec déficience visuelle, mais l'ensemble des acteurs de l'enseignement supérieur et de la recherche. La déficience visuelle induit une contrainte temporelle dans les activités académiques, incluant l'accès à l'information numérique, la recherche et l'appropriation d'outils de compensation, voire leur conception ou adaptation lorsqu'aucune solution appropriée n'est disponible [18]. Améliorer l'accessibilité à la recherche dépasse la seule inclusion : elle enrichit le système scientifique en favorisant la participation de chercheurs aux parcours et expériences sensorielles variés, reconnue comme un levier d'innovation, de créativité et d'inclusivité [19].

4.2. Solution de compensation

Ainsi, l'association à but non lucratif Bibliosphere a été créée pour répondre au besoin d'accessibilisation du parcours académique des étudiants, doctorants et chercheurs avec déficience visuelle francophones à travers le développement de divers outils et ressources. L'association a lancé le développement de la plateforme numérique du même nom (Figure 1), proposant un gestionnaire de références bibliographiques conçu selon les principes d'accessibilité [15].

Le développement de cet outil s'inscrit dans une démarche participative, dans la mesure où le besoin a été identifié par un étudiant non-voyant (ML, premier auteur), à l'origine de la création de l'association, du déploiement de l'enquête décrite dans le présent article, et de la conception fonctionnelle de la plateforme. La réalisation technique de celle-ci a été confiée à

un professionnel du développement informatique, non-voyant lui aussi. Enfin, l'implication de 21 bêta-testeurs étudiants, chercheurs et enseignants-chercheurs avec déficience visuelle de sévérité variable, utilisant divers outils de compensation et issus de diverses disciplines a permis un perfectionnement itératif de la plateforme. Cette implication directe des personnes concernées dans le développement de la technologie contribue à renforcer son accessibilité [20].

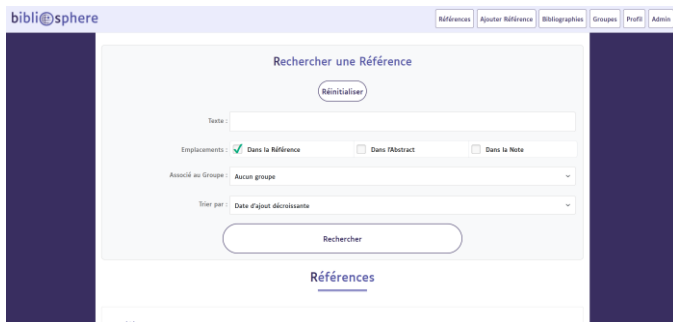


Figure 1. Capture écran de la page d'accueil de Bibliosphere.

Plusieurs caractéristiques techniques assurent son accessibilité effective. Premièrement, Bibliosphere est utilisable sur tout appareil disposant d'une connexion à Internet (ordinateurs, tablettes, smartphones, etc.), permettant de s'adapter aux besoins de chacun. Deuxièmement, l'architecture logicielle permet la compatibilité de chaque fonctionnalité avec l'ensemble des outils de compensation utilisés par les personnes déficientes visuelles. Par exemple, les boutons de menus locaux sont préférés aux menus de type « *combo box* », et les tableaux sont utilisés pour présenter des variables à plusieurs valeurs. Troisièmement, l'architecture de l'interface utilisateur est conçue pour être facile à comprendre et rapide à utiliser. Ainsi, les boutons, les liens et les tableaux sont disposés de manière à réduire le nombre d'actions nécessaires à l'utilisateur pour naviguer et réaliser ses tâches. L'architecture de l'application est également conçue pour s'adapter aux raccourcis clavier des lecteurs d'écran avec synthèse vocale et plage braille, via l'utilisation de balises de type « en-tête », de tableaux, de liens ou encore de boutons cliquables. Par ailleurs, l'interface utilisateur a été volontairement épurée, afin de permettre aux personnes disposant d'un reste visuel fonctionnel, ainsi qu'aux personnes avec dyslexie, de mieux appréhender l'interface. Des fonctions de personnalisation ont également été implémentées, permettant aux utilisateurs de choisir le contraste de l'interface utilisateur (couleur, noir et blanc, contraste inversé, etc.), la taille de la police, ou encore l'activation d'effets sonores (Figure 2). Enfin, la police Luciole a été utilisée, en raison de ses propriétés de lisibilité reconnues pour les utilisateurs avec déficience visuelle [21] et dont l'efficacité pour la dyslexie est en cours de validation. Le processus d'adhésion à l'association et de création de compte utilisateur est par ailleurs entièrement réalisable de manière autonome par une personne avec déficience visuelle.

À ce jour, treize universités francophones adhèrent à l'association et mettent à disposition cet outils, tout en assurant la formation des étudiants et des personnels concernés. L'adoption progressive de la plateforme par plusieurs établissements d'enseignement supérieur constitue

un premier indicateur de la pertinence des besoins identifiés et de la façon dont l'outil développé répond à ces besoins. De nouvelles études devront néanmoins être menées auprès des utilisateurs, mobilisant des méthodologies complémentaires (enquêtes, entretiens, protocoles de *thinking aloud*) afin de mesurer l'efficacité de cette plateforme et d'orienter les développements futurs, tels que la création d'un module d'accessibilisation des articles scientifiques au format PDF.

Cette étude présente plusieurs points forts notables. Elle s'appuie d'abord sur une enquête empirique portant sur les besoins d'un public encore peu documenté dans la littérature, et dépasse une approche strictement descriptive en donnant lieu à une réponse technologique concrète. L'articulation étroite entre la production de connaissances et le développement de la plateforme Bibliosphere illustre le potentiel des démarches de recherche participative, dans lesquelles les personnes concernées sont impliquées à toutes les étapes, depuis l'identification des besoins jusqu'à la co-conception et au test de l'outil. Cette approche permet une prise en compte fine de l'hétérogénéité des profils de déficience visuelle, des pratiques académiques et des outils de compensation mobilisés, évitant ainsi une vision homogénéisante du handicap. En outre, l'étude contribue à combler un angle mort de la littérature en s'intéressant à l'accessibilité des activités relatives aux ressources

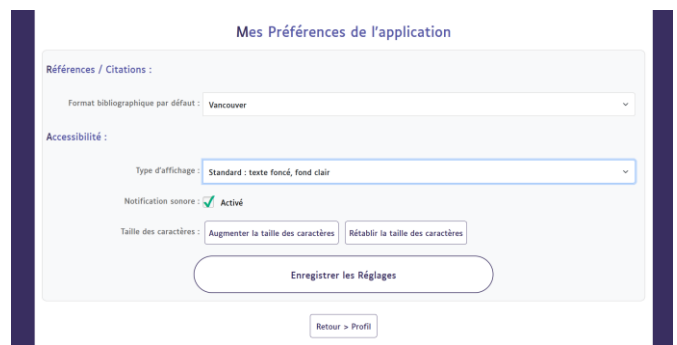


Figure 2. Capture d'écran de la page de personnalisation bibliographique, pourtant centrale dans les trajectoires universitaires.

4.3. Limites

Cette étude comporte quelques limites. Tout d'abord, le questionnaire était disponible en français et en anglais uniquement. Ensuite, l'absence d'information permettant de distinguer les étudiants actuellement en formation de ceux ayant déjà achevé leurs études ne permet pas de prendre en compte une éventuelle évolution des outils et des pratiques en fonction de la période d'études.

De plus, aucune donnée n'a été collectée concernant le degré de déficience visuelle, alors que les besoins et difficultés peuvent différer entre les personnes ayant un reste visuel et celles présentant une cécité totale. L'échantillon étudié n'est pas pleinement représentatif de la population des étudiants avec déficience visuelle dans l'enseignement supérieur, ceux-ci étant majoritairement inscrits en licence en France [1], tandis que notre échantillon surreprésentait les étudiants de master et de doctorat, ce qui peut s'expliquer par le fait que

ces niveaux d'études correspondent à des situations où les difficultés et les besoins en lien avec l'objectif de l'étude sont plus marqués. En outre, du fait du faible nombre de répondants par pays hors France, une analyse de sous-groupe n'a pas pu être envisagée même si elle aurait pu apporter des données intéressantes concernant les différences entre pays et cultures universitaires. Les questions étant fermées, il a été impossible d'explorer plus en profondeur les mécanismes sous-tendant les résultats obtenus. Enfin, la validité de nos modèles de régression logistiques ordinaires aurait pu être testée via un test d'hypothèse des cotes proportionnelles afin de garantir leur interprétabilité, ce qui n'a pas été réalisé du fait de la relativement petite taille d'échantillon.

IV. CONCLUSION

Il existe des limites à l'accessibilité du processus de recherche bibliographique pour les étudiants déficients visuels, et ce à chacune des activités composant ce processus. La plateforme Bibliosphere apparaît comme une alternative intéressante permettant de lever ces défauts d'accessibilité, dans la mesure où les personnes interrogées y témoignent d'un vif intérêt.

V. REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient l'association IESEG Junior Conseil Paris pour la collecte des données, ainsi que tous les répondants pour leur participation. Nous remercions également la Fondation d'entreprise Banque populaire, la région Auvergne-Rhône Alpes, ACM Prévention & Santé, et l'Union Nationale des Aveugles et Déficients Visuels (UNADEV) pour leur soutien financier dans le développement de la plateforme Bibliosphere. Trois co-auteurs sont membres du conseil d'administration de l'association Bibliosphere (ML, MH et CP). Ils exercent cette fonction à titre bénévole et ne déclarent aucun conflit d'intérêts.

RÉFÉRENCES

1. B. Gendron, *Étude sur l'orientation scolaire et professionnelle des jeunes déficients visuels : Rapport d'enquête*. Fédération des Aveugles de France, 2016.
2. A. Emore, "Addressing visual impairment in higher education: Integrating instructional design and digital resources," *The ALT Text*, 2024.
3. Y. A. Alsamiri, "Challenges faced by visually impaired individuals from the perspective of faculty members: A phenomenological study," *Frontiers in Psychology*, vol. 16, 2025.
4. D. Sachs and N. Schreuer, "Inclusion of students with disabilities in higher education: Performance and participation in students' experiences," *Disability Studies Quarterly*, vol. 31, no. 2, 2011.
5. Groupe de travail responsable de la Promotion du développement des compétences informationnelles (GT-PDCI), *Contribution des compétences informationnelles dans le parcours universitaire et professionnel*. Université du Québec, 2018.
6. K. A. Dibner and C. E. Snow, Eds., *Science literacy: Concepts, contexts, and consequences*. 2016.
7. M. R. Ahmed and M. A. Naveed, "Information accessibility for visually impaired students," *Pakistan Journal of Information Management and Libraries*, vol. 22, 2020.

8. A. Kumar and L. Wang, "Uncovering the new accessibility crisis in scholarly PDFs: Publishing model and platform changes contribute to declining scholarly document accessibility in the last decade," in *Proc. 26th Int. ACM SIGACCESS Conf. Computers and Accessibility*, 2024, pp. 1–16.
9. F. G. Kiambati, "Web accessibility and use of assistive technology in accessing e-resources by learners with visual impairments," *East African Journal of Information Science*, 2018.
10. I. V. Ramakrishnan, V. Ashok, and S. M. Billah, "Non-visual web browsing: Beyond web accessibility," in *Proc. Int. Conf. Universal Access in Human-Computer Interaction*, 2017, pp. 322–334.
11. M. C. McDonnall, A. Steverson, R. Sessler Trinkowsky, and K. Sergi, "Assistive technology use in the workplace by people with blindness and low vision: Perceived skill level, satisfaction, and challenges," *Assistive Technology*, vol. 36, no. 6, 2024.
12. L. L. Wang, I. Cachola, J. Bragg, E. Y. Y. Cheng, C. Haupt, M. Latzke, et al., "Improving the accessibility of scientific documents: Current state, user needs, and a system solution to enhance scientific PDF accessibility for blind and low vision users," *arXiv preprint*, arXiv:2105.00076, 2021.
13. C. Pigeon, N. Baltenneck, and A. R. Galiano, *Étude Homère. Étude nationale sur la déficience visuelle*, Ph.D. dissertation, Université Lyon 2, 2023.
14. C. Pigeon, A. R. Galiano, M. Evennou, G. Uzan, and N. Baltenneck, "Usage d'internet des personnes atteintes d'une déficience visuelle et ses déterminants. Exploitation des données de l'étude Homère," in *Proc. Handicap 2024*, 2024.
15. Association Valentin Haüy, *Accessibilité des documents texte*, 2026.
16. O. Moured, J. Zhang, M. S. Sarfraz, and R. Stiefelwagen, "Altchart: Enhancing VLM-based chart summarization through multi-pretex tasks," in *Proc. Int. Conf. Document Analysis and Recognition*. Springer Nature Switzerland, 2024, pp. 349–366.
17. *Loi n° 86-1067 du 30 septembre 1986 relative à la liberté de communication*, modifiée notamment par la loi n° 2005-102 du 11 février 2005 pour l'égalité des droits et des chances et par la loi n° 2009-258 du 5 mars 2009, *Journal officiel de la République française*, 1 Oct. 1986.
18. M. Ink, "Le handicap (visuel): Une simple histoire de temps," *Revue interdisciplinaire sur le handicap visuel*, no. 1, 2024.
19. R. B. Freeman and W. Huang, "Collaboration: Strength in diversity," *Nature*, vol. 513, no. 7518, 2014.
20. S. Hamideh Kerdar, L. Bächler, and B. M. Kirchhoff, "The accessibility of digital technologies for people with visual impairment and blindness: A scoping review," *Discover Computing*, vol. 27, no. 1, 2024.
21. A. R. Galiano, V. Augereau-Depoix, N. Baltenneck, L. Latour, and H. Drissi, "Luciole, a new font for people with low vision," *Acta Psychologica*, vol. 236, 2023.

Expérimentation Géorigamétrie

Accessibilité de la géométrie pour les personnes aveugles au travers du pliage

Jaime López Krahe

THIM-CHArt (UR-4004), Université Paris 8

Mathieu Gaborit

Grhapes (UR-7287), INSEI

Service des documents adaptés aux personnes déficientes visuelles, INSEI

RESUME

L'accessibilité de la géométrie pour les personnes aveugles, hors l'aspect formel, peut poser quelques difficultés, en particulier au niveau de l'accessibilité aux figures. Nous avons proposé une approche pratique à partir du pliage du papier [1,2]. L'axiomatique euclidienne et l'axiomatique de l'origami peuvent être mises en parallèle. Dans le premier cas, avec la règle et le compas, nous pouvons résoudre des problèmes quadratiques dans le plan. L'axiomatique de l'origami nous permet d'aborder, en plus, des questions sans solution avec les méthodes de géométrie classique, qui impliquent des équations cubiques, comme la trisection d'un angle. À la suite de l'avis positif du comité d'éthique [3], nous avons commencé une expérimentation avec des élèves et d'autres personnes aveugles, qui nous a permis d'établir la faisabilité et les possibilités offertes par cette méthode qui permet une approche ludique et rigoureuse de l'accès à l'axiomatique. Ce sujet semble éveiller un intérêt important récent [4], et nous l'avons constaté aussi chez les sujets de notre expérimentation. Nous pensons que cette proposition pédagogique peut permettre un accès à une forme différente de raisonnement géométrique par rapport aux méthodes traditionnelles ; une motivation accentuée par la manipulation de d'objets physiques vs. d'outils intermédiaires ; un développement de la motricité fine ; un développement facilité de structures spécifiques de plasticité cérébrale.

L'article est rédigé d'une manière linéaire accessible aux personnes aveugles. Nous avons exclu toutes les images, nous limitant à une expression formelle accessible aux personnes aveugles. Le protocole expérimental inclut une introduction et 5 items. Les premières expériences nous ont conduits à développer quelques stratégies pour faciliter l'accessibilité tactile aux pliages.

L'article ainsi qu'un tutoriel vidéo, en libre accès, peuvent être consultés ici :

<https://www.insei.fr/ressources/recherche> de manière à faciliter l'accès pédagogique à ces démonstrations pour les enseignants et les personnes aveugles qui le souhaitent. Notons que la méthode est très bien adaptée au contexte d'éducation inclusive. Une version balisée pour les synthèses vocales par des professionnels de l'accessibilité des documents numériques est disponible en ligne.

Mots clés : Accessibilité de la Géométrie. Pédagogie pour aveugles. Axiomatique et pliage du papier. Créativité tactile. Origami

1. INTRODUCTION

La réalisation de figures par pliage du papier (objets, animaux, plantes...) est un art assez répandu et d'origine très ancienne, probablement depuis l'origine du papier en Chine au deuxième siècle (Vicente Palacios, 2008 [5], Patsy Wang-Iverson et al. 2016 [6]). Deux traditions anciennes semblent être bien ancrées, avec des bases de pliage assez spécifiques, l'« origami » japonais et la « papiroflexie » espagnole (Miguel de Unamuno, 1902 [7]), mais il s'est répandu amplement et est devenu assez universel. En France il est largement représenté par le MFPP [8].

Depuis quelque temps, des expériences pédagogiques de réalisation de figures par pliage sont proposées dans les milieux d'enseignement pour des élèves aveugles, comme un outil de développement intellectuel et ludique [9], repris en France par M. Lucas en 2005 dans le cadre du projet Aveuglami [10].

Récemment, des approches plus mathématiques par R. J. Lang, 2011 [11] et T. Gotani, 2019 [12] ont apporté un formalisme conduisant au développement d'une « géométrie » du pliage, incluant parfois une visée pédagogique (voir par exemple B. Garrido en 2015 [13] et S. Pope en 2010 [14]). C'est sur la base de ces développements que nous proposons cette communication.

2. RAPPEL AXIOMATIQUE

En géométrie classique, ce sont les principes de l'axiomatique euclidienne (notée AE) [15], bien connue, qui permettent un développement cohérent de la science. Nous considérons connues les notions de point, droite, plan, angle, polygone, congruence, etc. En acceptant et en s'appuyant sur ces postulats, il est possible de démontrer des théorèmes (par exemple Pythagore) et de construire une science exacte. Nous sommes habitués à y accéder à partir de figures qui facilitent la compréhension des éléments correspondants, mais celles-ci ne sont pas strictement nécessaires.

Nous rappelons ici les cinq postulats de base :

Axiome 1 (AE1) : un segment de droite peut être tracé en joignant deux points quelconques distincts.

Axiome 2 (AE2) : un segment de droite peut être prolongé indéfiniment en une ligne droite.

Axiome 3 (AE3) : étant donné un segment de droite quelconque, un cercle peut être tracé en prenant ce segment comme rayon et l'une de ses extrémités comme centre du cercle.

Axiome 4 (AE4) : tous les angles droits sont congruents.

Axiome 5 (AE5) : si deux lignes sont sécantes avec une troisième de telle façon que la somme des angles intérieurs d'un côté est strictement inférieure à deux angles droits, alors ces deux lignes sont forcément sécantes de ce côté. (Ou postulat des parallèles, dans la version de Proclus : « *par un point donné, on peut mener une et une seule parallèle à une droite donnée* »).

En particulier la remise en question de ce dernier postulat donne lieu aux géométries non euclidiennes à partir du XIX^{ème} siècle.

Depuis la fin du XX^{ème} siècle, nous assistons à un développement théorique des techniques du pliage avec une approche mathématique. Ces travaux sont assez divers : géométriques [16], algébriques [17], topologiques, géométrie de l'espace [18, 19], etc. Nous aborderons ici les domaines plus proches de la géométrie qui nous semblent les plus innovants pour l'accessibilité aux personnes aveugles, notamment celui de l'origami.

Rappelons les axiomes de l'origami (notés AO) de Huzita-Justin ou Huzita-Hatori [20, 21, 7] :

Axiome 1 (AO1) : Un unique pli passe par deux points p_1 et p_2 spécifiés.

Axiome 2 (AO2) : Un unique pli amène un point p_1 sur un point p_2 .

Axiome 3 (AO3) : Un pli superpose deux droites l_1 et l_2 .^a

Axiome 4 (AO4) : Un unique pli passe par un point p_1 et est orthogonal à une droite l_2 .

Axiome 5 (AO5) : Soient une droite l_1 et deux points p_1 et p_2 . Lorsque c'est possible, un pli passe par p_2 et amène p_1 sur l_1 .

Axiome 6 (AO6) : Soient deux droites l_1 et l_2 et deux points p_1 et p_2 ; un pli amène p_1 sur l_1 et p_2 sur l_2 .

Il existe un septième axiome (AO7), énoncé par Jacques Justin en 1989 : « Étant donné un point p et deux lignes l_1 et l_2 , il existe un pli unique qui fait coïncider le point p avec l_1 et est perpendiculaire à l_2 » [22].

Il est possible de trouver un parallélisme des cinq premiers axiomes avec l'axiomatique euclidienne, voire des facilités de construction, (par exemple (AO3) nous permet de construire des bissectrices sans avoir à accéder au sommet d'un angle), mais les constructions dérivées de l'axiome 6 (AO6) ne sont pas possibles avec règle et compas (sauf cas particuliers). Ce postulat va nous permettre la résolution d'équations de troisième degré, démontré par J. Justin en 1989 [22] ou résoudre des problèmes comme la trisection d'un angle [23].

3 PROTOCOLE EXPERIMENTALE

Nous abordons ici quelques exemples à visée pédagogique qui seront mis en pratique lors de notre expérimentation.

Les expérimentations effectuées nous ont permis de constater l'accessibilité à partir des descriptions formelles. Cependant, d'un point de vue pratique, il peut y avoir des stratégies qui facilitent l'accessibilité tactile à des points ou intersections pour aider dans les opérations de pliages, comme nous le verrons par la suite.

Le protocole expérimental a consisté en une introduction et 4 items conçus pour des élèves à partir de la classe de quatrième, bien que les trois premiers aient été aussi expérimentés avec des élèves de 6e et 5e. La démonstration du théorème de Pythagore, en principe est accessible à partir de la 4e.

Un cinquième item est prévu pour l'expérimentation pour des élèves scientifiques de 1^{ère} et terminal, il s'agit de la trisection d'un angle [24], décrit dans [1,2], malheureusement nous n'avons pas pu encore trouver des élèves pour effectuer les expériences. L'axiome AO6, peut poser des difficultés spécifiques pour des personnes aveugles.

La présente expérimentation s'intéresse aux modalités d'enseignement des mathématiques auprès des élèves déficients visuels en inclusion. Les recherches sollicitant la participation des élèves déficients visuels ont montré la difficulté de réunir des cohortes importantes [25]. D'une part, la cohorte réunie pour la présente expérimentation reflète la faible population d'élèves déficients visuels scolarisée dans des établissements dit ordinaires dans le secondaire ($n=2\ 107$) à la rentrée 2025 [26]. D'autre part, l'inégale répartition géographique sur le territoire national des établissements où sont inclus ces élèves [27], et répondant aux critères de participation, a représenté une contrainte importante pour constituer la cohorte.

Afin de permettre d'inscrire les expérimentations dans un cadre de scolarisation inclusive, des

^a Ce pli n'est pas forcément unique, en particulier si l'intersection des deux droites est dans le papier. En effet, deux

segment d'une même droite peuvent définir deux plis différentes (deux bissectrices).

professionnels travaillant avec les élèves participants ont été invités à assister aux expérimentations. Parmi eux, se trouvaient des enseignants de mathématiques, des enseignants spécialisés auprès des élèves déficients visuels, coordonnateurs d'unités localisés pour l'inclusion scolaire (Ulis), des accompagnants d'élèves en situation de handicap (AESH). Si certains de ces professionnels se sont prêtés au jeu des expérimentations (vs. observation), ceux-ci ne sont pas comptabilisés dans les données présentées.

Introduction

Une première phase d'introduction présente la notion des postulats euclidiens pour continuer avec les axiomes de l'origami. Nous partons d'une feuille carrée (nous avons utilisé des feuilles de 9cm de côté).

Nous disposons de quatre points, les quatre sommets du carré, nommés A, B, C, D, dans le sens des aiguilles d'une montre et demandons aux participants de plier le long de la diagonale.

Ce premier pli nous permet de vérifier 3 axiomes (AO1, AO2, AO3).

Appliquons le premier axiome (AO1) : « Un unique pli passe par deux points p_1 et p_2 spécifiés ».

Considérons deux sommets opposés A et C (ou B et D). Le pli qui passe par AC (ou respectivement BD), correspond à une diagonale du carré.

Nous pouvons aussi appliquer (AO2) : « Un unique pli amène un point p_1 sur un point p_2 », en amenant deux sommets opposés, le point A sur C (ou B sur D) et obtenir le même résultat.

Il est aussi possible d'appliquer (AO3) : « Un pli superpose deux droites l_1 et l_2 ». En utilisant deux cotés adjacents nous pouvons arriver au même résultat en amenant le côté AB sur le côté AD, le pli ainsi créé correspond à la diagonale AC.

Item 1 : faire un triangle équilatéral de côté égal au côté du carré

Nous avons utilisé des feuilles carrées de 15 cm de côté et de grammage 80 et suivi le protocole suivant :

- Tracer une médiatrice du carré (AO2 ou AO3), on obtient un pli qui définit p_1 (milieu du côté [AB]) et p_2 (milieu du côté [CD]).
- Faire le pli qui passe par C et amène le sommet B vers la ligne p_1, p_2 (AO5). On obtient le point E dans le segment $[p_1p_2]$. $CE = BC$
- Faire le pli qui passe par D et amène A vers la ligne p_1, p_2 , il coïncide naturellement avec le point E. $DE = AD$.
- Le triangle CDE est équilatéral avec côté égal au côté du carré.

Stratégie de pliage : pour faciliter le pliage (AO5) nous proposons de conserver le pli de la médiatrice, ceci facilite l'accessibilité de p_1, p_2 pour effectuer les deux plis qui constituent les côtés [CE] et [DE] du triangle équilatéral.

Item 2 : construire un triangle équilatéral maximal inscrit dans un carré.

Dans le problème antérieur, le pli qui amène B sur le point E, coupe AB en p_3 . L'angle BCp_3 est de 15° $[(90-60)/2]$.

- Tracer le pli de l'autre médiatrice du carré et tracer le pli symétrique qui passe par C et amène D dans cette nouvelle médiatrice (AO5). Ce pli coupe AD en p_4 . L'angle p_4Cp_3 est de 60° ; $Cp_4=Cp_3$; et le triangle p_4Cp_3 est équilatéral, inscrit dans le carré (vous pouvez effectuer le pli p_3, p_4 pour mieux le percevoir). Ce triangle est maximal.

Stratégie de pliage : La stratégie de pliage proposé en Item 1 peut être appliquée ici.

Item 3 : démonstration de la somme des angles d'un triangle

Nous partons maintenant d'une feuille triangulaire dont les sommets sont ABC et les angles respectivement α, β et γ . Un rectangle de 21x8,7 cm a été coupé en deux par la diagonale pour obtenir deux triangles rectangles.

- Avec l'axiome 4 (AO4) : « Un unique pli passe par un point p_1 et est orthogonal à une droite l_2 ». Tracer le pli correspondant à la hauteur du triangle issue de l'angle droit A (elle est donc perpendiculaire au côté BC. Pour ceci faire un pli qui passe par A et fait coïncider la droite BC avec elle-même. On obtient A' dans le côté BC. Les triangles AA'C et AA'B sont rectangles en A'.
- Avec (AO2) construire le pli qui nous amène A sur A'. Ce pli définit M_1 , milieu de [AC], et M_2 milieu de [AB]. Les triangles CA'M₁ et BA'M₂ sont isocèles. Dans le point A' coïncident les angles α, β et γ , supplémentaires, dont la somme est de 180° .

Notons qu'en pliant par les hauteurs des deux triangles isocèles, on obtient un rectangle dont l'aire est la moitié du triangle initial ; si nous acceptons que l'aire d'un rectangle soit largeur x longueur, alors nous pouvons démontrer que l'aire d'un triangle (S) est la moitié du produit de la base (B) par la hauteur (H) correspondante : $\frac{1}{2}S = \frac{1}{2}B \times \frac{1}{2}H$;

$$S = \frac{1}{2} B \times H.$$

Item 4 : démonstration du Théorème de Pythagore.

Prenons une feuille carrée de sommets ABCD

- a) Effectuer un pli par la diagonale BD. Nous pouvons appliquer **AO1** (un pli qui passe par BD), ou bien **AO2** (amener A sur C), ou **AO3** en superposant AB sur BC ou AD sur DC. Nous obtenons le triangle C/A, B, D.
- b) Replier le triangle obtenu en deux. **AO2** (amener B sur D) ou **AO3** superposer le segment B, C/A sur D, C/A. On obtient le triangle D/B, M, C/A, M étant le centre du carré.
- c) Dans le triangle obtenu, plier sur la hauteur issue de M : application de **AO4**.
- d) Tracer un pli parallèle au côté D/B, C/A. Pour ceci, ramener le sommet M sur un point quelconque de la hauteur issue de M. Accentuer bien ce pli.
- e) Déplier le papier pour observer le pli d'un carré centré à l'intérieur du papier. Faire quatre plis de prolongation des côtés de ce carré pour obtenir deux intersections dans chaque côté du carré. Nous pouvons nommer dans l'ordre T1 et T2 sur AB, T3 et T4, sur BC, T5 et T6 sur CD et T7 et T8 sur DA.
- f) Plier en reliant deux intersections alternées de cotés adjacents (**AO1**) : T1-T3 ; T3-T5 ; T5-T7 ; T7-T1, de manière à obtenir 4 triangles rectangles égaux dont les angles droits correspondent aux quatre sommets, soient, A, B, C et D de la feuille carrée. Ces triangles ont trois côtés de longueur « a », « b » et une hypoténuse « h ». En maintenant pliés ces 4 triangles, nous obtenons un carré de côté h. Observons que le côté de la feuille $k=a+b$.
- g) La surface S de la feuille peut se décomposer :
 - Dans un carré de côté h plus 4 triangles rectangles de côtés a, b et h. Donc nous avons $S = h^2 + 4 ab/2 = h^2 + 2ab$
 - Dans deux carrés de côté a et b plus deux rectangles $a \times b$. Donc $S = a^2 + b^2 + 2ab$;
(aussi, si $k=a+b$; $S=k^2 = (a+b)^2 = a^2 + b^2 + 2ab$)
 - Donc $h^2 + 2ab = a^2 + b^2 + 2ab$ et donc $h^2 = a^2 + b^2$; C.Q.F.D.

Stratégie de pliage : la présente stratégie permet de faciliter les pliages du point des intersections alternées T1-T3, etc. : S'il y a des difficultés pour percevoir les intersections et effectuer les pliages des triangles, il est possible de procéder ainsi : refaire un

pli en montagne^b d'un des côtés du carré intérieur des prolongations, exemple : T8-T3. Refaire un autre pli en montagne d'un autre côté adjacent du même carré, exemple T2-T5. Nous obtenons un rectangle de côtés a,b ; en pliant la diagonale, nous obtenons le premier triangle rectangle évoqué dans le point f). Il est possible de répéter la procédure pour les trois autres triangles.

Item 5 : trisection d'un angle.

Il s'agit d'un des problèmes classiques de la Grèce Antique (comme la quadrature du cercle ou la duplication du cube). Après des tentatives inutiles pendant plus de deux mille ans et des millions d'heures de lutte pour trouver une solution à ces problèmes, le théorème de Pierre-Laurent Wantzel [24] démontre en 1837 que ceci est impossible (sauf cas particulier) avec règle et compas.

L'axiome 6 (AO6) : « Soient deux droites l_1 et l_2 ; et deux points p_1 et p_2 ; un pli amène p_1 sur l_1 et p_2 sur l_2 » apporte des éléments de construction qui n'existent pas dans la géométrie euclidienne et permet de résoudre quelques problèmes dont Wantzel avait démontré l'impossibilité. Nous abordons ici le cas classique de la trisection d'un angle.

Cette construction pour des angles aigus est due à Hisashi Abe (1980) [28]. Une solution par pliage pour les angles obtus a été aussi proposée par Jacques Justin en 1984 [23].

Nous partons, comme dans les cas précédents d'une feuille carrée (ABCD). Dans ce cas nous utilisons une feuille 21x21 de 120gr. Le nombre de pliages cumulés étant faible, la détection tactile des intersections est possible. L'utilisation d'un poinçon peut également faciliter les pliages qui utilisent des intersections à l'intérieur de la feuille.

Cet item est plus complexe que les items antérieurs. Il nous semble important de l'expérimenter avec des élèves de filières scientifiques, avec une motivation suffisante pour le mener à bien. Par ailleurs, le temps nécessaire pour réaliser cet item est très supérieur aux items précédents. La compréhension de la démonstration aussi. Pour surmonter les difficultés pratiques, il est possible d'effectuer un pré-pliage pour lever les difficultés liées à la manipulation et permettre aux élèves de se concentrer sur les aspects géométriques [29].

Par ailleurs, cet item peut, dans le cadre d'une scolarisation inclusive, permettre l'apport d'une nouvelle approche scientifique stimulante.

Le processus est le suivant :

- a) Tracer un pli quelconque qui passe par un des sommets du carré (D). Ce pli, avec le côté CD

^b Se dit du pli saillant, par opposition au pli en vallée, en creux, sur le revers de la feuille.

- définit l'angle α à diviser en trois parts égales. Ce pli coupe AB en E .
- b) Tracer un pli parallèle à CD (de préférence égal ou au-dessus de la médiatrice pour faciliter les pliages). Nous obtenons deux intersections, le point F appartient au côté AD et le point G au côté BC .
 - c) Amener le coté CD sur la ligne FG , (AO3). Le point H appartient à AD et le point I à BC . Par construction on obtient : $FH=HD=GI=IC$.
 - d) Amener le sommet D sur la ligne HI (AO6) et le point F sur la ligne DE . On obtient D' et F' sur la ligne DE . La droite $F'D'$ coupe AD en J . Le pli ainsi obtenu (JL) est une bissectrice de l'angle DJD' . JL coupe HI en K et DC en L . Le point H devient H' sur la ligne JD' .
 - e) Plier par DK et par DD' (AO1). Nous avons divisé l'angle α en trois parties $F'DH'$, $H'DD'$ et $D'DC$. Il reste à démontrer que ces angles sont égaux.

Démonstration : Le triangle $DD'K$ est isocèle. Par symétrie, $DK=KD'$. Les angles $KD'D$ et KDD' sont égaux (β). Les angles $KD'D$ et $D'DC$ sont égaux car alternes-internes. Donc $H'DD'=D'DC=(\beta)$. Par ailleurs $FH=HD = F'H'=H'D'$ et $F'DD'$ est isocèle avec pour hauteur $=DH'$. Donc $F'DH'=H'DD'=(\beta)$. C.Q.F.D. (Il est également possible d'utiliser le parallélisme de $FF' \parallel HH' \parallel DD'$ et le triangle isocèle KHH').

4 RÉSULTATS

L'expérimentation a eu lieu en deux phases :

- Une première phase avec des personnes adultes aveugles de diverses professions et origines (Région parisienne (n=5), Madrid (n=3), Région Castille et Léon (n=2)).
Principalement, ceci nous a permis de tester les contraintes et limites des dimensions de papier et grammage elon les opérations de pliage. Les conclusions ont été appliquées dans la phase expérimentale présentée ci-dessous.
- La phase expérimentale avec des élèves en inclusion est en cours a démarré en janvier 2026. Sont présentés ici les premiers résultats (ils seront réactualisés à fur et à mesure de leur achèvement).

date	lieu	initiales	âge	niveau
27/01/26	Clermont de l'Oise	FA	15	3e
27/01/26	Clermont de l'Oise	TL	11	6e
02/02/26	Chelles	MB	14	3e
12/02/26	Nancy	ChP	14	4e
12/02/26	Nancy	MM	16	non scol

12/02/26	Nancy	MI	12	5e
12/02/26	Nancy	AB	15	2nde G
17/03/26	Metz	AC	17	2nde G
17/03/26	Metz	MK	16	Term. G
17/03/26	Metz	EB	16	2nde G
17/03/26	Metz	MC	16	2nde G
17/03/26	Metz	AC	17	1er G
17/03/26	Metz	DJ	55	Enseig.

Voici les temps en minutes (une ligne par sujet), avec les moyennes dans la dernière ligne :

intro	Item 1	Item 2	Item 3	Item 4
9x9cm	15x15cm	15x15cm	tr rect 21cm	15x15cm
10	5	8	8	17
10	5	8	8	-
8	5	7	8	15
10	7	10	10	20
10	7	10	10	20
10	7	10	10	-
10	7	10	10	20
8	7	8	10	18
8	7	8	10	18
8	7	8	10	18
8	7	8	10	18
8	7	8	10	18
8	7	8	10	18
8,92	6,54	8,54	9,54	18,1

Les temps dans les expérimentations groupées (c'est-à-dire avec plusieurs élèves en même temps) sont en général un peu plus longs (ils correspondent aux temps des derniers exécutants). Le temps moyen total a été de 51,7 minutes sur l'ensemble du protocole expérimental. Il est probable que dans une classe le temps total du protocole expérimental soit supérieur à une heure.

Nous avons pu effectuer une expérimentation de l'item 5 (DJ). Durée 24 minutes.

5 CONCLUSION

Le pliage du papier ainsi que l'axiomatique récente qui y est associée semblent être une bonne approche de la géométrie pour des personnes aveugles. L'accès par manipulation tactile du papier semble compatible avec le handicap visuel. Nous avons constaté une petite difficulté initiale dans les

applications des axiomes qui impliquent des intersections (projections) de points avec des droites (à l'intérieur du papier) ou droites sur les droites non pliées (AO5, AO6), mais nous avons remarqué des progrès rapides avec la pratique pendant le temps des expérimentations.

Globalement, les résultats ont été positifs. La notion d'axiome semble acquise, et les élèves ont participé de manière active et avec curiosité.

La méthode propose une approche ludique dans un contexte de pédagogie inclusive. Elle peut permettre une communication entre les élèves avec et sans déficience visuelle.

Les enseignants qui ont assisté aux expérimentations (une dizaine) ont évalué très positivement le procédé en remarquant l'aspect, pédagogique, ludique et formellement exact de la méthode. Une majorité nous ont informés de leur intention de l'intégrer dans leur enseignement inclusif.

6 REMERCIEMENTS

Nos remerciements vont aux élèves et leurs parents ainsi qu'aux professionnels qui ont accepté de participer à ces expérimentations. Nous remercions également les personnels des établissements où celles-ci ont pu être menées (chefs d'établissements, coordonnateurs d'Ulis, enseignants, accompagnants).

7 RÉFÉRENCES

- [1] Jaime López Krahe THIM-CHART (UR-4004), Université Paris 8 « Géorigamétrie » Actes Handicap 2020 ; Paris, 4, 6 nov 2020 ; pp 151-156 https://ifraith.fr/handicap2020/wp-content/uploads/sites/10/2020/11/proceedings_handicap2020
- [2] Lopez Krahe J., "GeOrigametry" An Approach to the Accessibility of Geometry for Blind People, AMSE, IIETA, Modelling, Measurement and Control C Vol. 81, No. 1-4, December, 2020, pp. 67-71.
- [3] Avis du comité d'éthique du lab Chart (EA 4004) n° #2005_3.
- [4] Prakash S, J Sujathamalani and K Gunasekaran Study on teaching strategies for geometry concepts for students with visual impairment: A review. ~ 83 ~ International Journal of Research in Special Education 2025; 5(1), pp. 83-90.
- [5] Vicente Palacios, «Historia de la pajarita». Ed. Salvatella. Barcelona 2008, p. 150.
- [6] P Wang-Iverson, Robert J. Lang, Mark Yim, «Origami 5 ; Fifth International Meeting of Origami Science, Mathematics, and Education» CRC Press, 2010, p. 643.
- [7] Miguel de Unamuno, «Apuntes para un tratado de cocotología» in Amor y Pedagogía. Imp. Henrich y Cia, Editores, Barcelona, 1902, Réédition : Ed Austral, Madrid, 1969, 267 pp.
- [8] Mouvement Français des Plieurs de Papier. Association 1901. 56 rue Coriolis, Paris 75012.
- [9] S.Kase, «My Origami Teaching Method for the Physically Disabled (Including the Blind) and the Teacher's Attitude», Proceedings of COET91, Birmingham, 1991, pp. 242-247.
- [10] M. Lucas, « Enseignement de l'origami - le projet Aveuglami », Le Valentin Haüy, n° 79, 3^e trimestre 2005, pp. 38-39.
- [11] Robert J. Lang, «Origami desing secrets. Mathematical Methode for un Ancien Art», CRC Press, 2011, p. 758.
- [12] Tetsuya Gotani, « Origamix. Theory & Challenges », L'atelier du Grésivaudan, 2019, p. 192.
- [13] María Belén Garrido, « Orisangakus, Desafíos matemáticos con papiroflexia », Real Soc. Matemática Española et SM. Madrid 2015, p. 144.
- [14] Sue Pope and Tung Ken Lam « Origami and Learning Mathematics », 2 17 In « Origami 5 », p. 205.
- [15] Euclide d'Alexandrie, « Les Eléments » Vol 1, Livres I-IV, PUF, Paris 1990, p. 531.
- [16] Rober Geretschläger, « Geometric Origami » ; Arbelos Publishing, Shipley, UK 2008, p. 198.
- [17] Thomas Hull, « Projet Origami, activities for exploring mathematics». CRC Press, NY, 2013.
- [18] Lewis Simon, Bennett Arnstein, Rona Gurkewitz, « Modular Origami Polyhedra », Revised and Enlarged Edition Paperback, 1999.
- [19] Mind-Blowing, «Modular Origami: The Art of Polyhedral Paper Folding: Use Origami Math to fold Complex, Innovative Geometric», Origami Models Paperback, 2016.
- [20] Humiaki Huzita. « Axiomatic development of origami geometry ». In Proceedings of the First International Meeting of Origami Science and Technology, 1989, pp. 143-158.
- [21] Jesús de la Peña Hernandez, «Matemáticas y papiroflexia». AEP, Madrid 2001, p. 257.
- [22] Jacques Justin, «Résolution par le pliage de l'équation du troisième degré et applications géométriques», Proceedings of the First International Meeting of Origami Science and Technology, Humiaki Huzita, ed., 1989, pp. 251-261. (1986). «Résolution par le pliage de l'équation du troisième degré et applications géométriques» (PDF). L'Ouvert - Journal de l'APMEP d'Alsace et de l'IREM de Strasbourg (in French), 42, pp. 9-19.
- [23] Jacques Justin, «Triseccion Angulo Obtuso» described in British Origami, no. 107, pp. 14-15, 1984.
- [24] M. L. Wantzel (1837). «Recherches sur les moyens de reconnaître si un Problème de Géométrie peut se résoudre avec la règle et le compas». Journal de Mathématiques Pures et Appliquées 1 (2), pp. 366-372. https://es.wikipedia.org/wiki/Pierre_Wantzel (janvier 2026)
- [25] Jessup Glenda, Bundy Anita C., Broom Alex et Hancock Nicola (2017), « The social experiences of high school students with visual impairments », Journal of Visual Impairment & Blindness, vol.111, n°1, pp. 5-19.
- [26] Tomasini Magda (éd.) (2026), Repères et références statistiques sur les enseignements, la formation et la recherche, Paris, Ministère de l'Éducation nationale, Direction de l'évaluation, de la prospective et de la performance.
- [27] Gaborit, M. (2023). La demande d'aide en classe : Une analyse de données recueillies auprès de collégiens avec un trouble de la fonction visuelle et proposition théoriquetransversale [PhD] <http://www.theses.fr/2023PA100080/document>
- [28] Hisashi Abe (1980), in Jacques Justin « The Mathematics of Origami », British Origami, 108 (1984), 9.
- [29] Bruner, J. S. (1983). Le rôle de l'interaction de tutelle dans la résolution de problème. In *Le développement de l'enfant : Savoir faire, savoir dire*, Presses universitaires de France, pp. 261-280.

Partenariat épistémique et recherche participative : le projet COOBRA comme démonstrateur méthodologique

Madjid Sadallah

Université Claude Bernard Lyon 1
CNRS, INSA Lyon, LIRIS, UMR5205
69622 Villeurbanne, France
madjid.sadallah@liris.cnrs.fr

Benoît Encelle

Université Claude Bernard Lyon 1
CNRS, INSA Lyon, LIRIS, UMR5205
69622 Villeurbanne, France
benoit.encelle@liris.cnrs.fr

Alain Mille

Coexistence & NatBraille Association
1 Rue du Luizet
69100 Villeurbanne, France
alain.mille@gmail.com

Vivien Guillet

Université Claude Bernard Lyon 1
69622 Villeurbanne, France
vivien.guillet@univ-lyon1.fr

Jérémy Virgo

Coexistence
1 Rue du Luizet
69100 Villeurbanne, France
jeremy.virgo@protonmail.com

Résumé—Les personnes déficientes visuelles (DV) restent marginalisées dans les parcours scientifiques, freinées par l'inaccessibilité des documents techniques et par l'absence de collaboration "équitable" avec les voyants. Si la conception participative est désormais une pratique courante, elle n'engage pas les utilisateurs DV comme co-chercheurs. Cet article présente l'application du *partenariat épistémique* (co-construction de savoirs) dans le cadre d'un projet ANR SAPS (Science Avec et Pour la Société) lié à l'accessibilité numérique. Notre contribution est méthodologique : nous opérationnalisons ce partenariat avec un niveau élevé d'exigence (constitution d'un collectif paritaire, gouvernance par non-dissensus, accessibilité intégrale du dispositif de recherche) ; nous démontrons la faisabilité de travaux empiriques rigoureux entièrement co-construits ; nous exploitons la réflexivité comme levier de conception, en transformant les difficultés d'*awareness* vécues dans le collectif en spécifications techniques. Cette approche renouvelle ainsi la recherche en accessibilité en répondant à l'ambition d'une science avec et pour la société.

Mots clés—Partenariat épistémique, Recherche participative, Déficience visuelle, Science avec et pour la société

I. INTRODUCTION

Les personnes déficientes visuelles (DV) restent largement sous-représentées dans l'enseignement supérieur scientifique et les emplois techniques [1], [2]. Cette persistance de l'exclusion, malgré plusieurs décennies de recherche en technologies d'assistance, tient à deux verrous rarement abordés de manière conjointe. Le premier est l'accessibilité et la manipulation de structures bidimensionnelles — équations, tableaux, graphes. Pour les équations et les tableaux, le Braille, via des codes spécialisés tels que Nemeth ou le code Braille mathématique français, demeure la modalité de référence [1]. Pour les graphes, c'est le tactile au sens large — graphiques en relief, embossage, souvent complétés d'étiquettes Braille — qui constitue l'outil principal [3], [4]. Or les logiciels courants ne permettent ni de produire ni de manipuler ces structures de façon satisfaisante. Le second verrou est la collaboration

synchrone entre personnes DV et voyants sur ces mêmes contenus, entravée par un déficit persistant de conscience mutuelle des actions (*shared awareness*) [5]–[7].

Ces deux dimensions se renforcent mutuellement. Les transcrip-teurs Braille professionnels (DBT, BrailleBlaster) offrent une accessibilité individuelle de haut niveau mais sont mono-utilisateurs, tandis que les éditeurs collaboratifs grand public (Google Docs, Overleaf) assurent une collaboration fluide pour les voyants mais ignorent le Braille. Cette double fracture — technique et méthodologique — verrouille l'innovation et cantonne les usagers DV à un rôle d'assistés.

Le projet COOBRA (*Coopération entre voyants et déficients visuels brailleistes pour apprendre et travailler ensemble, 2025–2027*)¹ lauréat de l'appel « Science Avec et Pour la Société » (SAPS) de l'ANR, vise à lever ce verrou en étendant NatBraille, éditeur web open source de documents scientifiques en noir et en Braille [8], [9], vers l'édition collaborative multimodale synchrone. Notre thèse est qu'une telle ambition ne saurait reposer sur la seule amélioration technique incrémentale : elle requiert un changement de posture épistémique. Les utilisateurs DV doivent être associés comme co-chercheurs à part entière, de la formulation des questions à l'interprétation des résultats. Nous désignons cette posture par l'expression *partenariat épistémique*, qui s'inscrit dans la filiation des approches participatives avancées (CBPR, APRD, *inclusive research*) et répond aux critiques récentes sur l'incapacité de la participation « standard » à produire une réelle co-constitution des savoirs [10]–[12].

Cet article met l'accent sur l'apport méthodologique de ce partenariat. Il en documente les modalités concrètes (constitution d'un collectif paritaire, gouvernance par non-dissensus, accessibilité de l'ensemble du processus de recherche), en

1. <https://coobra.liris.cnrs.fr/>

montre la faisabilité empirique à travers deux chantiers intégralement co-construits — une revue systématique suivant la méthodologie PRISMA et une enquête de terrain —, et exploite la dimension réflexive comme levier de conception, en faisant des difficultés collaboratives éprouvées au sein du collectif une source de spécifications techniques. La section II situe notre démarche dans l'état de l'art de la recherche participative. La section III détaille la méthodologie partenariale déployée. La section IV présente les premiers résultats des travaux co-construits. La section V analyse les apports, les défis et les limites de cette approche. Nous concluons sur les perspectives ouvertes par ce projet.

II. ANCRAGE THÉORIQUE ET ÉTAT DE L'ART

A. Recherche participative

La recherche participative puise ses fondements dans plusieurs sources qui partagent une même exigence : associer les personnes concernées à la production des connaissances qui les concernent. Dès 1946, Lewin formalise la *recherche-action* comme un cycle itératif entre enquête et transformation sociale [13], [14] ; Freire [15] y ajoute une épistémologie de l'émancipation qui légitime les savoirs des opprimés. Dans la continuité, la *recherche-action participative* (PAR) [16], [17] et la *Community-Based Participatory Research* (CBPR) [18]–[20] formalisent des principes méthodologiques stricts – partenariat équitable, renforcement des capacités, engagement durable. Parallèlement, le design participatif scandinave [21], [22] intègre les travailleurs comme co-concepteurs, articulant design et démocratie industrielle.

Ces approches, malgré leur fécondité, se heurtent à des mises en œuvre très variables. Arnstein [23] distingue non-participation, coopération symbolique et pouvoir citoyen ; Cornwall [24] dénonce l'usage inflationniste du terme « participation » qui vide le concept de sa substance. Les critiques contemporaines durcissent le constat. À partir d'entretiens avec des chercheurs engagés, Block [10] constate que la recherche participative peine encore à produire une véritable co-constitution égale des savoirs : les notions d'*empowerment* et de co-production reconduisent souvent des asymétries épistémiques. Estabrooks [11] invite à questionner les hypothèses implicites qui présentent la co-production comme une voie nécessairement supérieure à la recherche traditionnelle — un rappel que l'ambition transformatrice ne va pas de soi.

B. Recherche participative et déficience

Dans le champ des technologies d'assistance, la conception participative est aujourd'hui reconnue comme une bonne pratique [25]. Cette reconnaissance s'ancre dans les épistémologies critiques du handicap. Le slogan « *Nothing About Us Without Us* » [26] n'est pas seulement un mot d'ordre politique : il pose une exigence méthodologique fondamentale, en prolongeant le *modèle social* du handicap [27] qui déplace le « problème » de la déficience individuelle vers les barrières environnementales et attitudinales.

Plusieurs travaux illustrent la fécondité d'une posture participative avancée. Manis et al. [28], [29] ont co-construit un

diplôme de troisième cycle ("post-grade") en études sur la déficience visuelle en associant 255 enseignants et 50 parties prenantes via une méthodologie de réflexion-action participative (PRA). Cette recherche démontre la faisabilité d'une co-construction de programmes d'études à grande échelle et la pertinence d'une implication durable des acteurs de terrain. La participation reste pourtant trop souvent cantonnée à la consultation, maintenant les personnes DV dans un statut de « sujets » plutôt que de partenaires épistémiques – une exigence encore largement à opérationnaliser.

C. Partenariat épistémique

Face à ce constat d'échec, des cadres méthodologiques émergent pour institutionnaliser un partenariat authentique. En sciences de l'information et des bibliothèques, Nessel et al. [12] ont formalisé l'*Action Partnership Research Design* (APRD). Cette approche « human-centered » vise explicitement « à atténuer ou supprimer les structures hiérarchiques souvent inhérentes au processus de recherche, permettant ainsi une contribution égale de tous ». L'APRD repose sur le principe de *partenariat* : chaque membre – chercheur ou participant – possède une expertise unique, et il s'agit d'« aplatir les hiérarchies » qui réduisent trop souvent les participants à des sujets.

C'est dans cette filiation que nous définissons le *partenariat épistémique*. Par cette expression, nous désignons très précisément une configuration de recherche où les personnes déficientes visuelles sont co-chercheuses à part entière, impliquées dans l'élaboration des questions, le choix des méthodes et l'interprétation des résultats, et où leur expertise d'usage est traitée comme une compétence de même niveau que l'expertise académique. Cette exigence, déjà présente dans les épistémologies du handicap [26], [27], est ici érigée en principe méthodologique opératoire. Trois caractéristiques distinguent sa mise en œuvre dans COOBRA :

- 1) **Transposition à un domaine technique complexe.** Dans l'édition collaborative Braille, la complexité technique est souvent invoquée pour cantonner les utilisateurs DV à un rôle de consultants. Nous soutenons l'inverse : cette complexité rend le partenariat épistémique *nécessaire*, car seuls les usagers experts peuvent spécifier finement les besoins, évaluer la pertinence écologique des solutions et anticiper les usages.
- 2) **Documentation systématique et réflexivité sur les conditions concrètes.** Nous documentons ses modalités opérationnelles (collectif paritaire, gouvernance par non-dissensus, accessibilité intégrale) pour rendre le cadre reproductible, discutable et perfectible.
- 3) **Exploitation de la réflexivité comme méthode de conception.** Nous opérationnalisons l'*epistemic caring* de Block en transformant les difficultés collaboratives vécues au sein du collectif (défauts d'*awareness*, asymétries de participation) en données empiriques et en spécifications techniques. Le projet devient ainsi son propre terrain d'investigation.

Ainsi conçu, le partenariat épistémique correspond à ce qu'Arnstein [23] nomme le *pouvoir citoyen* – le niveau le plus élevé de son échelle, où les participants non académiques ne sont ni simplement consultés ni associés, mais disposent d'un réel pouvoir de décision et de co-détermination des savoirs. L'originalité de notre approche est d'appliquer ce niveau d'exigence à un domaine technique réputé difficile, et d'y adosser une méthode originale – la réflexivité comme levier de conception – qui transforme les difficultés mêmes de la coopération en ressources pour l'innovation.

En situant notre travail dans la continuité des cadres participatifs avancés (CBPR, APRD, *inclusive research*), nous contribuons à leur opérationnalisation dans un secteur – l'accessibilité numérique – où la participation reste trop souvent cantonnée à la consultation ou à la validation *a posteriori*.

D. Double dichotomie des solutions techniques actuelles

Ce positionnement épistémique trouve un terrain d'application idéal dans le verrou technique et méthodologique que nous cherchons à lever. L'analyse de la littérature et de l'offre logicielle met en évidence une double dichotomie.

a) *Dichotomie technique*: D'un côté, les transcrip-teurs Braille professionnels (DBT, BrailleBlaster, Eurobraille) offrent une accessibilité individuelle de haut niveau mais sont conçus pour un usage mono-utilisateur et ne permettent donc pas la collaboration. De l'autre, les plateformes collaboratives grand public (Google Docs, Overleaf) assurent une collaboration synchrone fluide pour les voyants, mais ignorent les problématiques spécifiques à l'usage du Braille : une équation insérée comme image n'est pas transcrip-tible en Braille mathématique, un tableau mis en forme visuellement n'est pas navigable au clavier ou à la plage tactile, et aucun mécanisme de sortie Braille n'est prévu nativement.

b) *Dichotomie méthodologique*: La recherche sur la collaboration DV-voyants [6], [7], [30], [31] explore des pistes prometteuses, mais se heurte à trois limites récurrentes : le cas spécifique des documents scientifiques complexes (incluant équations, tableaux, graphes) est rarement traité ; les évaluations restent majoritairement en laboratoire, sur des tâches simplifiées et des durées brèves ; et surtout, ces travaux, quand ils abordent la conscience de l'activité, se limitent souvent à une *awareness* individuelle plutôt que de concevoir une véritable *shared awareness* – cette conscience partagée et mutuelle des actions, intentions et focalisations attentionnelles — telle que documentée dans les travaux sur l'édition collaborative accessible [32], [33]. Cette limitation est d'autant plus critique pour la collaboration DV-voyants que les asymétries perceptives rendent la *shared awareness* à la fois plus difficile à établir et plus nécessaire.

Ces deux dichotomies se renforcent mutuellement : l'absence de collaboration synchrone dans les outils Braille légitime que la recherche sur l'édition collaborative ignore le Braille ; réciproquement, l'absence de prise en compte du Braille dans les éditeurs collaboratifs conforte les développeurs de transcrip-teurs dans leur focalisation sur l'usage individuel. Cette situation verrouille l'innovation et maintient

bon nombre de DV dans une position d'« assistées ». Lever ce verrou nécessite donc une intervention à la fois technique et épistémique. C'est l'ambition du projet COOBRA : développer une plateforme intégrant collaboration synchrone et Braille, selon une méthodologie de partenariat épistémique associant les DV à toutes les étapes.

III. MÉTHODOLOGIE

A. Questions de recherche

Conformément aux principes du partenariat épistémique — implication dès la genèse, reconnaissance des expertises multiples et aplatissage des hiérarchies — les questions de recherche initiales soumises à l'ANR ont été affinées collectivement lors des premières rencontres plénières.

- 1) **Accès et manipulation des structures 2D (QR1)** : Comment caractériser un dispositif permettant aux DV d'explorer, comprendre et éditer des structures bidimensionnelles (équations, tableaux, graphes) ? Quelles combinaisons de modalités, quel degré de redondance et quel rôle pour l'assistance intelligente (IA) ?
- 2) **Collaboration multimodale DV-voyants (QR2)** : Quels processus et interfaces multimodales facilitent une édition collaborative fluide et équitable entre DV et voyants ? Comment concevoir et évaluer des mécanismes de *shared awareness* adaptés ?

Les échanges collectifs ont précisé plusieurs points. Les témoignages sur l'« exclusion interactive » ont renforcé l'importance des mécanismes d'*awareness* dans la QR2. L'expérience des participants a souligné la nécessité d'intégrer des critères subjectifs — charge cognitive, appropriation à long terme — souvent négligés dans la littérature. Enfin, des évaluations écologiques longitudinales ont été préférées aux études en laboratoire, moins représentatives des conditions réelles. Ces orientations ont guidé les choix méthodologiques du projet.

B. Constitution du collectif partenarial et gouvernance

1) *Recrutement et composition*: Le collectif a été constitué entre octobre et décembre 2025 par une campagne multi-canaux : listes de diffusion spécialisées, base historique des utilisateurs de NatBraille (plus de 200 personnes sur dix ans), partenariats institutionnels (missions handicap universitaires, associations en lien avec les DV) et réseaux professionnels (formateurs, transcrip-teurs, enseignants DV, chercheurs). Le projet COOBRA rassemble actuellement une trentaine de participants répartis en trois sphères d'expertise complémentaires : chercheurs (informatique, ergonomie, sciences de l'éducation, sociologie) ; professionnels de l'éducation spécialisée et de l'accessibilité (enseignants, directeurs d'établissements, responsables de missions handicap, transcrip-teurs) ; personnes DV et associations partenaires œuvrant pour l'accessibilité des personnes DV, le Braille, et l'accompagnement de projets participatifs (Valentin Haüy, Point de Vue sur la Ville, la Miete/Tactilab, NBA, Coexistence). Cette composition permet aux savoirs académiques, techniques et expérientiels de s'enrichir mutuellement.

2) *Instances de coordination et prise de décision*: Deux instances assurent la coordination du projet. Le *comité de pilotage* réunit le coordinateur et un responsable pour chaque partenaire fondateur : il assure la gestion stratégique et opérationnelle (réunions bi-mensuelles). Le *comité scientifique* rassemble au moins un chercheur de chaque équipe de recherche et un représentant de chaque association fondatrice ; il veille à la validité scientifique, oriente les recherches et garantit un nombre suffisant de participants aux expérimentations (réunions bi-mensuelles). Ces deux comités forment l'*équipe-noyau*. Au-delà de ces deux entités, tous les acteurs du projet sont amenés à veiller sur le projet de recherche participative : chacun le fait de manière individuelle en y assurant un rôle actif et de manière collective en participant aux débats et décisions.

Les décisions touchant aux orientations stratégiques, opérationnelles ou scientifiques suivent un processus en quatre étapes : (1) émergence d'une proposition par l'équipe-noyau ; (2) discussion élargie à l'ensemble du collectif ; (3) décision par **non-dissensus** : une proposition est adoptée si, après débat, personne ne s'y oppose formellement. En cas d'opposition, un travail collectif intègre les contraintes exprimées pour aboutir à une nouvelle proposition, jusqu'à l'obtention d'un non-dissensus ; (4) traçabilité par des comptes rendus accessibles soumis au groupe puis archivés. Cette méthode de décision collective opérationnalise l'« aplatissement des hiérarchies » [12] et place les personnes de terrain qui le souhaitent au même niveau décisionnel que les chercheurs académiques.

Pour permettre une implication modulable et respectueuse des disponibilités de chacun, quatre niveaux de participation non exclusifs ont été définis : **noyau** (gestion quotidienne, animation) ; **méta** (experts qui suivent le projet et apportent un regard critique sans participation opérationnelle quotidienne) ; **expérimentateur** (pilotage d'une ou plusieurs expérimentations) ; **cohorte** (participation à une ou plusieurs expérimentations). Les personnes DV sont présentes à tous les niveaux décisionnels. Les parties prenantes sont également associées aux tâches de valorisation (séminaires, présentations, dissémination), ce qui constitue un élément de garantie de la qualité du travail et de sa diffusion dans la société, conformément aux ambitions du programme SAPS.

C. Organisation en lots de travail et modalités opérationnelles

Le projet est structuré en cinq lots interdépendants :

- 1) **Lot 1 — Design de la recherche participative** : constitution et organisation du collectif, de la gouvernance, validation du calendrier.
- 2) **Lot 2 — État de l'art sur les questions de recherche** : revue systématique de littérature, état de l'offre logicielle, étude des pratiques réelles.
- 3) **Lot 3 — Accès et manipulation de structures 2D par les DV (QR1)** : conception, implémentation, expérimentations et analyse des résultats.
- 4) **Lot 4 — Collaboration multimodale DV-voyants (QR2)** : conception, implémentation, expérimentations et analyse des résultats.

- 5) **Lot 5 — Valorisation et dissémination** : production scientifique, communication, finalisation des développements open source ; actions conjointes chercheurs-parties prenantes.

Plusieurs modalités de travail complémentaires ont été déployées. Les rencontres plénières (deux demi-journées en novembre 2025 et janvier 2026) ont réuni l'ensemble du collectif pour présenter le projet, co-valider les QR, identifier conjointement les besoins et prendre des décisions collectives. Lors de ces rencontres, deux sous-groupes de travail ont été constitués et se réunissent régulièrement : « État de l'art et besoins » et « Accès et manipulation de structures 2D ». Enfin, une animation continue est assurée via des réunions en ligne, des communications asynchrones (liste de diffusion, newsletters régulières, pads collaboratifs accessibles).

D. Principes éthiques et infrastructure d'accessibilité

Trois principes fondamentaux, discutés et adoptés collectivement, opérationnalisent les fondements du partenariat épistémique et de l'*epistemic caring*.

- 1) **Équité épistémique et aplatissement des hiérarchies** : reconnaissance et valorisation de l'expertise expérimentielle des DV au même titre que l'expertise académique. Les décisions méthodologiques majeures sont prises collégialement lors des plénières ou par consultation formelle. Les participants sont considérés comme partenaires de recherche à part entière et non comme sujets.
- 2) **Accessibilité des processus** : les artefacts de recherche (comptes rendus, spécifications, questionnaires) sont produits en version accessible dès leur conception (Braille, HTML, PDF balisé, audio). Les réunions intègrent des mécanismes d'*awareness* explicites : tour de parole structuré, annonce du nom avant de parler, description systématique des contenus visuels. Cette exigence, qui dépasse les standards éthiques usuels, est la condition matérielle du partenariat épistémique.
- 3) **Bénéfice mutuel et valorisation partagée** : les participants bénéficient immédiatement des fonctionnalités développées dans NatBraille (principe SAPS de « retour vers la société »). Engagement d'associer les participants comme co-auteurs lorsque leur contribution intellectuelle le justifie. Propriété intellectuelle collective et diffusion en open source.

Pour matérialiser ce principe d'accessibilité intégrale des processus ("*Built-in Accessibility*"), nous avons déployé un écosystème intégré d'outils collaboratifs, tous choisis en tenant compte de leur accessibilité : **communication et coordination** (Framalistes, Zoom, HedgeDoc) ; **gestion documentaire** (Nextcloud, Obsidian avec export Markdown accessible) ; **production scientifique** (Overleaf Extended CE, LimeSurvey CE avec thème SkelVanilla audité RGAA 4) ; **communication externe** (Drupal CMS avec module Accessibility Tools). Des procédures de consultation et production documentaire accessibles ont été co-construites avec les membres DV du

groupe : principes de rédaction (structure claire, vocabulaire explicite), formats privilégiés (HTML sémantique, PDF balisé, texte structuré), description systématique des contenus visuels, mise à disposition préalable des documents avant les réunions pour permettre une appropriation tactile et/ou auditive.

IV. PREMIERS TRAVAUX MÉTHODOLOGIQUES

Le projet COOBRA mobilise l'expertise collective de la trentaine de participants aux profils diversifiés. Deux chantiers majeurs, co-pilotés par le sous-groupe « État de l'art et besoins », illustrent la mise en œuvre du partenariat épistémique et en démontrent la faisabilité.

A. Revue systématique de la littérature

Cette revue visait à cartographier les solutions d'accès et d'édition de contenus bidimensionnels pour les personnes déficientes visuelles. Le protocole, élaboré collectivement, a suivi les lignes directrices PRISMA 2020 [34] et a été appliqué à cinq bases couvrant 2015–2025. Sur 1525 références initiales, 66 études ont été retenues après lecture attentive.

L'analyse met en évidence une taxonomie empirique des approches de conception qui distingue les stratégies additives, augmentatives et intégratives tout en révélant un découplage entre performance technique et charge cognitive [35]. Les résultats montrent par ailleurs une domination des approches audio-tactiles et audio-haptiques, une focalisation sur les graphiques et les équations au détriment de structures plus complexes, et des évaluations quasi exclusivement en laboratoire sur de petits échantillons. Les critères subjectifs (satisfaction, charge cognitive perçue, utilisabilité) ainsi que les suivis longitudinaux restent marginaux.

La discussion collective des résultats d'analyse a identifié cinq lacunes majeures : absence de travaux sur l'édition collaborative synchrone DV-voyants, limitation aux tâches de consultation, sous-représentation du Braille – notamment mathématique –, manque d'études écologiques longitudinales, et faible diffusion open source. Ces constats ont directement orienté les priorités du projet : fonctionnalités collaboratives, intégration native du Braille, conception de mécanismes d'*awareness*, évaluations longitudinales et diffusion ouverte.

B. Enquête de terrain sur les pratiques réelles

Complémentaire à la revue, une enquête par questionnaire a été co-construite avec les partenaires DV. Leur implication est continue : reformulation des questions, proposition d'items issus de l'expérience, tests d'accessibilité sur leurs configurations, et mobilisation de leurs réseaux pour la diffusion.

Administré via une plateforme conforme au RGAA, le questionnaire couvre les profils des répondants, leurs pratiques sur différents types de contenus scientifiques (mathématiques, tableaux, graphes), l'adoption et l'abandon d'outils, ainsi que les usages émergents de l'IA générative. Diffusé depuis février 2026, il vise un échantillon d'au moins 150 personnes DV, seuil défini collectivement pour garantir des analyses robustes.

L'analyse, prévue au printemps 2026, explorera des difficultés souvent rapportées mais peu documentées : surcharge

cognitive liée à la mémorisation et à la désambiguïsation, allongement du temps de travail, fatigue, craintes d'omission et obstacles liés aux contenus inaccessibles. Ces hypothèses opérationnelles, issues des échanges collectifs, guideront l'interprétation des réponses ouvertes et des données quantitatives. Sans ce partenariat épistémique, l'enquête aurait été moins pertinente, moins accessible et moins diffusée.

V. DISCUSSION

A. Apports du partenariat épistémique

Le partenariat épistémique produit des effets tangibles à chaque étape du projet. Ces apports dépassent l'acceptabilité technique ; ils concernent la nature des connaissances produites et la pertinence écologique des choix de conception.

L'implication des participants comme partenaires à part entière dès la proposition des questions de recherche a contribué à en préciser la portée. Dans le cas de la QR2, les échanges autour du sentiment d'« exclusion interactive » ont déplacé l'attention de la seule co-édition synchrone vers les mécanismes d'*awareness* (curseur distant, sélection, intention). Par ailleurs, les participants ont insisté pour que l'évaluation intègre des critères souvent négligés dans la littérature — charge cognitive et appropriation à long terme —, jugés déterminants pour l'adoption en contexte réel.

Le choix de privilégier l'expérimentation écologique plutôt que des études contrôlées en laboratoire a été largement partagé. Deux arguments ont été avancés : les tâches artificielles ne rendent pas compte de la complexité des usages quotidiens, et l'appropriation d'un outil collaboratif requiert un temps d'ajustement mutuel. Ce parti pris renforce la validité écologique des futures évaluations et associe les participants à l'analyse de leurs propres pratiques. Cette orientation est confortée par une analyse d'études empiriques en éducation STEM, qui montre que les performances techniques ne prédisent pas le succès pédagogique et appelle à un cadrage pédagogique des outils d'assistance [36].

Lors de la discussion collective des résultats de la revue systématique, l'expertise d'usage des participants DV a éclairé plusieurs résultats contre-intuitifs. Des solutions sonores bien notées en laboratoire sont absentes des environnements réels : l'explication avancée est qu'en situation écologique, tout outil difficile à intégrer dans une chaîne de travail existante est rapidement abandonné, indépendamment de ses performances ponctuelles. Ce constat fait écho à une méta-analyse récente des systèmes d'IA pour l'accessibilité, qui révèle un indice de risque plus élevé pour les architectures transformer et plaide pour une conception centrée sur la vérifiabilité par l'utilisateur [37]. Cette mise en regard des données quantitatives et des savoirs expérientiels — rendue possible par le partenariat épistémique — produit une interprétation contextualisée et directement opérationnelle.

B. La dimension réflexive

Le projet constitue lui-même un terrain d'investigation pour la collaboration DV-voyants. Les difficultés pratiques rencontrées dans l'animation du collectif — qu'il s'agisse

de la coordination en réunion, de l'accès aux documents partagés ou de l'usage des outils numériques — ont conduit à l'adoption progressive de règles de communication, de formats accessibles et de procédures de travail. Ces ajustements, négociés collectivement, sont documentés et analysés comme des données empiriques. Ils éclairent directement les besoins techniques à adresser et opérationnalisent, dans notre contexte, ce que Block nomme l'*epistemic caring* [10].

Les difficultés rencontrées dans la coordination du projet – identifier la source d'une intervention, signaler sa présence active, décrire un contenu visuel sans ambiguïté – sont les mêmes que celles documentées par Das et al. [32] pour l'édition collaborative accessible. Éprouvées au sein du collectif, elles sont ainsi devenues des données pour concevoir les mécanismes destinés aux utilisateurs finaux.

C. Défis méthodologiques et limites

1) *Accessibilité des processus*: La production systématique de documents accessibles représente un surcoût en temps et en compétences par rapport à une recherche classique. Cet investissement s'avère stratégique : il conditionne l'inclusion réelle des participants déficients visuels (DV) ; les descriptions textuelles de diagrammes se révèlent utiles y compris pour des chercheurs voyants non spécialistes ; et les artefacts accessibles constituent une documentation structurée et réutilisable.

2) *Coordination d'un collectif distribué*: La dispersion géographique des participants complexifie l'articulation entre présentiel et distanciel. Les réunions plénières génèrent une lourde logistique (déplacements, hébergements, accessibilité des lieux) tandis que les réunions en ligne, plus aisément organisables, souffrent de déficits d'*awareness* que nous avons documentés pour informer la conception. Maintenir l'engagement à long terme exige une attention soutenue, passant par une communication régulière et une reconnaissance explicite des contributions.

a) *Soutenabilité de l'engagement*: L'implication des participants DV, souvent bénévoles, s'ajoute à leurs contraintes professionnelles et personnelles. La charge cognitive et temporelle induite par les réunions, la lecture de documents longs, les tests itératifs et les échanges asynchrones peut engendrer une fatigue importante et menacer la stabilité du collectif. La pérennité du partenariat épistémique dépend donc d'une gestion fine de la répartition des sollicitations, d'une valorisation systématique des apports et d'une grande flexibilité des modalités de participation — un enjeu structurel souvent sous-documenté dans la littérature participative.

b) *Médiation entre usage et technique*: La traduction des besoins exprimés en situation (« je ne sais pas qui a modifié quoi ») en spécifications techniques opérationnelles constitue un travail continu et exigeant de va-et-vient entre développeurs et participants DV. Ce processus de médiation, rarement explicité dans les comptes rendus de recherche, forme pourtant le cœur opérationnel du partenariat épistémique.

3) *Limites*: Notre recherche reste située et exploratoire. Le collectif, composé de personnes volontaires et expertes, ne représente pas l'ensemble de la population DV — une limite

que l'enquête de terrain en cours vise à réduire. Les résultats présentés sont préliminaires et devront être consolidés par des évaluations longitudinales en contexte écologique.

4) *Perspectives*: Les travaux à venir visent à consolider et étendre notre démarche. Un second cycle de revue systématique portera sur la collaboration synchrone DV-voyants (QR2) pour approfondir l'état de l'art sur les mécanismes d'*awareness* et l'édition conjointe accessible. Les prototypes collaboratifs de NatBraille seront développés de manière itérative, intégrant les besoins issus des travaux et échanges participatifs. Une évaluation longitudinale en contexte écologique, co-construite avec tous les participants, sera menée auprès de groupes DV-voyants en situation réelle de travail scientifique. L'ensemble des développements sera diffusé en open source, et la méthodologie partenariale sera formalisée en modèles réutilisables, afin de soutenir d'autres projets SAPS et de favoriser l'émergence d'une communauté de pratique sur la recherche participative accessible.

VI. CONCLUSION

Le projet COOBRA opérationnalise le partenariat épistémique dans un domaine technique peu étudié : l'édition collaborative de documents scientifiques impliquant DV et voyants. Notre contribution est méthodologique. Nous montrons qu'un tel cadre peut être mis en œuvre de façon rigoureuse – collectif paritaire, gouvernance par non-dissensus, accessibilité de l'ensemble du processus de recherche – et qu'il produit des résultats empiriques solides, comme en témoignent la revue systématique co-construite et l'enquête de terrain en cours. Surtout, nous faisons de la réflexivité un levier de conception : les difficultés d'*awareness* éprouvées au sein du collectif sont documentées et transformées en spécifications techniques.

Cette approche ne revendique pas une rupture, mais plutôt une explicitation et une adaptation des cadres participatifs avancés (CBPR, APRD, *inclusive research*) au champ de l'accessibilité numérique. Elle répond aux critiques récentes sur les limites de la participation « standard » en érigeant l'expertise d'usage en compétence cognitive de même niveau que le savoir académique. Ce faisant, elle contribue à déplacer les rapports entre conception et usage.

Les évaluations longitudinales à venir mesureront l'impact de ce partenariat sur l'inclusion effective dans les activités scientifiques collaboratives. La formalisation de la méthodologie en patrons réutilisables visera à en faciliter le transfert vers d'autres projets SAPS et, plus largement, vers toute recherche participative soucieuse d'horizontalité.

REMERCIEMENTS

Ce travail bénéficie du soutien de l'Agence Nationale de la Recherche (ANR) dans le cadre du programme **Science Avec et Pour la Société (SAPS)** (ANR-24-SARP-0006). Nous remercions l'ensemble des membres du collectif de recherche pour leur engagement, leur expertise partagée et leur patience.

RÉFÉRENCES

- [1] E. C. Bell and A. M. Silverman, "Access to Math and Science Content for Youth Who Are Blind or Visually Impaired," *Journal of Blindness Innovation and Research*, vol. 9, no. 1, 2019, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :14.873Z.
- [2] Agefiph, "Déficience visuelle et emploi : État des lieux et perspectives," Agefiph, Études et statistiques, Jul. 2023, rapport de l'Observatoire de l'emploi et du handicap. [Online]. Available : https://www.agefiph.fr/sites/default/files/medias/fichiers/2023-07/Agéfiph_Étude-déficience-visuelle-emploi_2023-07.pdf
- [3] J. Rowell and S. Ungar, "The world of touch : an international survey of tactile maps. Part 1 : production," *British Journal of Visual Impairment*, vol. 21, no. 3, pp. 98–104, 2003.
- [4] T. S. Herzberg and L. P. Rosenblum, "Print to Braille : Preparation and Accuracy of Mathematics Materials in K-12 Education," *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 108, no. 5, pp. 355–367, Sep. 2014, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :05 :17.560Z. [Online]. Available : <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0145482X1410800502>
- [5] J. Sánchez and N. Baloian, "Issues in Implementing Awareness in Collaborative Software for Blind People," in *Proceedings of ICCHP 2006*, vol. LNCS 4061. Linz, Austria : Springer, 2006, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :14.874Z.
- [6] W. Köhlmann, "Identifying Barriers to Collaborative Learning for the Blind," in *Proceedings of ICCHP 2012*, vol. LNCS 7382. Linz, Austria : Springer Verlag Berlin, 2012, pp. 84–91, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :08.389Z.
- [7] M. Das, A. M. Piper, and D. Gergle, "Design and Evaluation of Accessible Collaborative Writing Techniques for People with Vision Impairments," *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, vol. 29, no. 2, pp. 1–42, Apr. 2022, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :44.620Z. [Online]. Available : <https://dl.acm.org/doi/10.1145/3480169>
- [8] B. Mascret, A. Mille, and M. Ollier, "Un transcritteur braille idéal ?" in *Handica 2008*. Cépadaùs, 2008, pp. 128–134.
- [9] B. Mascret, A. Mille, and V. Guillet, "Supporting Braille Learning and Uses by Adapting Transcription to User's Needs," in *Proceedings of ICCHP 2012*, vol. LNCS 7382. Berlin, Heidelberg : Springer Berlin Heidelberg, 2012, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :08.388Z.
- [10] K. Block, "Epistemic caring : an ethical approach for the co-constitution of knowledge in participatory research practice," *Social Epistemology*, pp. 1–19, 2024.
- [11] C. A. Estabrooks, "Reflections on co-production as a mode of knowledge production : Comment on "research coproduction : An underused pathway to impact"," *International Journal of Health Policy and Management*, vol. 14, pp. 1–3, 2025.
- [12] V. Nessel, E. C. Davis, N. Vanderschantz, and O. Stewart-Robertson, "Aprd : action partnership research design : reimagining the role of the user in library and information science research," *Journal of Documentation*, vol. 80, no. 6, pp. 1211–1237, 2024.
- [13] K. Lewin, "Action research and minority problems," *Journal of Social Issues*, vol. 2, no. 4, pp. 34–46, 1946.
- [14] —, *Resolving social conflicts ; selected papers on group dynamics*. New York : Harper & Brothers, 1948.
- [15] P. Freire, *Pedagogy of the Oppressed*. New York : Herder and Herder, 1970.
- [16] P. Reason and H. Bradbury, Eds., *Handbook of action research : Participative inquiry and practice*. London : Sage Publications, 2001.
- [17] O. Fals-Borda and M. A. Rahman, Eds., *Action and Knowledge : Breaking the Monopoly with Participatory Action-Research*. New York : Apex Press, 1991.
- [18] B. A. Israel, A. J. Schulz, E. A. Parker, and A. B. Becker, "Review of community-based research : Assessing partnership approaches to improve public health," *Annual Review of Public Health*, vol. 19, pp. 173–202, 1998.
- [19] M. Minkler and N. Wallerstein, Eds., *Community-Based Participatory Research for Health*. San Francisco : Jossey-Bass, 2003.
- [20] N. Wallerstein and B. Duran, "Using community-based participatory research to address health disparities," *Health Promotion Practice*, vol. 7, no. 3, pp. 312–323, 2006.
- [21] P. Ehn, "Work-oriented design of computer artifacts," Ph.D. dissertation, Arbetslivscentrum / Umeå University, Stockholm, 1988. [Online]. Available : <http://urn.kb.se/resolve?urn=urn:nbn:se:umu:diva-62913>
- [22] D. Schuler and A. Namioka, Eds., *Participatory design : principles and practices*. Hillsdale, N.J. : L. Erlbaum Associates, 1993.
- [23] S. R. Arnstein, "A ladder of citizen participation," *Journal of the American Institute of Planners*, vol. 35, no. 4, pp. 216–224, 1969.
- [24] A. Cornwall, "Unpacking 'participation' : models, meanings and practices," *Community Development Journal*, vol. 43, no. 3, pp. 269–283, 2008.
- [25] A. Brock, S. Kammoun, J.-L. Vinot, P. Truillet, B. Oriola, and C. Jouffrais, "Méthodes et outils de conception participative avec des utilisateurs non-voyants," Luxembourg, 2010, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :14.869Z. [Online]. Available : hal-0094095
- [26] J. I. Charlton, *Nothing About Us Without Us : Disability Oppression and Empowerment*. Berkeley : University of California Press, 1998.
- [27] M. Oliver, *The Politics of Disablement*. London : Macmillan, 1990.
- [28] M. Manis, R. Ferreira, M. M. Sefotho, and R. M. Mampane, "Utilising participatory reflection and action to develop a postgraduate qualification in visual impairment studies," *South African Journal of Higher Education*, vol. 35, no. 2, pp. 93–122, 2021, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :08.388Z. [Online]. Available : <https://dx.doi.org/10.20853/35-2-3979>
- [29] M. Manis, "Utilising participatory reflection and action to develop a postgraduate qualification in visual impairment studies (Phd Thesis)," PhD Educational Psychology, University of Pretoria, Pretoria, South-Africa, 2020, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :32.903Z. [Online]. Available : <https://hal.science/hal-03630776>
- [30] C. Y. P. Lee, Z. Zhang, J. Herskovitz, J. Seo, and A. Guo, "CollabAlly : Accessible Collaboration Awareness in Document Editing," in *Systems (CHI'22)*. New Orleans : ACM New York, 2022, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :14.873Z. [Online]. Available : <https://dl.acm.org/doi/10.1145/3491102.3517635>
- [31] M. M. Waqar, M. Aslam, and M. Farhan, "An Intelligent and Interactive Interface to Support Symmetrical Collaborative Educational Writing among Visually Impaired and Sighted Users," *Symmetry*, vol. 11, no. 238, 2019, read_Status : New Read_Status_Date : 2025-09-26T16 :06 :14.871Z.
- [32] M. Das, D. Gergle, and A. M. Piper, "'it doesn't win you friends' : Understanding accessibility in collaborative writing for people with vision impairments," *Proceedings of the ACM on Human-Computer Interaction*, vol. 3, no. CSCW, pp. 1–26, 2019.
- [33] V. Potluri, M. Pandey, A. Begel, M. Barnett, and S. Reitherman, "CodeWalk : Facilitating shared awareness in mixed-ability collaborative software development," in *Proceedings of the 24th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS '22)*. Athens, Greece : ACM, 2022, p. Article 15.
- [34] M. Sadallah and B. Encelle, "Systematic review protocol : Interactive digital technologies for non-visual access to 2D STEM content by blind and low-vision individuals," Feb. 2026, pre-registered on OSF ; version 2.0 (February 2026). [Online]. Available : <https://doi.org/10.5281/zenodo.19461731>
- [35] —, "Beyond additive design : An empirical taxonomy of multimodal STEM accessibility systems," in *Extended Abstracts of the CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '26)*. Barcelona, Spain : ACM, Apr. 2026, april 13–17, 2026.
- [36] —, "The technical capability fallacy : A case for pedagogy-centered design in assistive STEM education," in *Proceedings of the 18th International Conference on Computer Supported Education (CSEDU 2026)*. Benidorm, Spain : SciTePress, May 2026, may 18–20, 2026.
- [37] —, "The verification gap in AI accessibility : A meta-analysis of architectural paradigms and agency deficits," in *Proceedings of the 23rd International Web for All Conference (W4A '26)*. Dubai, United Arab Emirates : ACM, 2026.

Session : Assistance à l'interaction et télémédecine

Président de session : Guy Bourhis

Évaluation de différentes stratégies de défilement séquentiel en réalité virtuelle

KEMPA Noémie
Laboratoire Cédric, équipe ILJ
Conservatoire National des Arts et métiers
Paris, France
noemie.kempa@lecnam.net

Barbet Isabelle
Laboratoire Cédric, équipe ILJ
Conservatoire National des Arts et métiers
Paris, France
isabelle.barbet@lecnam.net

DROGOUL Clémence
Laboratoire Cédric, équipe ILJ
Conservatoire National des Arts et métiers
Paris, France
clemence.drogoul@etu.u-paris.fr

DUPIRE Jérôme
Laboratoire Cédric, équipe ILJ
Conservatoire National des Arts et métiers
Paris, France
jerome.dupire@cnam.fr

Résumé— Cette étude vise à adapter la technique d'interaction par défilement séquentiel aux interactions en réalité virtuelle (RV) pour fournir une méthode d'interaction alternative à l'usage de contrôleurs, notamment pour les utilisateurs présentant des limitations motrices. Éprouvée dans les environnements 2D, cette technique présente l'avantage de requérir des capacités motrices limitées et d'être configurable tant en termes de positionnement que de type de contacteurs.

Afin d'optimiser son intégration en RV, nous avons comparé deux stratégies de défilement (balayage objet par objet vs balayage par clusters) et deux modes de contrôle (manuel vs automatique) dans le cadre d'une tâche de sélection d'objets. L'évaluation a été menée auprès de 20 participants répartis en deux groupes : un groupe d'utilisateurs présentant des troubles moteurs bilatéraux des membres supérieurs (groupe « utilisateurs cibles ») et un groupe contrôle.

Des données relatives à l'expérience utilisateur, ainsi que des données de performance, telles que la durée du test, le nombre d'erreurs ou le nombre de boucles, ont été recueillies.

Les résultats mettent en évidence l'utilisabilité de la solution par des profils d'utilisateurs variés, bien qu'une disparité de performances entre le groupe "contrôle" et le groupe "utilisateurs cibles" ait été observée. Par ailleurs, un phénomène d'apprentissage de la méthode a également été constaté.

Si les résultats semblent encourageants, à ce stade, l'adaptation de cette méthode d'interaction demeure limitée à la tâche de sélection d'objets. Il apparaît nécessaire d'enrichir les possibilités d'action au sein de l'environnement virtuel, ainsi que d'évaluer cette méthode dans des contextes d'usage spécifiques, afin d'en identifier les pistes d'amélioration.

Index Terms— Réalité virtuelle, interaction, troubles moteurs, défilement séquentiel

I. INTRODUCTION

La réalité virtuelle (RV) permet aux utilisateurs d'interagir avec des environnements tridimensionnels immersifs générés par ordinateur, ouvrant de nombreuses perspectives dans des domaines tels que le divertissement, la formation, la rééducation ou encore l'accessibilité [1]. Son objectif est "de permettre à une personne (ou à plusieurs) une activité

sensori-motrice et cognitive dans un monde artificiel, créé numériquement, qui peut être imaginaire, symbolique ou une simulation de certains aspects du monde réel" [2].

La RV peut être expérimentée par le biais de différents systèmes et la combinaison de plusieurs dispositifs : les périphériques de sortie (technologies d'affichage, dispositifs haptiques, dispositifs sonores, dispositifs multi-sensoriels) et les périphériques d'entrée (contrôleurs, dispositifs de navigation ou de suivi du corps) [3]. Les systèmes de RV offrent des niveaux d'immersion variables, allant de non immersifs à immersifs [4].

Parmi les dispositifs immersifs permettant d'interagir en RV, les casques de RV couplés à l'usage de deux contrôleurs constituent les solutions les plus répandues sur le marché. Cette démocratisation est en grande partie due à la réduction de son coût au cours des dernières années, ce qui a favorisé son adoption par le grand public. [5] [6].

Cependant, l'interaction avec ces environnements implique de pouvoir les manipuler selon trois axes différents [7]. Afin de permettre ce type d'interaction, les contrôleurs associés au casque de RV intègrent généralement des capteurs inertiels, des marqueurs physiques ainsi que des boutons et/ou des surfaces tactiles permettant à l'utilisateur de réaliser des actions dans l'environnement [8]. De ce fait, leur usage implique des capacités motrices du membre supérieur comme des mouvements de l'épaule (rotations, flexion-extension, adduction-abduction) ainsi que du coude (flexion-extension) [9]. Il requiert également la mobilisation de mouvements fins des doigts, nécessaires à l'activation des boutons et des gâchettes, ainsi qu'à la manipulation des joysticks [10].

Ainsi, la complexité des interactions constitue un facteur limitant pour une partie des utilisateurs.

Il existe des alternatives dans le cas où l'utilisateur ne

présenterait pas les capacités motrices nécessaires pour l'usage de ces contrôleurs.

Parmi ces dernières, nous pouvons citer l'interaction par gestes, notamment le "hand tracking", qui permet une interaction avec le système sans recourir à des dispositifs supplémentaires [11] [12]. Ce type d'interaction repose sur la captation des mouvements des mains et des doigts de l'utilisateur par des caméras stéréoscopiques intégrées à la surface du casque [13].

Cependant, cette méthode implique la réalisation de gestes prédéfinis par les concepteurs, ce qui peut limiter la participation d'utilisateurs ne disposant pas des capacités motrices requises. Par ailleurs, ce mode d'interaction requiert malgré tout un certain niveau de mobilité des membres supérieurs afin de pouvoir réaliser les mouvements imposés.

Des possibilités d'interactions basées sur les mouvements oculaires ont également été expérimentées en RV. Ce type d'interaction à l'avantage de limiter les efforts physiques requis pour interagir avec le système [14]. Toutefois, cette méthode d'interaction peut présenter des limites, notamment l'augmentation de la fatigue mentale de l'utilisateur, ainsi que des limites techniques en lien avec la qualité de la calibration et des données (précision, latence) [15] [16].

Bien que ces approches permettent de réduire la dépendance aux contrôleurs physiques, elles reposent néanmoins sur des capacités motrices ou perceptives spécifiques, et peuvent présenter des limitations en termes de précision, de fatigabilité ou de charge cognitive. Ainsi, malgré les avancées récentes, l'accessibilité des interactions en RV demeure limitée pour certains profils d'utilisateurs.

Dans ce contexte, la "technique d'interaction au balayage", également appelée "technique d'interaction par défilement séquentiel", est une technique existante pour interagir avec des environnement 2D sollicitant peu de capacités motrices [17].

Cette technique d'interaction en 2D repose sur une mise en surbrillance séquentielle de chaque objet disposé selon un agencement en grille. Lorsque l'objet cible est en surbrillance, l'utilisateur appuie sur un contacteur pour interagir avec cet objet [18]. Les contacteurs sont des dispositifs d'entrée binaires, le plus souvent activés par une pression. Il en existe différents types, présentant des caractéristiques variées telles que le poids, la forme, la taille ou la force requise pour l'activation. Ces dispositifs peuvent être actionnés selon diverses modalités, notamment par des appuis de la main, de la tête, des pieds ou des doigts, ou encore par le souffle [19]. Deux types de défilement existent : le défilement automatique et le défilement manuel.

Lors du défilement automatique, le focus défile automatiquement sur les différents objets de la scène selon un délai de défilement défini par l'utilisateur. Ce dernier est alors amené à réaliser un appui sur un contacteur pour effectuer la sélection lorsque le focus est sur l'objet d'intérêt.

Lors du défilement manuel, l'utilisateur gère le déplacement du

focus via des appuis sur un contacteur et effectue la sélection en réalisant un appui sur un autre contacteur.

Il existe également différentes stratégies de balayage en 2D : objet par objet, via choix de lignes/colonnes ou bien par diagonales, par exemple [17] [20].

La possibilité de sélectionner à la fois le mode et la stratégie de défilement, ainsi que le type de contacteur et son emplacement, fait de cette technique d'interaction une méthode adaptable à une grande diversité de profils utilisateurs présentant des capacités motrices variées. Par ailleurs, cette méthode nécessite peu d'équipement, ce qui en fait une solution peu coûteuse et facilement accessible [21].

Malgré son utilisation répandue dans les environnements 2D, l'adaptation du défilement séquentiel aux environnements immersifs en trois dimensions demeure peu explorée. Les modalités d'implémentation de cette technique en RV, ainsi que son impact sur les performances et l'expérience utilisateur, notamment chez les personnes présentant des limitations motrices, ne sont pas documentés. Il apparaît donc nécessaire d'évaluer la faisabilité et l'utilisabilité de cette technique dans des environnements immersifs, ainsi que d'identifier les paramètres de conception susceptibles d'influencer son efficacité. L'objectif de ce travail est d'adapter la technique d'interaction par défilement séquentiel à un environnement de réalité virtuelle immersive, et d'évaluer son utilisabilité et ses performances dans le cadre d'une tâche de sélection d'objets. Plus précisément, nous comparons deux stratégies de défilement (balayage objet par objet et balayage par clusters) et deux modes de défilement (manuel et automatique). Une évaluation expérimentale a été menée auprès de deux populations : un groupe d'utilisateurs présentant des limitations motrices des membres supérieurs et un groupe contrôle, afin d'analyser l'impact de ces paramètres sur les performances et l'expérience utilisateur.

II. MÉTHODE

A. Développement de la plateforme de test

L'étude a été menée à l'aide d'une plateforme de test développée sous Unreal engine. L'environnement virtuel permettait l'affichage d'un nombre variable d'objets 3D de formes, couleurs et textures différentes. Plusieurs paramètres d'interface étaient configurables, notamment la couleur et l'épaisseur du focus, ainsi que sa vitesse de défilement en mode automatique (Figure 1).

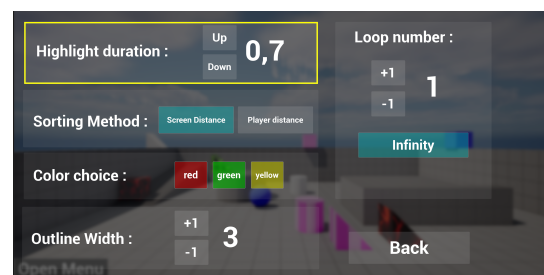


FIGURE 1. Capture d'écran de la fenêtre "paramètres"

L'interaction reposait sur l'utilisation de contacteurs connectés au casque de réalité "Meta Quest 2" via une "Xbox adaptive controller" (figure 2). La configuration (nombre, type et positionnement des contacteurs) était individualisée en fonction des capacités motrices et des préférences de chaque participant.



FIGURE 2. Photographie de l'installation des participants

B. Participants

L'étude a été conduite auprès de 20 participants divisés en deux groupes :

- un groupe "utilisateurs cibles" : composé de personnes présentant des limitations motrices bilatérales des membres supérieurs (atteintes des amplitudes articulaires, de la force, de la dextérité ou fatigabilité accrue).
- un groupe contrôle ne présentant pas de limitation motrice des membres supérieurs.

Les critères d'exclusion étaient :

- (1) Ne pas être en mesure de discriminer la scène et/ou la surbrillance autour de l'objet malgré la mise en place des réglages de l'interface disponibles (choix de la largeur et de la couleur de la surbrillance),
- (2) Ne pas être en mesure de comprendre les consignes du test.

Les participants ont été recrutés via divers canaux : les réseaux sociaux, par mail et téléphone (plus spécifiquement auprès de canaux ciblés : groupes dédiés à l'accessibilité des jeux vidéo, structures accueillant du public pouvant présenter des troubles moteurs au niveau du membre supérieur).

Un foyer d'accueil médicalisé et une association de sport dédiée aux personnes présentant des troubles moteurs, ont répondu à cet appel à participation. Ainsi, deux journées de passation auprès des résidents et adhérents volontaires ont été organisées.

La moyenne d'âge des participants était de 33,1 ans (SD : 8,9). La population était composée de 10 hommes, 9 femmes et 1 personne non binaire.

La moitié des participants n'avaient jamais utilisé de casque de RV. La majorité des participants ayant déjà utilisé la RV l'utilisaient de manière sporadique.

C. Tâche

La tâche consistait à sélectionner un objet cible préalablement présenté à l'écran (Figure 3). Puis, le participant était placé dans la scène de test et devait sélectionner l'objet en question à l'aide du défilement séquentiel. Un encadré rappelant l'objet à sélectionner était placé en haut à droite de la scène de test.

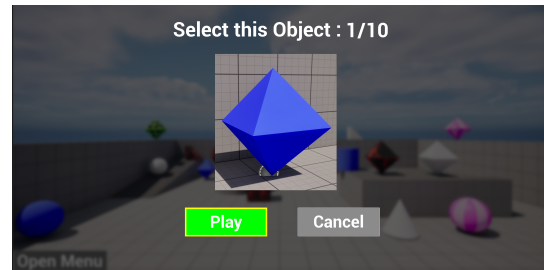


FIGURE 3. Capture d'écran de la fenêtre désignant l'objet à sélectionner

D. Design et procédure

Différentes conditions ont été attribuées aux participants selon trois variables indépendantes présentant chacune deux modalités :

- Le type de défilement : automatique ou manuel
- La stratégie de défilement : par "cluster" ou "objet par objet".
- L'ordre de réalisation des phases de test : A-B ou B-A

Lors du défilement automatique, le focus se déplace automatiquement d'un élément à l'autre, de gauche à droite, selon un délai paramétré au préalable. L'utilisateur doit alors appuyer sur un contacteur pour valider l'élément. Lors du défilement manuel, l'utilisateur déplace le focus de gauche à droite, par appui sur un contacteur puis valide en appuyant sur un second contacteur. Lors de la stratégie de défilement "objet par objet" le focus se déplace sur tous les objets de la scène, de gauche à droite. Lors de la stratégie de défilement par "cluster", le focus se déplace sur différents groupes d'objets regroupés par proximité spatiale. Trois clusters sont formés : un pour les objets à gauche de la scène, un pour les objets au centre et un pour les objets à droite de la scène (Figure 4).

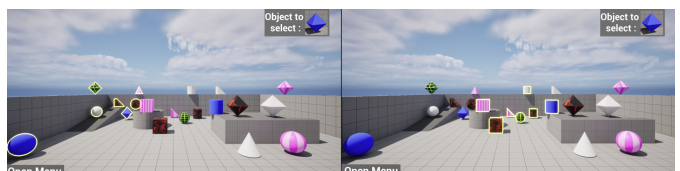


FIGURE 4. Captures d'écrans des clusters de gauche et du milieu

Le test était découpé en deux phases, lors desquelles le nombre d'objets sur la scène variait. Lors de la phase A, les participants devaient sélectionner un objet parmi dix. Cet exercice était répété dix fois.

Lors de la phase B, les participants devaient sélectionner un

objet parmi vingt. Cet exercice était répété dix fois. L'ordre de passation était contrebalancé : la moitié des participants a réalisé les phases dans l'ordre A-B, tandis que l'autre moitié les a réalisées dans l'ordre B-A.

Les mesures comprenaient :

- Durée de réalisation du test
- Nombre d'erreurs
- Nombre de boucles réalisées (une boucle correspondant au défilement de la totalité des objets de la scène, sans sélection)

Les conditions expérimentales ont été attribuées aux participants par procédure de minimisation, visant à limiter les déséquilibres entre les populations (Figure 5). Les critères pris en compte dans cette procédure étaient le groupe d'appartenance des utilisateurs ("contrôle" ou "utilisateurs cibles"), leur genre et leur âge.

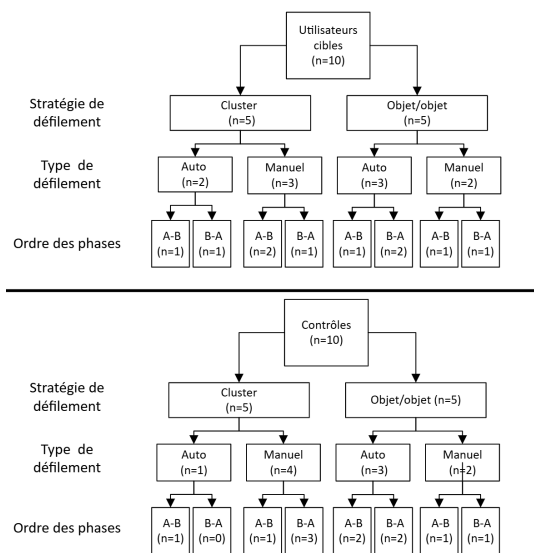


FIGURE 5. Répartition des conditions attribuées aux participants

Après information et recueil de consentement, les participants ont été inclus dans l'étude.

Après l'inclusion des participants dans l'étude et l'explication des consignes, un temps d'installation et d'ajustement des contacteurs était réalisé afin d'optimiser leur positionnement. Une phase d'entraînement permettait aux participants de se familiariser avec la technique et d'ajuster les paramètres d'interface. Les participants réalisaient ensuite les deux phases expérimentales selon l'ordre attribué.

III. RÉSULTATS

L'installation des contacteurs dépendait des capacités et des préférences de chaque participant.

Les participants du groupe "contrôle" ont tous réalisé le test avec un ou deux contacteurs (en fonction du mode de défilement qui leur était attribué : manuel ou automatique) positionné(s) sur le bureau face à eux.

Les installations ont davantage différé au sein du groupe

"utilisateurs cibles". Différentes dispositions de contacteurs ont été testées pour chaque participant en fonction de ses capacités motrices et de sa fatigabilité. Trois participants, relevant de la condition « mode de défilement automatique » (ne requérant l'utilisation que d'un seul contacteur), ont exprimé une préférence pour le positionnement de celui-ci sur le genou homolatéral au membre supérieur sollicité pour son activation. Un participant présentant une tétraplégie, ayant également réalisé le test avec un mode de défilement automatique, a préféré une installation permettant une activation du contacteur par appui temporel gauche. Enfin, deux participants avec un mode de défilement manuel ont préféré une installation des contacteurs sur les genoux. Les contacteurs dédiés au défilement, impliquant un nombre plus élevé d'activations, ont été positionnés du côté présentant les meilleures capacités motrices, une moindre fatigabilité et en cohérence avec les préférences des participants. Ainsi, lors de la passation de ces tests, il a été observé que, malgré l'hétérogénéité des capacités motrices des participants, la méthode d'interaction par défilement séquentiel en RV a pu être utilisée par l'ensemble d'entre eux, celle-ci offrant des possibilités d'adaptation en fonction des capacités et des préférences de chaque utilisateur.

Des tests statistiques inférentiels ont été conduits dans le but de mettre en évidence d'éventuelles différences significatives des performances en fonction des variables dépendantes étudiées, à savoir la stratégie de balayage (cluster/objet), le mode de défilement (manuel/automatique), la phase réalisée (A ou B) et le groupe d'appartenance des participants (utilisateurs cibles/contrôles).

Des tests de rangs signés de Wilcoxon sur échantillons appariés ont été réalisés afin de tester les différences entre les deux phases de tests. Le seuil de significativité était fixé à 0,05 ($p < 0.05$).

Ces derniers ont démontré une différence significative entre les durées des différentes phases ($P=0.048$). En moyenne, les participants toutes populations confondues, ont mis moins de temps à réaliser la deuxième phase de test ($M=182,60s;SD=146,98$) que la première ($M=217.15s;SD=140.74$).

Une différence significative entre les durées des phases A et B, pour l'ensemble des participants, a également été relevée ($p=0.009$). En moyenne, les participants ont mis plus de temps à réaliser la phase B ($M=225.35;SD=162.93$), soit lorsqu'il y avait plus d'objets dans la scène, qu'à réaliser la phase A ($M=174.40;SD=118.86$).

Les comparaisons entre groupes indépendants ont été effectuées à l'aide de tests non paramétriques de Wilcoxon - Mann - whitney avec un niveau de significativité fixé à 0,05 ($p < 0.05$). Ces derniers ont révélé une différence de durée entre les deux groupes de participants, pour les premières ($p=0.006$) et secondes phases ($p=0.001$). En effet, les participants du groupe "utilisateur cible" ($M=294.6s;SD=151.18$) ont en moyenne mis plus de temps à réaliser la première phase de test que les participants du groupe "contrôle" ($M=139.7s;SD=75.05$). Ce même constat est observé pour la seconde phase de

test (utilisateurs cibles $M=270.6s$; $SD=175.22$ > contrôles $M=94.6s$; $SD=33.15$).

Des différences significatives ont également été observées entre les deux groupes pour le nombre d'erreurs pour les premières phases ($p=0.0025$) et secondes phases ($P=0.004$). Pour les deux phases, les participants du groupe "utilisateurs cibles" ont réalisé plus d'erreurs (Phase 1 $M=2.8$; $SD=2.25$ - Phase 2 $M=2.6$; $SD=2.95$) que les participants du groupe "contrôles" (Phase 1 $M=0.4$; $SD=0.97$ - phase 2 $M=0.1$; $SD=0.32$).

Les tests comparant les données de performance entre les stratégies de balayage (clusters/objets) et les modes de défilement (automatique/manuel) n'ont révélé aucune différence significative, quel que soit le groupe considéré.

Nous avons interrogé les participants sur la probabilité de réutiliser cette méthode d'interaction lors de l'utilisation de la RV en leur faisant remplir des échelles de Likert en 5 points. En moyenne, les participants du groupe "utilisateurs cibles" ($M=4.2$; $SD=0.42$) ont d'avantage mentionné la possibilité de recourir à cette méthode que les participants du groupe "contrôle" ($M=2.9$; $SD=1.37$) ($p=0.018$).

IV. DISCUSSION

Cette étude visait à évaluer l'adaptation du défilement séquentiel à un environnement de réalité virtuelle immersive et à analyser son utilisabilité et ses performances auprès d'utilisateurs présentant ou non des limitations motrices des membres supérieurs. Les résultats montrent que l'ensemble des participants, y compris ceux présentant des limitations motrices importantes, ont été en mesure d'utiliser cette technique d'interaction. Ce résultat confirme la faisabilité de l'implémentation du défilement séquentiel en environnement immersif et souligne son potentiel en tant qu'alternative aux contrôleurs traditionnels pour l'accès à la réalité virtuelle.

Cependant, bien que l'ensemble des participants ait été en mesure d'utiliser cette technique d'interaction, des disparités ont été observées dans les performances lors des différentes phases de test, en particulier en ce qui concerne les temps de réalisation et le nombre d'erreurs. Ces différences sont notamment mises en évidence lors de la comparaison entre les participants du groupe « contrôle » et ceux du groupe « utilisateurs cibles ». Cette différence peut notamment s'expliquer par la présence de troubles associés au sein du groupe "utilisateurs cibles". En effet, certains participants présentaient des troubles cognitifs, notamment des troubles concernant la mémoire, l'attention et les fonctions exécutives (planification, exécution...). Nous pouvons donc formuler l'hypothèse que les troubles cognitifs peuvent impacter l'utilisation de la méthode d'interaction par défilement séquentiel.

Notre seconde hypothèse est que, bien que tous les participants aient été en mesure de recourir à cette technique d'interaction, tous n'avaient pas la même rapidité d'exécution dans leurs mouvements, ce qui a pu impacter la durée de réalisation du test.

Ces hypothèses sont en accord avec les observations de Fager et ses collègues, qui soulignent que l'utilisation de cette méthode d'interaction dans des environnements 2D implique

des exigences attentionnelles ainsi que des compétences en planification motrice [22].

Des différences ont également été observées entre les performances des participants lors des deux phases de test. En effet, une amélioration des performances (durée et erreurs) entre la première et la seconde phase du test a été constatée chez les deux groupes. Ces résultats suggèrent un apprentissage progressif de la méthode d'interaction, conformément aux observations de Koester et Simpson, qui ont montré que les performances des utilisateurs s'amélioraient au fil du temps grâce à leur méthode d'optimisation du paramétrage du balayage à un contacteur [23].

Il apparaît également que la durée de réalisation du test augmente avec la complexité de la scène. Plus le nombre d'objets présents sur la scène est élevé, plus la durée nécessaire pour sélectionner l'objet cible est importante.

L'absence de différence significative entre les performances observées pour les deux stratégies de balayage (« clusters » et « objets par objets ») peut s'expliquer par l'hétérogénéité des utilisateurs. Il est difficile de déterminer quelle méthode permet d'obtenir de meilleures performances de manière générale en raison de la variabilité des capacités et des préférences de chaque utilisateur. Les différentes possibilités d'adaptation de la méthode (mode de défilement, stratégie, installation des contacteurs, réglage du délai de défilement...) permettent de l'ajuster aux besoins spécifiques des utilisateurs.

De plus, les tests se sont déroulés dans un contexte précis, lors duquel les utilisateurs devaient uniquement sélectionner un objet. Il est probable que le contexte d'usage et la spécificité de la tâche à réaliser aient un impact sur la pertinence de la stratégie de balayage.

Tous les participants du groupe "utilisateurs cibles" ont répondu à l'affirmative lorsque nous les avons interrogés quand à la possibilité d'utiliser cette méthode d'interaction. A l'inverse une minorité des participants du groupe contrôle ont répondu à l'affirmative. La majorité ayant précisé préférer la méthode d'interaction par contrôleurs, la jugeant plus directe.

A noter qu'au sein du groupe « utilisateurs cibles », seuls deux participants avaient expérimenté la RV : l'un dans un contexte contemplatif sans interaction, et l'autre avec des difficultés d'usage, notamment dans la manipulation des contrôleurs.

Ce résultat suggère que cette technique répond à un besoin spécifique pour les utilisateurs rencontrant des difficultés avec les contrôleurs traditionnels, et confirme son potentiel en tant que solution d'accessibilité en réalité virtuelle.

Les résultats de cette étude permettent d'identifier plusieurs implications pour la conception d'interfaces basées sur le défilement séquentiel en réalité virtuelle.

Premièrement, la possibilité d'adapter le positionnement et le type de contacteurs apparaît essentielle pour permettre l'utilisation de cette technique par des utilisateurs présentant des profils moteurs variés. La flexibilité matérielle constitue donc un élément central dans la conception de systèmes accessibles.

Deuxièmement, la complexité de la scène, notamment le nombre d'objets interactifs, doit être prise en compte afin de

limiter les temps de sélection. Des stratégies de structuration de l'espace, telles que le regroupement d'objets ou l'adaptation dynamique du défilement, pourraient permettre d'optimiser les performances.

Troisièmement, la présence d'un effet d'apprentissage souligne l'importance d'intégrer des phases d'entraînement ou des mécanismes d'assistance permettant aux utilisateurs de se familiariser progressivement avec cette technique d'interaction. Enfin, la variabilité interindividuelle observée dans les configurations et les performances souligne la nécessité de proposer des interfaces configurables, permettant d'adapter les paramètres d'interaction aux besoins spécifiques des utilisateurs.

V. CONCLUSION

Ce travail a étudié l'adaptation de la technique d'interaction au balayage en RV auprès de deux populations : une population "contrôle" et une population "utilisateurs cibles" présentant des limitations motrices au niveau des deux membres supérieurs. Différentes stratégies de balayage ont été testées : le balayage par "cluster" et "objet par objet", ainsi que différentes méthodes de défilement : le défilement "manuel" et "automatique".

Les données recueillies lors des tests indiquent que les méthodes et stratégies de défilement n'ont pas d'effet significatif sur les performances des utilisateurs, tandis que les capacités motrices et/ou cognitives des participants sont susceptibles d'influencer ces dernières. Cependant, bien que les performances puissent varier, tous les participants ont été en mesure de recourir à cette technique d'interaction, laquelle présente diverses possibilités d'adaptation, permettant à l'utilisateur de solliciter les mouvements de son choix (mouvements d'un ou des deux membres supérieurs, mouvements de tête...).

La complexité de la scène, notamment le nombre d'objets présents sur celle-ci, impacte également la vitesse de réalisation de la tâche de sélection. De plus, un phénomène d'apprentissage de la méthode d'interaction a été observé, permettant l'amélioration des performances des participants au cours du test.

Ces travaux contribuent à l'exploration de techniques d'interaction alternatives aux contrôleurs traditionnels et ouvrent des perspectives pour la conception d'interfaces de réalité virtuelle plus inclusives. Des travaux futurs permettront d'étendre cette approche à des interactions plus complexes et d'évaluer son utilisabilité dans des contextes d'usage réels.

COMITÉ D'ÉVALUATION ÉTHIQUE

Avis favorable N°25-1171, daté du 14/01/2025, délivré par le CEEI/IRB00003888.

RÉFÉRENCES

- [1] J. D. N. Dionisio, W. G. B. Iii, and R. Gilbert, "3d virtual worlds and the metaverse : Current status and future possibilities," *ACM computing surveys (CSUR)*, vol. 45, no. 3, pp. 1–38, 2013.
- [2] P. Fuchs, *Le traité de la réalité virtuelle*. Presses des MINES, 2006, vol. 2.
- [3] C. Anthes, R. J. García-Hernández, M. Wiedemann, and D. Kranzlmüller, "State of the art of virtual reality technology," in *2016 IEEE aerospace conference*. IEEE, 2016, pp. 1–19.
- [4] A. Salatino, C. Zavattaro, R. Gammeri, E. Cirillo, M. L. Piatti, M. Pyasik, H. Serra, L. Pia, G. Geminiani, and R. Ricci, "Virtual reality rehabilitation for unilateral spatial neglect : A systematic review of immersive, semi-immersive and non-immersive techniques," *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 152, p. 105248, 2023.
- [5] M. Zhang, H. Ding, M. Naumceska, and Y. Zhang, "Virtual reality technology as an educational and intervention tool for children with autism spectrum disorder : current perspectives and future directions," *Behavioral Sciences*, vol. 12, no. 5, p. 138, 2022.
- [6] T. Combe, J.-R. Chardonnet, F. Merienne, and J. Ovtcharova, "Cave and hmd : distance perception comparative study," *Virtual Reality*, vol. 27, no. 3, pp. 2003–2013, 2023.
- [7] D. Mendes, F. M. Caputo, A. Giachetti, A. Ferreira, and J. Jorge, "A survey on 3d virtual object manipulation : From the desktop to immersive virtual environments," in *Computer graphics forum*, vol. 38, no. 1. Wiley Online Library, 2019, pp. 21–45.
- [8] T. Luong, Y. F. Cheng, M. Möbus, A. Fender, and C. Holz, "Controllers or bare hands ? a controlled evaluation of input techniques on interaction performance and exertion in virtual reality," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 29, no. 11, pp. 4633–4643, 2023.
- [9] V. Nanjappan, H.-N. Liang, F. Lu, K. Papangelis, Y. Yue, and K. L. Man, "User-elicited dual-hand interactions for manipulating 3d objects in virtual reality environments," *Human-centric Computing and Information Sciences*, vol. 8, no. 1, pp. 1–16, 2018.
- [10] T. J. Dube and A. S. Arif, "Free-hand input and interaction in virtual reality using a custom force-based digital thimble," *Applied Sciences*, vol. 14, no. 23, p. 11018, 2024.
- [11] Y. Liu, Y. Yin, and S. Zhang, "Hand gesture recognition based on hu moments in interaction of virtual reality," in *2012 4th International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics*, vol. 1. IEEE, 2012, pp. 145–148.
- [12] L. Yang, J. Huang, T. Feng, W. Hong-An, and D. Guo-Zhong, "Gesture interaction in virtual reality," *Virtual Reality & Intelligent Hardware*, vol. 1, no. 1, pp. 84–112, 2019.
- [13] G. Buckingham, "Hand tracking for immersive virtual reality : opportunities and challenges," *Frontiers in Virtual Reality*, vol. 2, p. 728461, 2021.
- [14] V. Tanriverdi and R. J. Jacob, "Interacting with eye movements in virtual environments," in *Proceedings of the SIGCHI conference on Human Factors in Computing Systems*, 2000, pp. 265–272.
- [15] I. B. Adhanom, P. MacNeilage, and E. Folmer, "Eye tracking in virtual reality : a broad review of applications and challenges," *Virtual Reality*, vol. 27, no. 2, pp. 1481–1505, 2023.
- [16] T. Bafna, P. Bækgaard, and J. P. Hansen, "Mental fatigue prediction during eye-typing," *Plos one*, vol. 16, no. 2, p. e0246739, 2021.
- [17] D. Sauzin, "Apport d'une conception centrée utilisateur adaptée selon les besoins des personnes en situation de handicap," Ph.D. dissertation, Université Paul Sabatier-Toulouse III, 2017.
- [18] R. Scherer, M. Billinger, J. Wagner, A. Schwarz, D. T. Hettich, E. Bolinger, M. L. Garcia, J. Navarro, and G. Müller-Putz, "Thought-based row-column scanning communication board for individuals with cerebral palsy," *Annals of physical and rehabilitation medicine*, vol. 58, no. 1, pp. 14–22, 2015.
- [19] S. Ntoa, G. Margetis, M. Antona, and C. Stephanidis, "Scanning-based interaction techniques for motor impaired users," in *Assistive Technologies and Computer Access for Motor Disabilities*. IGI Global, 2014, pp. 57–89.
- [20] I. Scott MacKenzie and B. Ashtiani, "Blinkwrite : efficient text entry using eye blinks," *Universal Access in the Information Society*, vol. 10, no. 1, pp. 69–80, 2011.
- [21] Y. Elshahar, S. Hu, K. Bouazza-Marouf, D. Kerr, and A. Mansor, "Augmentative and alternative communication (aac) advances : A review of configurations for individuals with a speech disability," *Sensors*, vol. 19, no. 8, p. 1911, 2019.
- [22] S. Fager, L. Bardach, S. Russell, and J. Higginbotham, "Access to augmentative and alternative communication : New technologies and clinical decision-making," *Journal of pediatric rehabilitation medicine*, vol. 5, no. 1, pp. 53–61, 2012.
- [23] 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.

Génération de signaux PPG multi-sites pour la surveillance physiologique

Ahmad Hmedeh
Université de Lorraine
 Metz, France
 ahmad.hmedeh@univ-lorraine.fr

Frédéric Bousefsaf
Université de Lorraine
 Metz, France
 frederic.bousefsaf@univ-lorraine.fr

Choubeila Maaoui
Université de Lorraine
 Metz, France
 choubeila.maaoui@univ-lorraine.fr

Résumé—La photopléthysmographie (PPG) est une technique optique non invasive largement utilisée dans les dispositifs portables pour le suivi des paramètres cardiovasculaires. Ces technologies jouent un rôle important dans la surveillance de la santé des personnes âgées ou en situation de handicap, notamment pour le suivi à domicile. Cependant, le développement et l'évaluation de tels systèmes nécessitent des données physiologiques variées, souvent difficiles à collecter dans ces populations.

Dans ce travail, nous proposons une approche de génération contrôlée de signaux PPG permettant de synthétiser des segments physiologiquement plausibles en fonction du site anatomique et de la fréquence cardiaque. Le modèle génératif reproduit les variations morphologiques du signal observées entre différentes régions du corps.

Les résultats montrent que les signaux générés présentent une forte cohérence morphologique, temporelle et spectrale avec les signaux réels. Cette approche offre ainsi un outil utile pour la simulation et l'évaluation de systèmes de surveillance physiologique, notamment dans le contexte du suivi des personnes âgées ou à mobilité réduite et de l'étude de la perfusion tissulaire associée aux plaies chroniques.

Mots clés—Photoplethysmographie, GAN, WGAN-GP conditionnel, Génération de signaux physiologiques, Variabilité anatomique

I. INTRODUCTION

La photopléthysmographie (PPG) est une technique optique non invasive et peu coûteuse largement utilisée pour le suivi de paramètres cardiovasculaires tels que la fréquence cardiaque, la SpO₂ et divers marqueurs hémodynamiques. Elle est aujourd'hui omniprésente dans les dispositifs portables et les systèmes de télésurveillance [1]. Si l'acquisition est traditionnellement réalisée au doigt ou au poignet, des travaux récents explorent des sites anatomiques alternatifs afin d'améliorer le confort d'utilisation et de permettre un monitoring physiologique multi-sites [2].

Dans un contexte de vieillissement de la population, les technologies de suivi physiologique à domicile jouent un rôle croissant dans la prise en charge des personnes âgées ou en situation de handicap [3]. Les capteurs PPG permettent un suivi continu et non invasif de la fréquence cardiaque et d'autres indicateurs hémodynamiques [4], [5]. Au-delà du suivi cardiovasculaire, l'analyse de la perfusion tissulaire peut également contribuer à l'évaluation de la microcirculation et à la surveillance de plaies chroniques telles que les escarres ou les ulcères du pied diabétique [6]. Toutefois, le développement de ces systèmes nécessite des jeux de données physiologiques

variés couvrant différents sites anatomiques et conditions d'acquisition [7]. Dans les populations âgées ou à mobilité réduite, l'acquisition de telles données reste difficile en raison de contraintes expérimentales et cliniques [8].

La morphologie du signal PPG dépend fortement du site anatomique en raison des variations de structure vasculaire, d'épaisseur tissulaire et de réflexion d'onde [9]. Cette variabilité, bien qu'informatrice physiologiquement, complique l'entraînement de modèles robustes. Pourtant, la majorité des approches génératives existantes se limitent à un seul site d'acquisition et ne modélisent pas explicitement la variabilité inter-sites.

Dans ce travail, nous proposons un modèle génératif conditionnel basé sur un Wasserstein GAN avec pénalité de gradient (WGAN-GP) afin de générer des segments PPG conditionnés par la région anatomique (bras, avant-bras, genou, cheville) et la fréquence cardiaque. Le modèle intègre une supervision morphologique hiérarchique basée sur des classifieurs InceptionTime pré-entraînés afin d'imposer des caractéristiques d'onde spécifiques au site anatomique.

Contributions :

- Un cadre génératif conditionnel modélisant explicitement la morphologie PPG dépendante du site anatomique et de la fréquence cardiaque.
- Une supervision morphologique hiérarchique renforçant la cohérence anatomique des signaux générés.
- Une validation qualitative et quantitative montrant une forte cohérence morphologique, temporelle et spectrale avec les signaux réels.

Cette approche constitue un outil utile pour l'augmentation de données et l'évaluation de robustesse d'algorithmes PPG/rPPG, tout en réduisant la dépendance à des acquisitions physiologiques à grande échelle, particulièrement difficiles à réaliser chez les personnes âgées ou en situation de handicap.

II. FORMULATION DU PROBLÈME

Soit $x \in \mathbb{R}^T$ un segment PPG associé à un label anatomique $c \in \mathcal{C} = \{\text{bras, avant-bras, genou, cheville}\}$ et une fréquence cardiaque $b \in \mathbb{R}^+$. Le générateur conditionnel apprend $G(z|c, b) \rightarrow x_{fake}$, $z \sim \mathcal{N}(0, I)$, afin de reproduire la distribution des signaux réels pour la région c et la HR b .

Objectif du générateur. Le générateur minimise :

$$L_G = L_{adv} + \alpha_{cls} L_{class} + \alpha_{HR} L_{HR} + \alpha_{d2} L_{d2} \quad (1)$$

avec $L_{adv} = -\mathbb{E}_z[s(G(z|c, b)|c, b)]$, $L_{class} = \frac{1}{|\mathcal{T}|} \sum_{t \in \mathcal{T}} L_t$ (classifieurs zone/haut/bas du corps), $L_{HR} = \mathbb{E}[\text{MSE}(\hat{b}(x_{fake}), b)]$, et une régularisation de courbure :

$$L_{d2} = \mathbb{E} \|\partial_t^2 x_{fake} - \partial_t^2 x_{real}\|_1 \quad (2)$$

où $\partial_t^2 x(t) = x(t+1) - 2x(t) + x(t-1)$.

Objectif du critique. Le critique WGAN-GP maximise la distance de Wasserstein sous contrainte Lipschitz :

$$L_D = \mathbb{E}[s(x_{fake})] - \mathbb{E}[s(x_{real})] + \lambda_{gp} \mathbb{E}(\|\nabla_{\hat{x}} s(\hat{x})\|_2 - 1)^2 + \lambda_{reg} [\text{MSE}(\hat{b}(x_{real}), b) + \text{MSE}(\hat{b}(x_{fake}), b)] \quad (3)$$

avec $\hat{x} = \epsilon x_{real} + (1 - \epsilon)x_{fake}$, $\epsilon \sim \mathcal{U}(0, 1)$.

III. MATÉRIELS ET MÉTHODES

A. Jeu de données

Nous utilisons le dataset Multi-Site Physiological Monitoring (MSPM) [10], conçu pour l'estimation de paramètres physiologiques multi-sites. Il contient des vidéos RGB/NIR synchronisées et des signaux physiologiques de référence, incluant PPG sur dix sites anatomiques, pression artérielle et SpO₂. Les données proviennent de 103 participants réalisant diverses activités (respiration guidée, apnée, interaction, repos).

B. Prétraitement

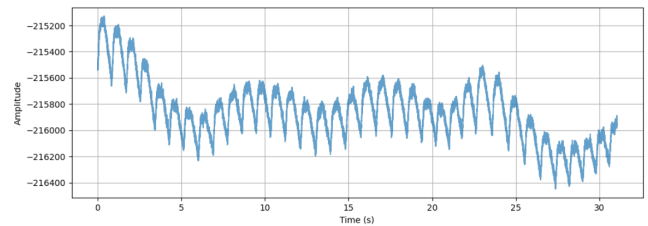
Un pipeline standardisé est appliqué : filtrage Butterworth d'ordre 3 (0.66–3 Hz, 40–180 BPM), rééchantillonnage à 100 Hz et normalisation dans $[-1, 1]$ (Fig. 1). Les signaux sont ensuite découpés en fenêtres de 5 s (500 échantillons, recouvrement 1 s), annotées avec le site anatomique et la HR de référence.

Contrôle qualité. Deux critères sont appliqués : rejet des segments dont l'erreur entre PR spectrale et HR dépasse 8 BPM, et suppression des segments avec score Template Matching (TMS) < 0.96 (Fig. 2).

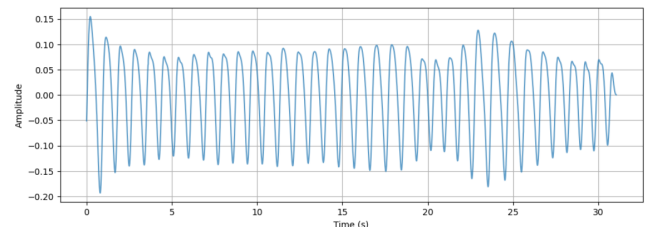
Construction régionale. Les capteurs gauche/droite d'un même site sont fusionnés (morphologie indiscrutable). La Fig. 3 confirme une séparation inter-régions élevée contre une séparation gauche/droite faible. Quatre régions sont retenues (Table I).

TABLE I
CORRESPONDANCE RÉGIONS-CAPTEURS MSPM.

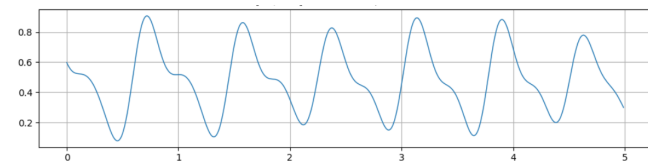
Région	Capteurs
Avant-bras	3, 7
Bras	4, 6
Genou	8, 11
Cheville	9, 10



(a) PPG brute.



(b) Signal filtré et normalisé.



(c) Segment final après contrôle qualité.

FIGURE 1. Pipeline de prétraitement PPG.

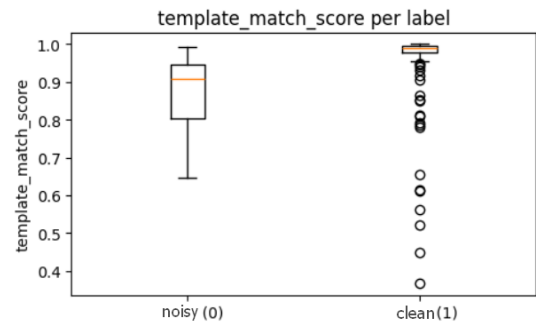


FIGURE 2. Distribution du score TMS pour signaux propres et bruités.

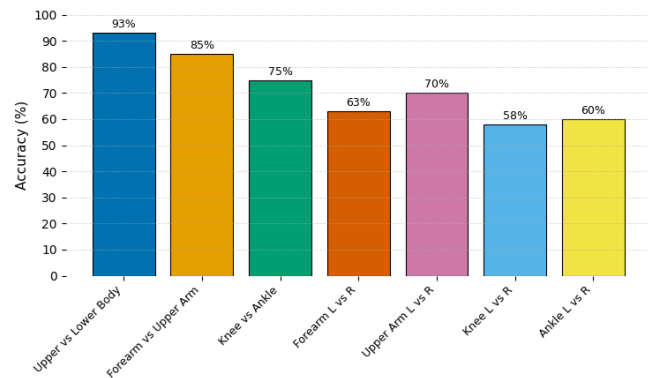


FIGURE 3. Précision de classification entre régions anatomiques.

C. Architecture du modèle

La Fig. 4 présente l'architecture globale du WGAN conditionnel proposé, composé d'un générateur G et d'un critique D . Le générateur reçoit un bruit latent $\mathbf{z} \in \mathbb{R}^{500}$, un label anatomique $c \in \{0, \dots, 3\}$ et une fréquence cardiaque normalisée $b_{\text{norm}} \in [-1, 1]$, et produit un segment PPG synthétique de longueur 500. Le critique reçoit un segment réel ou généré ainsi que le même conditionnement (c, b_{norm}) , et prédit un score de Wasserstein $s(\mathbf{x}|c, b_{\text{norm}})$ et une estimation de fréquence cardiaque $\hat{b}(\mathbf{x})$. Les pertes L_G et L_D sont optimisées de manière alternée. Le conditionnement anatomique et physiologique constitue l'interface commune entre G et D .

1) *Générateur conditionnel*: Le générateur prend en entrée \mathbf{z} , c et b_{norm} . Le vecteur latent est projeté dans une représentation temporelle de longueur cible. Le conditionnement est réalisé par diffusion (broadcast) du label anatomique et de la HR normalisée le long de l'axe temporel, puis concaténation canal-par-canal.

Comme illustré Fig. 5, l'architecture combine :

- des convolutions 1D pour l'extraction de motifs morphologiques locaux,
- un module d'auto-attention pour capturer les dépendances temporelles longues,
- un BiLSTM pour modéliser la dynamique temporelle bidirectionnelle.

Un décodeur convolutionnel avec activation \tanh génère le signal final.

2) *Critique*: Le critique estime conjointement le score de Wasserstein et la fréquence cardiaque, agissant à la fois comme discriminateur adversarial et régresseur physiologique. Il possède deux sorties :

- 1) score scalaire $s(\mathbf{x}|c, b_{\text{norm}})$,
- 2) estimation de fréquence cardiaque $\hat{b}(\mathbf{x})$.

Comme montré Fig. 6, l'architecture comprend trois blocs convolutionnels 1D avec capacité croissante pour l'extraction hiérarchique de caractéristiques. Une statistique d'écart-type minibatch [11] est ajoutée pour favoriser la diversité et limiter le mode collapse. La représentation finale alimente deux têtes linéaires produisant le score et la HR estimée. Le conditionnement (c, b_{norm}) est concaténé à l'entrée afin d'évaluer les signaux sous contraintes physiologiques identiques.

D. Métriques d'évaluation

L'évaluation repose sur des métriques morphologiques, temporelles, spectrales, de bruit et de distribution afin de quantifier le réalisme physiologique et la diversité générative.

Similarité morphologique — skewness, kurtosis, FWHM et ratio systole/diastole (Sys/Dia).

Dynamique temporelle — temps de montée, temps de descente et fréquence cardiaque.

Caractéristiques spectrales et bruit — puissance spectrale (PSD) et rapport signal-bruit (SNR).

Similarité distributionnelle — statistique de Kolmogorov-Smirnov (KS).

Diversité — Coverage et Density [12] pour détecter le mode collapse.

Ces métriques permettent d'évaluer conjointement cohérence physiologique, structure temporelle, contenu spectral et diversité des signaux générés.

IV. RÉSULTATS

A. Adhérence anatomique du générateur

Afin d'imposer une morphologie dépendante du site, trois classifieurs InceptionTime pré-entraînés sont utilisés : *zone* (haut vs. bas du corps), *haut du corps* (avant-bras vs. bras) et *bas du corps* (cheville vs. genou). Les signaux générés sont évalués par cette hiérarchie afin de mesurer l'adhérence au conditionnement anatomique.

La Fig. 7 montre que la précision par région varie entre **97.5%** et **99.5%**, et atteint **99.2%** (membre inférieur) et **100%** (membre supérieur) au niveau zone, indiquant une forte cohérence avec le conditionnement.

Ces scores ne mesurent pas directement le réalisme physiologique mais l'alignement avec les frontières décisionnelles des classifieurs. Étant donné que ces derniers obtiennent 85% et 75% sur données réelles, les performances quasi parfaites sur signaux générés indiquent principalement une cohérence morphologique régionale, conforme au rôle de la perte L_{class} .

B. Évaluation qualitative

La Fig. 8 compare des signaux PPG réels et générés pour différentes régions et fréquences cardiaques. Les signaux synthétiques reproduisent la périodicité, l'amplitude et la morphologie du signal réel. Les caractéristiques spécifiques aux régions (par ex. notch dicrote ou largeur de pulse) sont conservées, et la fréquence cardiaque estimée correspond au conditionnement.

C. Fidélité spectrale

La Fig. 9 montre la FFT moyenne des signaux réels et générés (0–4 Hz). Les spectres sont fortement alignés, avec un pic dominant dans la bande cardiaque et une décroissance similaire, indiquant une préservation du contenu fréquentiel physiologique.

D. Effet de la régularisation de courbure

La Fig. 10 compare les dérivées secondes de signaux PPG réels et générés. Sans la perte L_{d2} , la courbure est bruitée et physiologiquement incohérente malgré une apparence temporelle plausible. Avec L_{d2} , la structure de courbure devient lisse et proche du signal réel, confirmant son rôle dans la génération de signaux adaptés aux analyses basées sur dérivées.

E. Évaluation quantitative

La Table II compare quantitativement les signaux PPG réels et générés. Les métriques sont calculées sur un ensemble équilibré de $N = 2000$ segments synthétiques avec segments réels correspondants. La fréquence cardiaque conditionnée varie de 60 à 96 BPM, assurant une couverture physiologique cohérente entre régions.

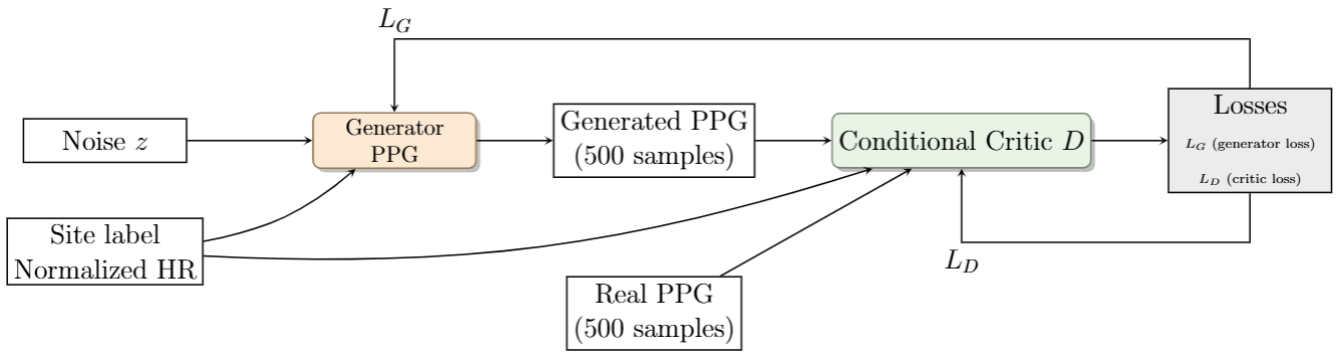


FIGURE 4. Vue d'ensemble du WGAN conditionnel proposé.

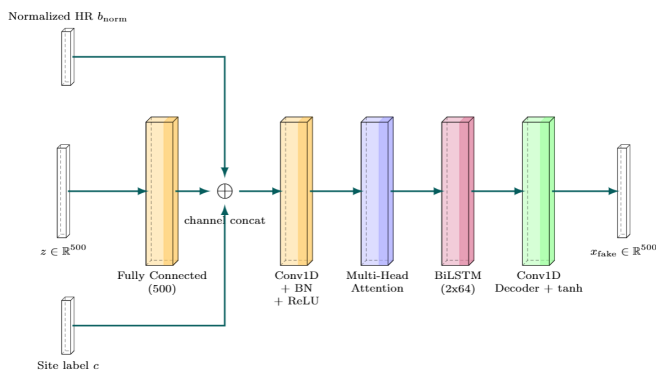


FIGURE 5. Architecture du générateur conditionnel.

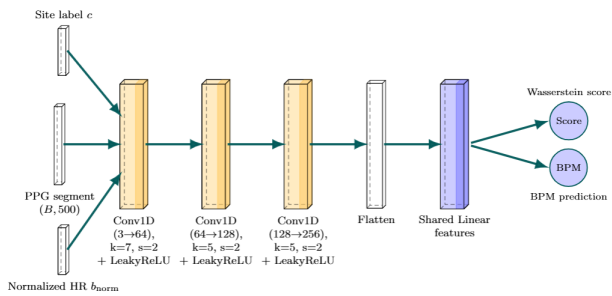
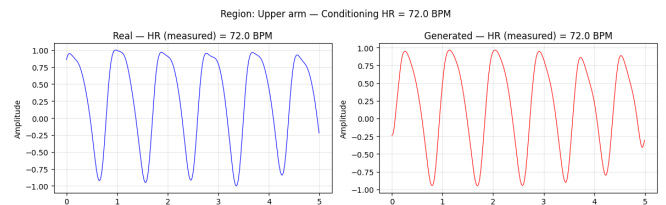
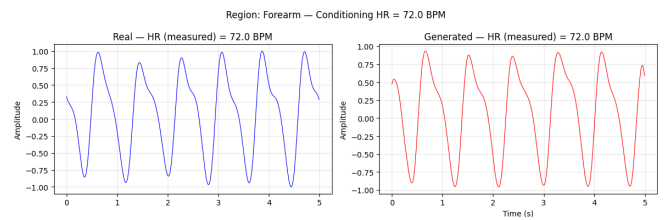


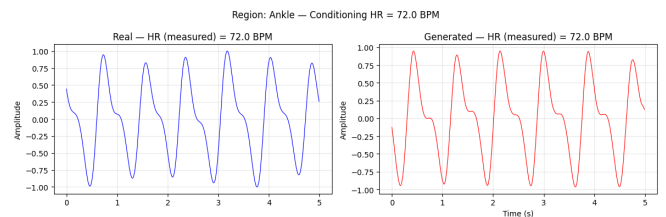
FIGURE 6. Architecture du critique.



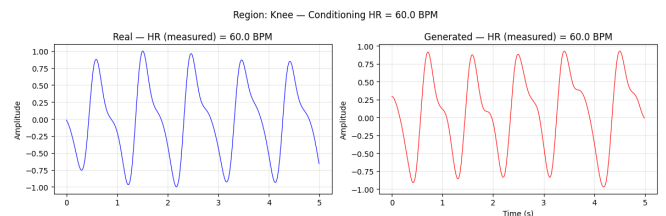
(a) Bras



(b) Avant-bras



(c) Cheville



(d) Genou

FIGURE 8. Comparaison qualitative signaux réels vs générés.

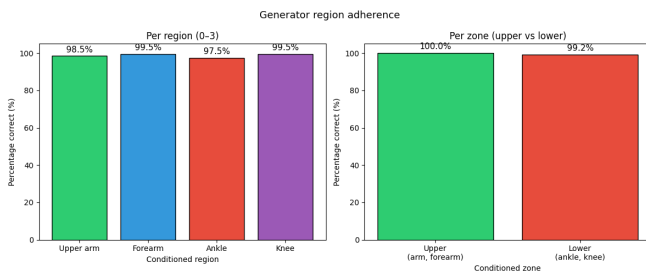


FIGURE 7. Adhérence régionale du générateur.

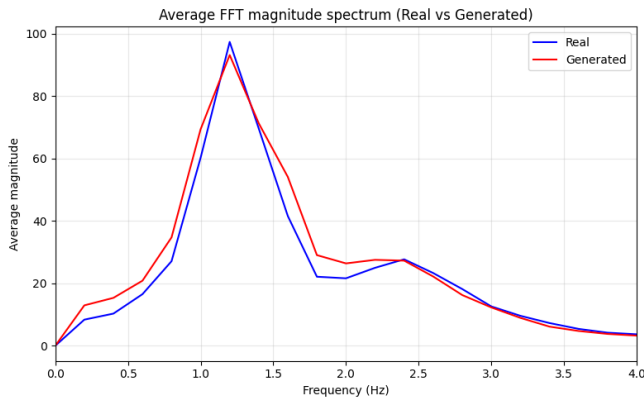
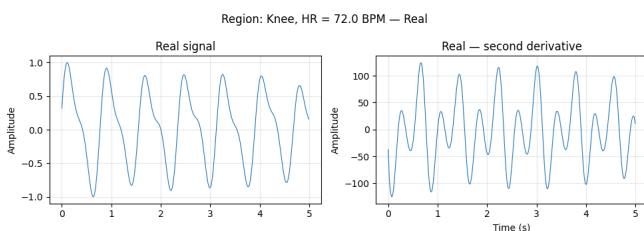
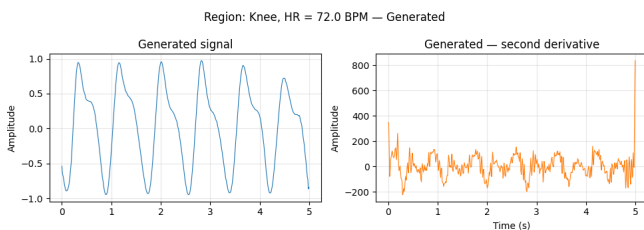


FIGURE 9. FFT moyenne : signaux réels vs générés.



(a) Signal réel



(b) Sans L_{d2}

FIGURE 10. Comparaison des profils de courbure.

1) *Cohérence morphologique*: Les statistiques KS faibles indiquent une forte similarité morphologique. Skewness et FWHM montrent une excellente concordance (KS = 0.08 et 0.04). Le ratio systole/diastole reste stable (KS = 0.11). Une divergence légèrement plus élevée est observée pour la kurtosis (KS = 0.16), sans altération notable de la morphologie globale.

2) *Dynamique temporelle*: Les temps de montée et de descente sont proches des signaux réels (KS = 0.05 et 0.03). La fréquence cardiaque est également cohérente (KS = 0.05), confirmant la préservation de la structure périodique.

3) *Spectre et bruit*: La distribution PSD est bien reproduite (KS = 0.09), indiquant une fidélité fréquentielle réaliste. Les distributions SNR sont similaires (KS = 0.13), suggérant des caractéristiques de bruit cohérentes.

4) *Diversité générative*: Le modèle atteint une Coverage globale de 0.73 et une Density de 0.78, indiquant une bonne couverture de la distribution réelle sans signe de mode collapse, de manière cohérente entre régions.

5) *Résumé*: Globalement, les signaux générés présentent une cohérence morphologique, temporelle et spectrale élevée, tout en conservant une diversité suffisante, confirmant la capacité du modèle à synthétiser des signaux PPG physiologiquement plausibles.

V. DISCUSSION

Ce travail propose un cadre génératif conditionnel pour la synthèse de signaux PPG en préservant explicitement la variabilité morphologique liée au site anatomique et à la fréquence cardiaque. Contrairement aux approches GAN classiques centrées sur la similarité statistique ou la génération mono-site, le modèle intègre une supervision morphologique et des contraintes physiologiques permettant une génération contrôlée et contextualisée.

La supervision morphologique hiérarchique constitue un élément clé. L'intégration de classifieurs anatomiques pré-entraînés guide le générateur vers des caractéristiques d'onde dépendantes du site. La forte adhérence observée indique que le modèle capture une variabilité morphologique inter-sites pertinente. Toutefois, cet accord reflète l'alignement avec les frontières décisionnelles des classifieurs plutôt qu'un réalisme physiologique complet, et peut introduire un biais vers les caractéristiques privilégiées par ces réseaux.

Le conditionnement en fréquence cardiaque et la régularisation de cohérence temporelle sont essentiels pour maintenir une dynamique physiologique plausible. La régularisation de dérivée seconde joue également un rôle critique : sans elle, les signaux générés peuvent sembler réalistes visuellement tout en présentant une courbure physiologiquement incohérente, soulignant l'importance de contraintes temporelles d'ordre supérieur pour les séries biomédicales.

Malgré des résultats solides, plusieurs limites subsistent. Le modèle reste purement data-driven et ne modélise pas explicitement les mécanismes cardiovasculaires (propagation d'onde, compliance artérielle, régulation autonome). De plus, d'autres facteurs physiologiques importants (pression artérielle, rigidité vasculaire, respiration, pathologies) ne sont pas pris en compte. Enfin, la généralisation dépend de la qualité et de la représentativité des données d'entraînement.

Des travaux futurs pourraient intégrer des contraintes physiologiques explicites ou des approches hybrides données-modèle pour améliorer l'interprétabilité et la fidélité physiologique. L'évaluation dans des tâches aval (augmentation de données, robustesse rPPG, simulation de systèmes de capteurs) constitue également une direction importante.

VI. CONCLUSION

Dans ce travail, nous avons proposé un cadre génératif conditionnel basé sur un WGAN pour la synthèse de signaux photopléthysmographiques (PPG) physiologiquement plausibles, conditionnés par la région anatomique et la fréquence cardiaque. L'intégration d'une supervision morphologique hiérarchique, d'une contrainte de cohérence cardiaque et d'une régularisation de courbure permet de produire des

TABLE II
COMPARAISON QUANTITATIVE SIGNAUX PPG RÉELS VS GÉNÉRÉS. Δ : DIFFÉRENCE MOYENNE \pm ÉCART-TYPE (FAKE–REAL). KS : STATISTIQUE DE KOLMOGOROV–SMIRNOV.

Metric	Upper arm		Forearm		Ankle		Knee		Overall	
	Δ	KS	Δ	KS	Δ	KS	Δ	KS	Δ	KS
<i>Morphologie</i>										
Skew	-0.02 ± 0.13	0.14	-0.02 ± 0.19	0.15	-0.02 ± 0.22	0.10	-0.05 ± 0.22	0.19	-0.02 ± 0.19	0.08
Kurtosis	-0.02 ± 0.18	0.09	-0.06 ± 0.24	0.19	-0.07 ± 0.17	0.26	-0.08 ± 0.20	0.22	-0.06 ± 0.20	0.16
Sys/Dia ratio	-0.00 ± 0.05	0.14	-0.00 ± 0.06	0.11	0.00 ± 0.05	0.15	0.00 ± 0.07	0.11	0.00 ± 0.06	0.11
FWHM	-0.01 ± 0.18	0.07	0.00 ± 0.20	0.04	-0.00 ± 0.23	0.06	0.00 ± 0.23	0.05	-0.00 ± 0.21	0.04
<i>Dynamique temporelle</i>										
Rise time	0.00 ± 0.04	0.13	-0.01 ± 0.03	0.12	-0.00 ± 0.02	0.20	0.00 ± 0.03	0.27	-0.00 ± 0.03	0.05
Fall time	0.02 ± 0.07	0.12	-0.01 ± 0.09	0.09	-0.01 ± 0.09	0.06	-0.01 ± 0.09	0.09	-0.00 ± 0.09	0.03
HR	-2.34 ± 5.99	0.10	-0.44 ± 8.28	0.03	0.77 ± 8.92	0.04	-0.63 ± 8.82	0.10	-0.64 ± 8.13	0.05
<i>Bruit</i>										
SNR (dB)	-1.77 ± 3.78	0.13	-1.35 ± 4.46	0.14	-1.47 ± 4.50	0.15	-1.46 ± 4.42	0.16	-1.53 ± 4.29	0.13
<i>Spectre</i>										
PSD	-0.01 ± 0.25	0.13	0.00 ± 0.30	0.08	-0.02 ± 0.22	0.19	-0.03 ± 0.28	0.12	-0.02 ± 0.26	0.09
<i>Diversité</i>										
Coverage	0.84	–	0.83	–	0.70	–	0.76	–	0.73	–
Density	1.23	–	1.03	–	0.69	–	0.79	–	0.78	–

signaux cohérents sur les plans morphologique, temporel et spectral à travers plusieurs sites anatomiques.

Les résultats montrent que les signaux générés présentent une forte similarité avec les signaux réels tout en conservant une diversité générative adéquate. Cette approche constitue ainsi un outil utile pour la synthèse de données physiologiques et pour l'évaluation de systèmes basés sur la PPG.

Dans un contexte de développement de technologies de télé-surveillance médicale, notamment pour le suivi à domicile des personnes âgées ou en situation de handicap, la génération de signaux physiologiques contrôlés peut faciliter l'entraînement et l'évaluation de systèmes de monitoring basés sur la PPG. Ces systèmes peuvent contribuer au suivi cardiovasculaire mais aussi à l'analyse de la perfusion tissulaire, pertinente pour l'évaluation de phénomènes physiologiques tels que la cicatrisation des plaies chroniques. Des travaux futurs pourraient intégrer des variables physiologiques supplémentaires afin d'améliorer la fidélité physiologique des signaux générés et d'élargir les applications potentielles.

RÉFÉRENCES

- [1] L. Evdochim, A. Florescu, and L. Dobrescu, "Roadmap of photoplethysmography technology in advanced cardiovascular assessment," *Romanian Journal of Military Medicine*, vol. 127, no. 5, pp. 406–410, 2024.
- [2] D. Ray, T. Collins, S. I. Woolley, and P. V. S. Ponnappalli, "A review of wearable multi-wavelength photoplethysmography," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2021.
- [3] World Health Organization, *World report on ageing and health*. World Health Organization, 2015.
- [4] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, 2007.
- [5] M. Elgendi, "On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals," *Current Cardiology Reviews*, vol. 8, no. 1, pp. 14–25, 2012.
- [6] C. K. Sen, G. M. Gordillo, S. Roy *et al.*, "Human skin wounds : a major and snowballing threat to public health and the economy," *Wound Repair and Regeneration*, vol. 17, no. 6, pp. 763–771, 2009.

- [7] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, "Wearable photoplethysmographic sensors—past and present," *Electronics*, vol. 3, no. 2, pp. 282–302, 2014.
- [8] S. R. Steinhubl, E. D. Muse, and E. J. Topol, "The emerging field of mobile health," *Science Translational Medicine*, vol. 7, no. 283, p. 283rv3, 2015.
- [9] V. Hartmann, H. Liu, F. Chen, Q. Qiu, S. Hughes, and D. Zheng, "Quantitative comparison of photoplethysmographic waveform characteristics : Effect of measurement site," *Frontiers in Physiology*, vol. 10, p. 198, 2019.
- [10] L. Niu, J. Speth, N. Vance, B. Sporrer, A. Czajka, and P. Flynn, "Full-body cardiovascular sensing with remote photoplethysmography," in *Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW)*, Vancouver, BC, Canada, Jun. 2023, computer Vision for Physiological Monitoring Workshop.
- [11] T. Karras, S. Laine, and T. Aila, "A style-based generator architecture for generative adversarial networks," in *Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 2019.
- [12] M. F. Naeem, S. J. Oh, Y. Uh, Y. Choi, and J. Yoo, "Reliable fidelity and diversity metrics for generative models," in *Proceedings of the 37th International Conference on Machine Learning (ICML)*, ser. Proceedings of Machine Learning Research, vol. 119, 2020, pp. 7176–7185.

ScenaClick - Nouveau dispositif portable pour la rééducation

Justin Debloos
Laboratoires CHArt et Cédric
Université Paris 8, CNAM
France

Céline Jost
Laboratoire CHArt
Université Paris 8
France

Brigitte Le Pévédic
Lab-STICC
Univ Brest, Bretagne INP
France

Dominique Archambault
Laboratoire CHArt
Université Paris 8
France

Résumé—Cet article s'inscrit dans le cadre du projet PRIM, dont l'un des objectifs est de permettre aux ergothérapeutes de créer et personnaliser des activités interactives sans programmation, appelées scénagrammes. Une revue de la littérature sur les systèmes matériels personnalisables en rééducation met en évidence l'absence d'un dispositif d'interaction simple permettant au patient d'interagir avec le système. Afin de répondre à ce manque, ScenaClick a été conçu : un dispositif portable basé sur des boutons d'arcade visant une manipulation accessible. Une évaluation préliminaire menée auprès de 75 participants lors d'un événement grand public a mesuré l'utilisabilité de ScenaClick. Les résultats au F-SUS indiquent un niveau d'acceptabilité qualifié d'"excellent" (87,13/100), suggérant une forte convivialité et un ressenti global positif. La prochaine étape du projet sera une évaluation auprès d'ergothérapeutes afin d'examiner le potentiel du dispositif pour la création autonome d'activités de rééducation.

Mots clés—ScenaClick, Rééducation, Dispositif Interactif Portable, Scénagramme

I. INTRODUCTION

Ce travail s'inscrit dans le cadre du projet PRIM [1] dont l'un des objectifs est de permettre aux personnels de rééducation de pouvoir créer en autonomie des scénagrammes sans programmation : activités/exercices numériques pour leurs patients. Une des contributions du projet PRIM est la plateforme ScenaSuite [2], une suite logicielle et matérielle permettant de créer des scénagrammes et offrant la possibilité aux thérapeutes de personnaliser les séances de rééducation en fonction de chaque patient. ScenaSuite intègre des objets du quotidien comme des lampes, un écran ou un ventilateur. Cet article présente un des éléments de la plateforme : ScenaClick, un dispositif d'interaction portable et simple d'utilisation, conçu pour la rééducation, et permettant à l'utilisateur de pouvoir effectuer une action sur le système.

La section II de cet article présente les résultats d'une revue de littérature sur les systèmes de rééducation pour lesquels il est possible de créer et/ou de personnaliser des activités interactives. Cet état de l'art met en évidence l'absence d'un objet simple du quotidien pour interagir en tant qu'entrée. En réponse à ce manque, nous avons conçu ScenaClick que nous décrivons dans la section III de cet article. Nous avons

également mené une étude pour vérifier l'utilisabilité de ScenaClick et relever les éventuels défauts d'IHM à corriger avant d'évaluer le système auprès d'ergothérapeutes. La méthode de cette étude est présentée dans la section IV et les résultats de l'étude dans la section V. Enfin, la section VI discute des résultats et conclut.

II. ÉTAT DE L'ART

L'objectif de cet état de l'art est de répondre à la question de recherche suivante : "Quels sont les systèmes de rééducation qui permettent de créer et de personnaliser des activités numériques ?". Cet état de l'art est issu d'une revue de littérature effectuée à partir d'une recherche sur la base de données Scopus par mots-clés : ("digital device" OR "numerical device" OR "digital tool" OR "numerical tool" OR "digital system" OR "numerical system" OR "digital platform" OR "numerical platform" OR "technology" OR "technologies") AND "rehabilitation" AND ("adaptable" OR "personalized" OR "personalization" OR "adaptive" OR "modeling" OR "customization" OR "customizable" OR "configurable"). Cette recherche effectuée le 08/07/2025 a fait ressortir 3669 articles datant de 1971 à 2025. Plusieurs tris systématiques se basant sur le titre puis sur le résumé des articles ont permis d'exclure les articles non anglophones ou non francophones ainsi que les articles hors-sujets. Les articles étaient considérés comme hors-sujets quand ils traitaient par exemple : uniquement de physiologie, de médecine ou de rééducation sans technologie numérique ; de logiciels de base de données ou de suivi de patients où les thérapeutes notent uniquement les actes réalisés et/ou des transmissions pour leurs collègues ; ou encore d'ingénierie du bâtiment (exemple : système numérique de réhabilitation personnalisable d'édifice en béton). 3% des articles exclus ont été discutés avec le deuxième auteur avec une supervision des autres auteurs. Enfin, après lecture des articles restants, nous avons conservé 88 articles qui concernent les systèmes de rééducation pour lesquels il est possible de créer et/ou de personnaliser des activités interactives. Parmi ces articles, nous en avons exclus 60 car ils concernaient uniquement du logiciel. L'état de l'art de ce papier se focalise sur les 28 articles sélectionnés qui concernent la partie matérielle des systèmes

de rééducation qui permettent de créer et personnaliser des activités numériques. Ces 28 articles sont présentés classés dans 6 catégories dans la suite de cette section. Chaque catégorie regroupe plusieurs articles dont les dispositifs présentent des similitudes et/ou des caractéristiques communes ayant permis l'établissement des catégories. Les nombres d'articles par catégorie sont proches sauf pour la dernière qui regroupe deux articles présentant des dispositifs numériques dédiés à la création et à la personnalisation d'activités de rééducation. Le tableau I de l'annexe A présente une comparaison des caractéristiques de ces systèmes de rééducation qui permettent de créer et/ou de personnaliser des activités numériques. Il détaille individuellement chaque article : sa catégorie ; son sujet ; s'il est personnalisable/adaptable ; le matériel qui est utilisé ; si les activités proposées sont variées ; si c'est un objet du quotidien ; si la création d'activités est possible ; s'il est commercialisé ; si son prix est élevé.

A. Dispositifs matériels dédiés à la rééducation motrice

Cette catégorie regroupe des dispositifs matériels dédiés à la rééducation motrice. Ces dispositifs sont portés ou manipulés par le patient offrant une assistance ou une contrainte au mouvement (exosquelettes, gants robotisés, capteurs instrumentés, bras mécatroniques). Ces solutions permettent un paramétrage des amplitudes, des vitesses ou des niveaux d'assistance, ainsi qu'un suivi des performances mais ce paramétrage reste limité aux fonctionnalités incluses dans chaque dispositif et ne permet pas la création de scénogrammes. Toutefois, elles se caractérisent souvent par une complexité mécanique et électronique importante ce qui peut engendrer encombrement, fragilité, coûts élevés ou maintenance difficile [3] [4] [5] [6] [7] [8].

B. Jeux numériques de rééducation motrice

Cette catégorie concerne également la rééducation motrice mais sous forme de jeux numériques qui reposent sur des environnements interactifs utilisant des capteurs (caméras, capteurs de mouvement, capteurs physiologiques) qui permettent de stimuler l'activité motrice à travers des mécaniques ludiques. Ils offrent généralement des possibilités de paramétrage des exercices et de suivi des performances sans possibilité de créer de nouveaux jeux ou d'enrichir les interactions par de nouvelles modalités. Néanmoins, ces systèmes requièrent fréquemment des infrastructures techniques dédiées et parfois lourdes [9] [10] [11] [12].

C. Dispositifs de rééducation motrice par imitation

Cette catégorie comprend les dispositifs de rééducation motrice par imitation qui s'appuient sur la reproduction séquentielle de postures présentées par un avatar virtuel ou un agent physique. Ils offrent aux thérapeutes des outils de création ou de paramétrage d'exercices, permettant de définir des enchaînements personnalisés et d'assurer un suivi visuel de l'exécution. La capture et l'enregistrement du mouvement du patient permet un retour immédiat du thérapeute ou l'auto-gestion du patient. Il est néanmoins impossible pour le thérapeute de créer autre chose qu'un exercice postural. On

observe deux cas : soit l'interaction se fait par captation des mouvements, soit les actions du patient n'ont pas d'impact sur l'activité [13] [14] [15] [16] [17].

D. Jeux ou exercices numériques de rééducation cognitive

Cette catégorie regroupe les jeux et exercices numériques de rééducation cognitive qui exploitent des environnements interactifs 2D ou 3D, sur tablette, ordinateur ou en réalité virtuelle et qui permettent de stimuler des fonctions telles que la mémoire, l'attention, la planification ou la prise de décision. Ces solutions proposent généralement des interfaces paramétrables permettant au thérapeute d'ajuster la difficulté, la durée, les contenus ou certains retours (scores, objets, contraintes), favorisant ainsi une adaptation progressive aux capacités du patient. Ces environnements ne permettent cependant pas aux thérapeutes de créer de nouveaux jeux ou de nouvelles activités [18] [19] [20] [21] [22] [23] [24].

E. Rééducation par simulation d'activités de la vie quotidienne

Ces dispositifs visent à entraîner les fonctions cognitives au travers de situations écologiques reproduisant des tâches courantes (cuisine, déplacements, courses, manipulation d'objets). Même si ces environnements, proposés sur tablette, écran ou projetés permettent au thérapeute de paramétrer des objectifs, le niveau d'assistance, les distracteurs ou les indices disponibles pour adapter la complexité aux capacités du patient, ils restent spécifiques à leur contexte natif et ne proposent pas d'éléments interactifs physiques [25] [26] [27] [28].

F. Dispositifs numériques dédiés à la création et à la personnalisation d'activités de rééducation

Ces systèmes numériques sont centrés autour d'un environnement physique et numérique. Ils permettent à la fois une rééducation motrice et cognitive. Les activités proposées sont liées et dépendent d'un environnement qui occupe une place centrale du système, structure les interactions et conditionne l'exercice. Ces systèmes combinent manipulation tangible, feedback multimodal (visuel, auditif, haptique) et possibilité de paramétrage ce qui permet aux thérapeutes d'ajuster les exercices. Néanmoins, ces systèmes ne permettent pas une variabilité des modalités d'interaction hors de leur contexte prévu [29] [30].

III. PRÉSENTATION DE SCENAClick

A. Description du dispositif

ScenaClick est un dispositif portable qui propose une modalité d'interaction avec des gros boutons de type buzzer ou jeux d'arcades (voir figure 1 encadré A). Le choix de ce type de boutons est motivé par leur affordance et ils sont normalement connus de tous. Les boutons sont gros et donnent la possibilité d'appuyer à des personnes qui pourraient souffrir de troubles de la motricité ou de paralysies et cela même en cas de tremblements ou de besoins d'interaction avec un autre membre comme la tête, le coude ou le pied tant que la

force d'appui est suffisante. Les boutons sont disposés sur un support imprimé en 3D ce qui permet de rendre le support facilement reproductible et pas cher. Il est également possible d'en changer la couleur et/ou le matériau en fonction des besoins. Le support est pensé pour accueillir l'ordinateur de contrôle du dispositif, une carte Raspberry Pi 4. Le choix de cette carte est avantageux car elle est peu chère pour les fonctionnalités qu'elle propose. Elle permet beaucoup de connectivités différentes : wifi, jack, HDMI, USB, Bluetooth et GPIO pour de nombreux accessoires. Elle permet donc d'offrir au dispositif une grande modularité. Le support des boutons est pensé pour accueillir différentes connectiques en saillies (voir figure 1 encadré B) qui permettent à l'utilisateur de brancher directement sur le support les éléments qu'il souhaite ajouter au dispositif. Ces connectiques permettent d'alimenter le dispositif, de connecter un écran, une enceinte, un clavier ou encore une souris.

La forme du support a été pensée pour permettre à l'utilisateur d'interagir avec le dispositif de manière naturelle : une forme en double arc de cercle qui se croise comme on peut le voir sur la figure 1 encadré A. La disposition des arcs de cercle permet aux utilisateurs de poser leurs bras sur une table pour utiliser les boutons sans effort, de manière naturelle avec un mouvement "essuie-glace". La disposition des arcs de cercle et la manière dont ils se croisent ont été calculés en mesurant la moyenne de la distance entre le coude et le milieu de la paume de la main sur 3 personnes de tailles différentes mesurant de 150 cm à 175 cm. D'après ces mesures, il semble que la disposition des arcs de cercle pour que l'utilisateur puisse utiliser ScenaClick de manière confortable restent sensiblement identiques sans réel influence des différences de taille entre les utilisateurs. Les utilisateurs semblent plutôt éloigner ou rapprocher le dispositif en fonction de leur taille. De plus, nous avons présenté le support une fois imprimé aux mêmes utilisateurs pour vérifier sa forme en situation réelle.

Les gros boutons colorés sont disposés dans cet ordre : rouge, jaune, blanc, bleu puis vert. Ils sont disposés de sorte à mettre le blanc (couleur neutre) au centre, le rouge à gauche et le vert à droite dans le sens où le rouge évoque l'action de stopper quelque chose ou de revenir en arrière ou quelque chose de négatif et le vert évoque l'action de valider ou de passer à la suite ou quelque chose de positif. Les deux autres boutons ont été placés pour obtenir la meilleure harmonie possible. Le rouge et le vert étant des couleurs complémentaires, les couleurs les plus proches dans le cercle chromatique ont été mises à côté : le jaune et le vert. Le bleu et le rouge sont un peu plus éloignés mais restent dans la même zone du cercle. Ces boutons sont néanmoins interchangeable, on peut en changer la couleur ou même en changer la fonction en ajoutant un pictogramme pour suggérer une fonction, par exemple "?" pour un bouton d'aide.

B. Activité : Histoire interactive

Une des activités pouvant être jouée avec ScenaClick est une histoire interactive : l'histoire des 3 petits cochons. ScenaClick



FIGURE 1 – Photo du dispositif ScenaClick

Légende : 1 : USB-A ; 2 : USB-C ; 3 : HDMI ; 4 : Jack 3mm

est utilisé pour lancer l'activité et avancer ou reculer dans l'histoire. Au cours de l'histoire, le participant voit sur un écran, branché en HDMI sur ScenaClick, des images et le texte de narration qui est également énoncé sur une enceinte. Une fois le texte énoncé, une lampe située sur la droite du participant s'allume en vert pour inviter ce dernier à appuyer sur le bouton vert pour passer à la suite de l'histoire et une autre lampe située sur la gauche du participant s'allume en rouge pour inviter ce dernier à appuyer sur le bouton rouge pour revenir en arrière dans l'histoire. À deux reprises au cours de l'histoire, le participant apprend que le loup souffle sur une maison, à ce moment-là, une prise connectée active le ventilateur trois fois par intermittence apportant un effet de vent au participant.

C. Activité : Jeu de Stroop

Une autre activité pouvant être jouée avec ScenaClick est appelée "Jeu de Stroop", inspirée du test neuropsychologique éponyme. L'activité comporte 4 niveaux de difficultés croissantes avec 10 étapes chacun. Dans le niveau 1, on affiche au participant un carré de couleur, dans le niveau 2 un mot comme "herbe" ou "Soleil" avec une police de texte colorée en rouge, bleue, jaune ou verte, dans le niveau 3 un nom de couleur avec une police d'écriture colorée comme dans le niveau 2 et dans le niveau 4 qui est plus facile que les deux précédents, on affiche un dessin avec un fond de couleur, par exemple une vache verte ou une fraise bleue. À chaque fois le participant doit appuyer sur le bouton qui est de la même couleur que celle qu'il voit sur un écran et cela le plus vite possible alors que des lumières s'allument avec des couleurs aléatoires à chaque étape pour le distraire. À la fin, le score du participant est affiché. L'interaction se passe avec

les 4 boutons de couleur, mais une perturbation, faite avec un jeu de lumières blanches, intervient entre chaque niveau pour forcer le participant à rester attentif aux autres stimuli. La perturbation s'arrête avec le bouton blanc.

IV. MÉTHODES

A. Activités

Les participants effectuent successivement les deux activités, d'abord l'histoire interactive puis le jeu de Stroop. Chaque activité utilise ScenaClick, une prise connectée qui contrôle un ventilateur, deux ampoules connectées RGB, des haut-parleurs et un écran. L'histoire interactive a été conçue pour donner un aperçu du potentiel interactif de ScenaSuite et permet d'imaginer l'utilisation du système pour d'autres histoires ou activités séquentielles. L'activité du jeu de Stroop permet d'évaluer le potentiel attractif et motivant de ScenaClick ce qui est important dans un contexte de rééducation.

B. Observations

Plusieurs observations sont effectuées pendant que les participants manipulent ScenaClick. L'expérimentateur note quelle main utilise le participant (droite, gauche ou les deux) et où se situe la ou les mains (au-dessus sans contact du dispositif, sur le dispositif ou sur la table devant le dispositif).

C. Questionnaire

Après avoir effectué les deux activités, les participants sont invités à répondre à un questionnaire sur la base du volontariat. Le questionnaire contient une série de 22 questions sur une échelle de Lickert de 1 à 5 où 1 correspond à "Pas du tout d'accord" et 5 correspond à "Tout à fait d'accord". Les questions 1 à 10 sont les questions du F-SUS [31]. Les questions 11 à 22 sont des questions propres au système : les questions 11 à 15 explorent la convivialité de ScenaClick ; les questions 16 à 20 examinent l'apport des dispositifs pour l'interaction. Les questions 21 et 22 mesurent le ressenti global. Les 22 questions sont listées dans l'annexe B. Le questionnaire pose également des questions signalétiques sur les participants : manualité, genre, âge, activité et département.

V. RÉSULTATS

A. Données signalétiques

L'évaluation a été conduite auprès de 75 participants pendant 4 jours à la Cité des Sciences et de l'Industrie à Paris en France lors d'un événement permettant aux jeunes chercheurs de présenter leurs travaux au grand public. Parmi les participants, 38 sont des femmes et 37 sont des hommes soit 50,67% de femmes et 49,33% d'hommes, d'âge moyen de 32,09 ans (écart-type :18,45 ; min : 9 ; max : 76 ; médiane : 30). Parmi les participants, 88% sont droitiers, 10,67% sont gauchers et 1,33% sont ambidextres. Ces données signalétiques sont représentatives de la population française.

B. Observations

Lors d'une précédente évaluation de ScenaClick, l'année précédente, au même événement et face à un public similaire, les observations ont mis en évidence que les "joueurs" appuyaient souvent très fort sur les boutons lors du jeu de Stroop et lors d'un jeu de rapidité de calcul mental.

Les observations de cette étude montrent que les participants ont principalement appuyé de manière douce (49% des participants) ou de manière moyenne (43% des participants) alors que seulement 8% des participants ont appuyé de manière forte. La force d'appui pourrait être due aux activités proposées aux participants ainsi qu'à l'ordre dans lequel elles sont effectuées. En effet, l'évaluation présentée dans cet article a débuté par l'activité des 3 petits cochons qui est une histoire interactive et calme sans contrainte temporelle ou d'enjeux de victoire ou de score leur donnant l'habitude d'appuyer doucement ou modérément sur le dispositif. La manière d'appuyer des participants pourrait dépendre de l'activité qu'ils effectuent sur ScenaClick. Il est donc important que le dispositif soit solide et robuste pour s'adapter à une utilisation différente en fonction des activités. La même instance de ScenaClick a été utilisée pendant 3 ans et n'a pas subi de casse lors des essais. Il semble donc suffisamment robuste, en sachant que les activités ont été jouées environ 600 fois pendant 4 jours chaque année. Des observations qualitatives montrent que lorsque les visiteurs participent à l'activité du jeu de Stroop, ils ont tendance à vouloir se défier entre eux et/ou améliorer leur score et se montrent donc plus engagés dans l'activité. Cela suppose que ScenaClick et ses boutons procurent un cadre ludique, amusant et engageant.

C. Mesure de l'utilisabilité

ScenaClick a obtenu un score d'utilisabilité de 87,13 au F-SUS ce qui correspond à un degré d'acceptabilité excellent. La figure 2 présente les résultats en pourcentage obtenus pour chaque question du F-SUS (Q1 à Q10 dans l'annexe B).

D. Retours sur la conception de ScenaClick

La figure 3 présente les résultats en pourcentage obtenus sur les questions qui concernent la conception de ScenaClick (Q11 à Q15). Les résultats montrent que la majorité des participants ont trouvé que les boutons ont une forme appropriée (96%), n'ont pas été gênés par leur couleur (94%) et n'ont pas trouvé les boutons trop gros (83%, neutre 11%). Les résultats sont plus nuancés pour les deux autres questions, mais seuls 8% pensent que la forme du support n'est pas adaptée et 10% qu'il est difficile d'appuyer sur les boutons.

E. Apport des dispositifs pour l'interaction

La figure 4 présente les résultats en pourcentage obtenus sur les questions concernant l'apport des dispositifs pour l'interaction (Q16 à Q20). Les participants ont majoritairement remarqué les lampes (70%) mais elles ne les ont ni gêné (80%), ni aidé (90%). Une faible majorité des participants (56%) a ressenti le souffle du ventilateur tandis que 56% n'ont pas aimé la voix de synthèse de l'histoire.

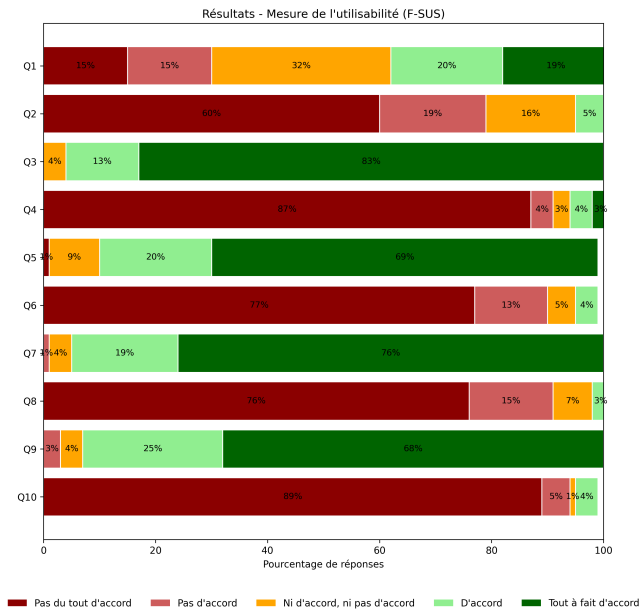


FIGURE 2 – Présentation des résultats des questions sur la mesure de l'utilisabilité - F-SUS (Q1 à Q10)

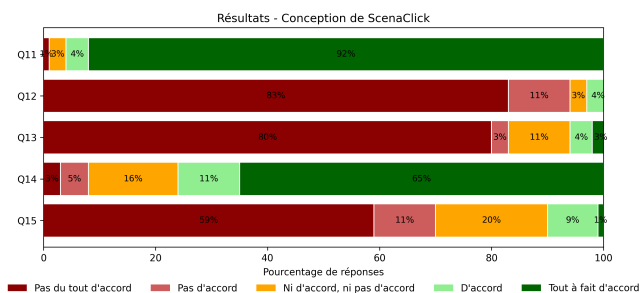


FIGURE 3 – Présentation des résultats des questions sur la conception de ScenaClick (Q11 à Q15)

F. Ressenti global

La figure 5 présente les résultats en pourcentage obtenus sur le ressenti global des participants (Q21 et Q22). L'expérience a reçu une très bonne adhésion puisque 93% des participants l'ont aimé (7% neutre) et seuls 4% des participants ne seraient pas prêts à réutiliser le système (19% neutre).

VI. DISCUSSION, LIMITES ET CONCLUSION

L'évaluation de ScenaClick menée en contexte de salon a permis de recueillir des retours positifs sur l'utilisabilité du dispositif auprès du grand public. Les résultats suggèrent que le dispositif est manipulable et perçu comme simple d'utilisation, ce qui constitue une étape importante avant son évaluation par des ergothérapeutes. Cependant, plusieurs limites doivent être soulignées. D'une part, le public cible n'était pas composé de thérapeutes ou de patients mais de visiteurs volontaires, venus spontanément et motivés par la découverte du dispositif. Ce contexte favorable

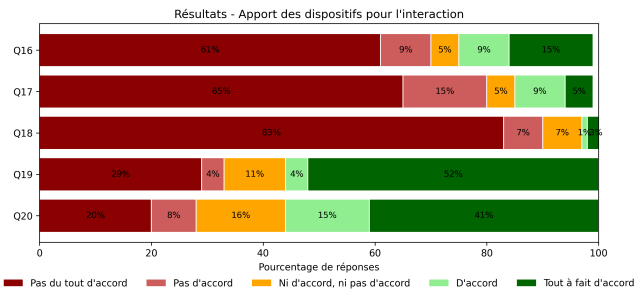


FIGURE 4 – Présentation des résultats des questions sur l'apport des dispositifs pour l'interaction (Q16 à Q20)

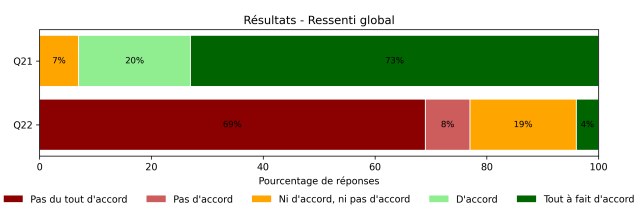


FIGURE 5 – Présentation des résultats des questions sur le ressenti global (Q21 et Q22)

peut introduire un biais d'engagement et ne reflète pas nécessairement les contraintes réelles d'un usage clinique. D'autre part, l'étude s'est déroulée dans un environnement de salon, moins contrôlé qu'un cadre expérimental ou thérapeutique. Par ailleurs, seuls deux scénarii ont pu être testés et il n'a pas été possible de contrebalancer l'ordre des activités car après plusieurs essais auprès de différents participants, lorsque ceux-ci réalisaient le jeu de Stroop en premier, ils refusaient de participer à l'histoire des 3 petits cochons et ne pouvaient donc pas compléter le questionnaire.

Malgré ces limites, cette étude constitue une validation préliminaire du dispositif sur le plan de l'utilisabilité et de l'expérience utilisateur. Ces résultats sont prometteurs. En effet, la prochaine étape du projet sera une évaluation auprès d'ergothérapeutes, qui pourront tester ScenaClick dans une logique de création et de personnalisation d'activités pour leurs patients, conformément aux objectifs de ScenaSuite. Cette phase permettra d'analyser plus finement l'adéquation du système aux pratiques professionnelles et son potentiel d'intégration en contexte de rééducation.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier les équipes d'Universcience et de la Cité des Sciences et de l'Industrie pour l'organisation de l'événement Science Infuse auquel nous avons pu participer pour mener nos expérimentations. Nous remercions également l'Université Paris 8 - Vincennes - Saint-Denis, ainsi que l'Université de Brest, Bretagne INP et le Conservatoire National des Arts et Métiers pour leur soutien administratif et financier.

RÉFÉRENCES

[1] C. Jost, J. Debloos, D. Archambault, B. Le Pévédic, J. Sagot, R. Sohier, C. Albert Tijus, I. Truck, and G. Uzan, "PRIM Project : Playing and

- Recording with Interactivity and Multisensoriality,” in *ACM International Conference on Interactive Media Experiences*, ser. IMX '21. New York, NY, USA : ACM, Jun. 2021, pp. 223–227.
- [2] C. Jost, B. L. Pévédic, I. D. Loreto, D. Archambault, G. Uzan, C. Chassan, J. Debloos, C. Bault, E. Tebebu, and T. Dhueige, “ScenaSuite : plateforme numérique multisensorielle pour créer des activités interactives sans programmation,” Oct. 2025.
- [3] M. F. P. Lázaro, H. J. Q. Choque, and M. S. M. Gutierrez, “Low-Cost Remote Monitoring System for Hand Rehabilitation Using an Exoskeleton and IoT in Phalangeal and Meningeal Fractures,” *International Journal of Electronics and Communication Engineering*, vol. Volume 11, Apr. 2024.
- [4] J. Sooraj P, S. Litcy, K. Pavithra, N. Ahalya, N. Remya R, and G. Venugopal, “Facial Muscles Rehabilitation System for Paralyzed Patients Using sEMG Signals and IoT,” *2024 International Conference on Futuristic Technologies in Control Systems ; Renewable Energy (ICFCR)*, pp. 1–5, Sep. 2024, conference Name : 2024 International Conference on Futuristic Technologies in Control Systems ; Renewable Energy (ICFCR).
- [5] J. Monge, G. Ribeiro, A. Raimundo, O. Postolache, and J. Santos, “AI-Based Smart Sensing and AR for Gait Rehabilitation Assessment,” *Information*, vol. 14, no. 7, p. 355, Jul. 2023.
- [6] R. S. Cavalcante, E. A. Lamounier Júnior, A. Cardoso, A. Soares, and G. M. d. Lima, “Development of a Serious Game for Rehabilitation of Upper Limb Amputees,” in *2018 20th Symposium on Virtual and Augmented Reality (SVR)*, Oct. 2018, pp. 99–105.
- [7] A. Borboni, R. Faglia, and M. Mor, “Compliant Device for Hand Rehabilitation of Stroke Patient.” American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, Oct. 2014.
- [8] A. Crema, A. McNaught, U. Albisser, M. Bolliger, S. Micera, A. Curt, and M. Morari, “A hybrid tool for reaching and grasping rehabilitation : The ArmeoFES,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Aug. 2011, pp. 3047–3050.
- [9] G. Cosentino, M. Gianotti, F. Riccardi, and F. Garzotto, “Empowering caregivers in multisensory smart spaces for education and therapy.” CEUR-WS, 2020, accepted : 2024-11-14.
- [10] E. Navarro, P. González, V. López-Jaquero, F. Montero, J. P. Molina, and D. Romero-Ayuso, “Adaptive, Multisensorial, Physiological and Social : The Next Generation of Telerehabilitation Systems,” *Frontiers in Neuroinformatics*, vol. 12, Jul. 2018.
- [11] I. Olivieri, P. Meriggi, C. Fedeli, E. Brazzoli, A. Castagna, M. L. R. Roidi, and L. Angelini, “Computer Assisted REhabilitation (CARE) Lab : A novel approach towards Pediatric Rehabilitation 2.0,” *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, vol. 11, no. 1, pp. 43–51, 2018.
- [12] R. N. Madeira, L. Costa, and O. Postolache, “PhysioMate - Pervasive physical rehabilitation based on NUI and gamification,” in *2014 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE)*, Oct. 2014, pp. 612–616.
- [13] V. M. R. Penichet, M. D. Lozano, J. E. Garrido, F. Albertos-Marco, R. Bond, and M. D. Mulvenna, “Designing postures for rehabilitation therapies in a multimodal system based on a 3D virtual environment and movement-based interaction,” *Multimedia Tools and Applications*, vol. 81, no. 30, pp. 44445–44466, Dec. 2022.
- [14] T. Kempitiya, D. Silva, E. Rio, R. Skarbez, and D. Alahakoon, “Personalised Physiotherapy Rehabilitation using Artificial Intelligence and Virtual Reality Gaming,” Jul. 2022, pp. 1–6.
- [15] W. Wu, D. Wang, T. Wang, and M. Liu, “A personalized limb rehabilitation training system for stroke patients,” in *2016 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, Dec. 2016, pp. 1924–1929.
- [16] L. V. Calderita, P. Bustos, C. S. Mejías, B. F. González, and A. Bandera, “Rehabilitation for Children while Playing with a Robotic Assistant in a Serious Game,” vol. 2. SCITEPRESS, Sep. 2013, pp. 89–96.
- [17] T. Lu, H. Lin, Y. Lee, R. Chen, H. Chen, S. Chang, J. Chen, B. Wu, and T. Wu, “A motion-sensing enabled personalized exercise system for cardiac rehabilitation,” *2012 IEEE 14th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*, pp. 167–171, Oct. 2012, conference Name : 2012 IEEE 14th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom 2012).
- [18] C. Fantozzi, A. Zanella, M. Simoni, D. Gollin, C. Ruaro, M. Casa, A. Codemo, E. Gasparoli, and C. Gabelli, “Towards Digital Therapy for Alzheimer’s Disease and Other Forms of Neurocognitive Disorder : the INFORMA Software Platform,” in *Proceedings of the 2022 ACM Conference on Information Technology for Social Good*, ser. GoodIT '22. New York, NY, USA : ACM, Sep. 2022, pp. 68–74.
- [19] D. Quintana, A. Rodríguez, and I. Boada, “Authoring Tools for Procedural Modeling of Virtual Reality-Based Rehabilitation Exercises,” *IEEE Access*, vol. 10, pp. 131567–131578, 2022.
- [20] S. Tresser, T. Kuffik, I. Levin, and P. L. Weiss, “Personalized rehabilitation for children with cerebral palsy,” *User Modeling and User-Adapted Interaction*, vol. 31, no. 4, pp. 829–865, Sep. 2021.
- [21] V. G. Shaiget, C. Proulx, A. Cabral, N. Choudhury, M. Hewko, E. Kohlenberg, M. Segado, M. S. D. Smith, and P. Debergue, “An Immersive and Interactive Platform for Cognitive Assessment and Rehabilitation (bWell) : Design and Iterative Development Process,” *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, vol. 8, no. 4, p. e26629, Nov. 2021.
- [22] A. Tacchino, L. Pedullà, L. Bonzano, C. Vassallo, M. A. Battaglia, G. Mancardi, M. Bove, and G. Bricchetto, “A New App for At-Home Cognitive Training : Description and Pilot Testing on Patients with Multiple Sclerosis,” *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 3, no. 3, p. e85, Aug. 2015.
- [23] M. Confalonieri, P. Tomasi, M. Depaul, G. Guandalini, M. Baldessari, D. Oss, F. Prada, A. Mazzalai, M. Da Lio, and M. De Cecco, “Neuro-physical rehabilitation by means of novel touch technologies,” *Studies in Health Technology and Informatics*, vol. 189, pp. 158–163, 2013.
- [24] J. Hoey, C. Boutilier, P. Poupart, P. Olivier, A. Monk, and A. Mihailidis, “People, sensors, decisions : Customizable and adaptive technologies for assistance in healthcare,” *ACM Trans. Interact. Intell. Syst.*, vol. 2, no. 4, pp. 20 :1–20 :36, Jan. 2013.
- [25] J. Câmara, A. R. S. e. Silva, T. Paulino, S. B. i. Badia, M. Vilar, and E. Fermé, “Ecologically Valid Tablet-based Cognitive Training : A Case Report of a Bilateral Thalamic Stroke Patient,” in *2024 IEEE 12th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, Aug. 2024, pp. 1–8.
- [26] K. Coninx, T. De Weyer, R. Lemmens, and K. Luyten, “ReHappy : The House Elf that serves your Rehabilitation Exercises,” in *Proceedings of the 2016 CHI Conference Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, ser. CHI EA '16. New York, NY, USA : ACM, May 2016, pp. 2192–2199.
- [27] E. Klinger, A. Kadri, E. Sorita, J. L. Le Guiet, P. Coignard, P. Fuchs, L. Leroy, N. du Lac, F. Servant, and P. A. Joseph, “AGATHE : A tool for personalized rehabilitation of cognitive functions based on simulated activities of daily living,” *IRBM*, vol. 34, no. 2, pp. 113–118, Apr. 2013.
- [28] D. Dréan, S. Bouilland, D. Nadalini, A. Baillet, J. Lozada, M. Wiertelowski, L. Grisoni, G. Casiez, F. Giraud, and J. M. Flamant, “REACTIVE : développement d’un outil de rééducation pour les accidentés vasculaires cérébraux en réalité virtuelle,” *IRBM*, vol. 32, no. 2, pp. 139–141, Apr. 2011.
- [29] A. G. Ozgur, M. J. Wessel, T. Asselborn, J. K. Olsen, W. Johal, A. Özgür, F. C. Hummel, and P. Dillenbourg, “Designing Configurable Arm Rehabilitation Games : How Do Different Game Elements Affect User Motion Trajectories ?” in *2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Jul. 2019, pp. 5326–5330.
- [30] D. Tetteroo, “Tagtrainer : end-user adaptable technology for physical rehabilitation,” in *Proceedings of the 11th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, ser. PervasiveHealth '17. New York, NY, USA : ACM, May 2017, pp. 452–454.
- [31] G. Gronier and A. Baudet, “Psychometric Evaluation of the F-SUS : Creation and Validation of the French Version of the System Usability Scale,” *International Journal of Human-Computer Interaction*, vol. 37, no. 16, pp. 1571–1582, Oct. 2021.

ANNEXE A

Catégories	Articles	Sujet de l'article	Personnalisable/ Adaptable	Matériel utilisé	Activités variées	Objet quotidien	Créations d'activités	Commercialisé	Prix élevé
A	[3]	Exosquelette de rééducation de la main	Non	ESP32 / Impressions 3D / Smartphone / Moteurs	Non	Non	Non	Non	Non
A	[4]	Dispositif de rééducation des muscles faciaux	Non	ESP32 / Électrodes / Armature de casque audio	Non	Non	Non	Non	Non
A	[5]	Rééducation de la marche	Oui	Montre connectée / Ordinateur	Non	Oui	Oui	?	Non
A	[6]	Jeu 2D de rééducation	Non	ESP32 / gyroscope	Non	Non	Non	?	Non
A	[7]	Gant de rééducation	Non	Moteurs / Câbles / Capteurs / Pièces plastiques sur mesure / Gant en tissus	Non	Non	Non	?	Oui
A	[8]	Bras robotique Armeo	Oui	Bras robotique constructeur	Oui	Non	Non	Oui	Oui
B	[9]	Jeux projeté	Oui	Projecteurs / Tablette	Oui	Non	Oui	Oui	Oui
B	[10]	Jeux reconnaissance de gestes	Oui	Écrans / Capteurs de mouvement / EEG / Capteur biométrique et cardiaque / Caméra HD	Non	Non	Non	?	Oui
B	[11]	Salle thérapeutique	Oui	Projecteurs / Audio 7.1 / Caméras / Ordinateurs / Manettes de jeux / Capteur de geste / Capteurs physiologiques	Oui	Non	Non	Oui	Oui
B	[12]	Jeux reconnaissance membres supérieurs	Oui	Ordinateur / Capteur de mouvement	Non	Oui	Non	?	Non
C	[13]	Création d'exercices posturaux de rééducation	Oui	Ordinateur / Écran	Non	Oui	Oui	?	Non
C	[14]	Création d'exercices kinésithérapeutiques	Oui	Ordinateur / Écran / Casque VR	Non	Oui	Oui	?	Oui
C	[15]	Création d'exercices de stretching	Oui	Ordinateur / Écran	Non	Oui	Oui	?	Non
C	[16]	Rééducation motrice par imitation d'un ours	Oui	Ordinateur / Vidéoprojecteur / Ours en peluche robotisé / Caméra avec reconnaissance de mouvement	Non	Non	Oui	?	Oui
C	[17]	Rééducation physique avec reconnaissance de mouvements	Oui	Écran / Kinect / Capteurs physiologiques	Non	Non	Oui	?	Non
D	[18]	Exercice cognitif manipulation de mot sur tablette	Oui	Tablette	Non	Oui	Non	Oui	Non
D	[19]	Univers 3D en réalité virtuelle personnalisable	Oui	Casque de réalité virtuelle / Ordinateur	Non	Oui	Oui	?	Oui
D	[20]	Jeu 2D personnalisable	Oui	Ordinateur ou Tablette	Non	Oui	Non	?	Non
D	[21]	Exercice cognitif	Oui	Ordinateur	Oui	Oui	Oui	?	Non
D	[22]	Application exercice de rééducation	Oui	Ordinateur ou Tablette	Oui	Oui	Non	?	Non
D	[23]	Jeu 2D "Find the cheese"	Oui	Ordinateur	Non	Oui	Non	?	Non
D	[24]	Dispositif art thérapie	Non	Chevalet / Ordinateur / Écran tactile	Non	Oui	Non	?	Oui
E	[25]	Organisation de la cuisine	Oui	Tablette	Non	Oui	Non	?	Non
E	[26]	ReHappy	Oui	Peluche connectée / Tablette	Oui	Non	Non	Oui	Oui
E	[27]	Déplacement virtuel en ville	Oui	Ordinateur / Vidéoprojecteur	Non	Oui	Oui	?	Non
E	[28]	Activités de la vie quotidienne projetées sur mur	Oui	Projecteur / Capteurs de position / Sécateur connecté	Oui	Non	Non	Oui	Oui
F	[29]	Cellulo	Oui	Robot haptique / Surface imprimé	Oui	Non	Oui	Oui	Oui
F	[30]	TagTrainer	Oui	Écran avec capteur RFID intégrés / Objets divers avec tag RFID	Oui	Oui	Oui	Non	Oui

TABLE I – Comparaison des caractéristiques des systèmes de rééducation qui permettent de créer et/ou de personnaliser des activités numériques
 Catégories : A - Dispositifs matériels dédiés à la rééducation motrice ; B - Jeux numériques de rééducation motrice ; C - Dispositifs de rééducation motrice par imitation ; D - Jeux ou exercices numériques de rééducation cognitive ; E - Rééducation par simulation d'activités de la vie quotidienne ; F - Dispositifs numériques dédiés à la création et à la personnalisation d'activités de rééducation

ANNEXE B

- Q1 Je voudrais utiliser ce système fréquemment
- Q2 Ce système est inutilement complexe
- Q3 Ce système est facile à utiliser
- Q4 J'aurai besoin du soutien d'un technicien pour être capable d'utiliser ce système
- Q5 Les différentes fonctionnalités de ce système sont bien intégrées
- Q6 Il y a trop d'incohérences dans ce système
- Q7 La plupart des gens apprendront à utiliser ce système très rapidement
- Q8 Ce système est très lourd à utiliser
- Q9 Je me suis senti très en confiance en utilisant ce système
- Q10 J'ai eu besoin d'apprendre beaucoup de choses avant de pouvoir utiliser ce système
- Q11 Je trouve que les boutons ont une forme appropriée.
- Q12 J'ai été gêné par la couleur des boutons.
- Q13 Je trouve que les boutons sont trop gros.
- Q14 Je trouve que la forme du support est adaptée au mouvement de mes mains.
- Q15 J'ai trouvé qu'il était difficile d'appuyer sur les boutons.
- Q16 Je n'ai pas remarqué les lampes sur les côtés.
- Q17 J'ai été gêné par les lampes.
- Q18 J'ai été aidé par les lampes.
- Q19 J'ai ressenti le souffle du loup.
- Q20 Je n'ai pas aimé la voix de synthèse dans l'histoire des 3 petits cochons.
- Q21 J'ai aimé l'ensemble de l'expérience.
- Q22 Je ne voudrais pas réutiliser le système pour faire d'autres activités.

Session : Assistance à la mobilité

Présidente de session : Julie Lang

Étude des facteurs prédictifs du temps d'apprentissage de l'équilibre sur deux roues en fauteuil roulant manuel

Antonio PINTI
Laboratoire LARSH De Visu
UPHF, Valenciennes, France.

Antonio.pinti@uphf.fr

Ahmad RIFAI SARRAJ
Faculty of Public Health
Laboratory MOHAR
Beirut, Liban.

Eric WATELAIN
Laboratoire J-AP2S, UR201723207F
Université de Toulon, France

Rawad EL HAGE
Department of Physical Education,
Division of Education,
University of Balamand, kelhat
El-Koura, Liban

Résumé – Les personnes à mobilité réduites nécessitant de se déplacer en Fauteuil Roulant Manuel (FRM) doivent faire face à de nombreux obstacles tels que des bordures de trottoir, des marches ou des sols irréguliers. Pour les surmonter, il est essentiel de savoir maîtriser l'équilibre en deux roues du FRM. L'objectif de cette étude est d'identifier des paramètres permettant de prédire le temps d'apprentissage du deux roues (TA) en FRM. Plusieurs variables ont été étudiées (l'angle d'équilibre, le temps de premier essai, le temps 1^{er} chute et la difficulté d'apprentissage) dans une démarche de modélisation incrémentale. Les résultats montrent que ces paramètres expliquent 39% de la variation du TA mais que d'autres paramètres restent encore à prendre en compte. Ces résultats permettent d'envisager des perspectives afin d'améliorer la prédiction du TA et la personnalisation de l'entraînement.

Mots Clés – **fauteuil roulant manuel, équilibre en deux roues, apprentissage, habiletés motrices, mobilité.**

I. INTRODUCTION

L'apprentissage de l'équilibre en deux-roues est une compétence essentielle pour les personnes en Fauteuil Roulant Manuel (FRM). Au-delà de la technique, cette manœuvre fait partie d'un processus global pour s'adapter à un nouveau mode de vie et de déplacement en FRM. En France, d'après les chiffres Ministère du Travail, de la Santé et des Solidarités, il y aurait environ 1,1 million de personnes qui utilisent un fauteuil au quotidien. (1) Comme l'expliquent Van der Woude et ses collaborateurs dans leurs recherches sur l'innovation

en FRM, l'autonomie ne vient pas seulement de la technologie du fauteuil, mais aussi de la manière dont l'utilisateur va interagir avec son matériel et son environnement. (2)

Savoir basculer son fauteuil sur deux roues permet de franchir les obstacles de la vie de tous les jours, comme les bordures de trottoir ou les sols irréguliers. C'est donc un enjeu important pour permettre aux utilisateurs d'avoir une meilleure inclusion sociale, tout en se déplaçant en sécurité et avec plus d'autonomie.

Dans un contexte de rééducation ou d'apprentissage fonctionnel, le temps nécessaire pour acquérir la maîtrise du deux-roues varie fortement selon les individus. Cette variabilité interindividuelle suggère l'influence conjointe de plusieurs facteurs, à la fois biomécaniques, moteurs et perceptifs. Identifier ces facteurs est un enjeu majeur afin d'adapter les protocoles d'apprentissage, d'anticiper les difficultés rencontrées par certains utilisateurs et d'optimiser l'accompagnement proposé par les professionnels de santé.

Certains indicateurs peuvent être mesurés avant même la phase d'apprentissage d'autres dès les premières minutes de mise en situation. Par exemple l'angle d'équilibre, est estimé au repos par le basculement guidé par le pareur positionné à l'arrière du fauteuil afin que le sujet ressente l'équilibre et la position qu'il devra atteindre. Le temps du premier essai constitue un marqueur de la performance motrice initiale et de la compréhension immédiate de la tâche. Ces éléments sont d'ailleurs des éléments d'évaluation qui ont été utilisés dans l'étude Wheelchair Skills Test par Kirby RL et son

équipe en 2004. (3) Enfin, la difficulté d'apprentissage perçue par le sujet apporte une dimension psychologique complémentaire, susceptible d'influencer la motivation, l'engagement et la progression globale de l'apprentissage.

L'objectif de cette étude est d'identifier une première série de facteurs prédictifs du TA chez des utilisateurs de FRM. Pour ce faire, une méthodologie expérimentale standardisée a été mise en place, associant des mesures objectives issues de capteurs angulaires et des évaluations subjectives recueillies par questionnaire, puis analysées à l'aide de modèles statistiques pas à pas.

II. MATERIELS ET METHODES

Matériel expérimental

L'apprentissage de l'équilibre en deux-roues a été réalisé à l'aide d'un FRM standard type Invacare action 3 NG à propulsion manuelle, conforme aux dispositifs couramment utilisés en rééducation fonctionnelle et référencés dans les bases de remboursement de la sécurité sociale. L'utilisation de ce type de fauteuil vise à garantir la transférabilité des résultats vers des situations cliniques réelles.

Le FRM a été instrumenté à l'aide d'un système de mesures angulaires reposant sur un smartphone fixé sous l'assise. L'angle sol-assise a été mesuré en temps réel à l'aide de l'application Phyphox, (6). Ce dispositif permet une acquisition continue, non invasive et reproductible des données angulaires tout au long de la séance d'apprentissage.

Les données numériques angulaires ont été enregistrées à une fréquence de 100 Hz.

Afin d'assurer la sécurité des participants, un pareur a été positionné à l'arrière du fauteuil durant toute la séance d'apprentissage (figure 1).

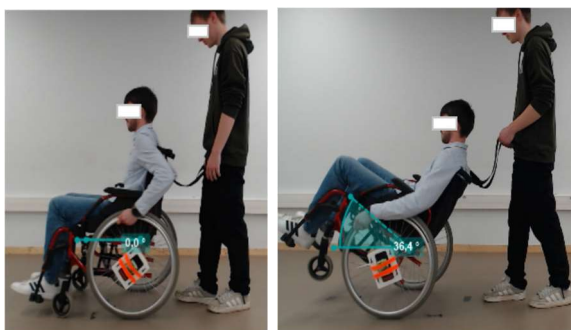


Figure 1 : : Illustration des positions du FRM au repos (à gauche) et en équilibre (à droite) sur deux roues, avec un pareur assurant la sécurité de l'apprentissage.

Son rôle était exclusivement préventif et consistait à intervenir uniquement en cas de chute arrière, sans influencer volontairement le mouvement du sujet, grâce à un cordage souple fixé sur le fauteuil et maintenu par le pareur.

Population d'étude

L'étude a porté sur un échantillon de 36 participants ayant réalisé une séance d'apprentissage de l'équilibre statique en deux-roues en FRM. L'âge moyen des participants était de $24 \pm 2,33$ ans. Chaque participant a été associé à un identifiant unique garantissant l'anonymat des données.

Aucun des participants ne présentait de contre-indication de type trouble musculosquelettique ou trouble de l'équilibre susceptible de compromettre la réalisation de la tâche. Tous les participants ont été informés du déroulement de l'expérimentation et ont donné leur consentement éclairé préalablement à la participation à l'étude.

Protocole expérimental

Chaque participant a réalisé une séance d'apprentissage du deux-roues selon un protocole standardisé. L'objectif de celui-ci était de permettre une acquisition progressive de la capacité à stabiliser le FRM en position de deux-roues statique, par la répétition du mouvement et l'intégration corporelle de l'angle d'équilibre.

La séance s'est déroulée sur une durée fixe de 30 minutes maximum, alternant des phases d'apprentissage actif de 3 minutes et des périodes de repos de 30 secondes afin de limiter la fatigue musculaire. Durant l'ensemble de la séance, l'angle sol-assise a été mesuré en continu par le système de mesure angulaire installé sur le FRM.

Variables étudiées

La variable dépendante de l'étude était le temps d'apprentissage (TA), exprimé en secondes, correspondant au temps nécessaire pour atteindre une maîtrise fonctionnelle du basculement en deux-roues. La maîtrise la position de l'équilibre en FRM est définie par la capacité à rester au minimum 30 secondes en position 2 roues.

Quatre variables indépendante ou explicatives ont été initialement considérées :

- **Angle d'équilibre (AE)** : exprimée en degrés, correspondant à l'angle sol-assise

associé à la position d'équilibre en deux-roues (Figure 1) image de droite.

- **Temps de première chute (T1C)** : Durée écoulée avant la première perte d'équilibre après le 1^{er} temps de maintien en deux roues observée au cours de la séance.
- **Temps de premier essai (T1E)** : Durée écoulée lors du premier maintien sur deux roues réalisée par le participant.
- **Difficulté d'apprentissage perçue (DA)** : Variable subjective évaluée à l'aide de l'échelle de Borg allant de 6 aucun effort, à 20 effort maximal. Comme l'ont montré Buckley et al. 2011, cet outil permet de traduire une perception subjective en une donnée quantitative fiable, sans être biaisé par l'âge des sujets. (4) Elle a été administrée à l'issue de la séance pour estimer le ressenti global de difficulté du participant vis-à-vis de la tâche.

Ces variables ont été sélectionnées afin de couvrir différentes dimensions de l'apprentissage, incluant les capacités biomécaniques initiales, la performance motrice précoce et la perception subjective de la difficulté.

Analyse statistique

Les données ont été importées et analysées à l'aide du logiciel R. Une vérification préalable de l'intégrité des données a été réalisée afin de s'assurer de l'absence de valeurs manquantes.

Des modèles de régression linéaire ont ensuite été construits selon une approche progressive visant à évaluer l'influence des différentes variables explicatives sur le TA.

III. RESULTATS

Une analyse descriptive a d'abord été réalisée afin de caractériser les distributions des variables étudiées. Une analyse graphique des relations entre les variables explicatives et le TA a mis en évidence l'absence de relation entre le temps de première chute (T1C) et TA (figure 2).

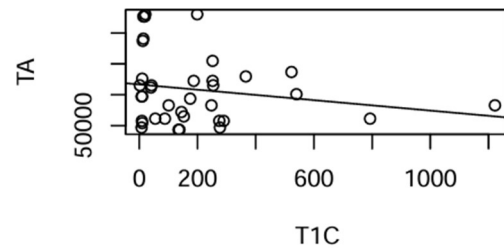


Figure 2 : Relation entre le temps de première chute et le temps d'apprentissage.

La figure 2 montre une forte dispersion des points et une tendance linéaire négative suggérant que ce paramètre n'est pas pertinent pour prédire le temps d'apprentissage. Une régression linéaire impliquant l'ensemble des variables confirme ce résultat (p -value = 0,9635 > 0,05). Le temps de première chute n'a donc pas été retenu pour la suite de la modélisation statistique.

Le modèle prédictif incrémental est déterminé à partir des variables retenues lors de la pré-analyse des données et en suivant une logique temporelle de progression de l'apprentissage.

Une série de 3 modèles de régression linéaire a été élaborée selon une approche temporelle séquentielle, permettant de retracer progressivement l'apprentissage du deux-roues en FRM et de quantifier l'effet propre de chaque facteur mis en évidence lors de la phase de pré-analyse.

Modèle 1 : TA en fonction de AE seul

Modèle	Variables	p-value	R ²
1	AE	0,00292	0,2322

Tableau 1 : Résultat de la régression linéaire simple AE

Cette première régression simple montre une relation positive et significative entre AE et TA avec une p -value = 0,003 < 0,05. C'est-à-dire qu'un angle d'équilibre élevé engendre un temps d'apprentissage plus long. Le coefficient de détermination $R^2 = 0,2322$ indique, quant à lui, que AE n'explique qu'environ 23% de la variance de TA.

Modèle 2 : TA en fonction de AE et T1E

Modèle	Variables	p-value	R ² ajusté
2	AE	0,00296	0,2699
	T1E	0,05957	

Tableau 2 : Résultats de la régression linéaire multiple AE + T1E.

Cette nouvelle régression montre que l'ajout du temps de premier essai (T1E), une variable à performance initiale (qui reflète les capacités du sujet au tout début de l'apprentissage), augmente le

coefficient de détermination ajusté à 0,27. Cela montre, par rapport au modèle précédent, que T1E apporte une information supplémentaire au modèle.

Modèle 3 : TA en fonction de AE, T1E et DA

Ce modèle tient compte des trois variables retenues, correspondant chacune à une étape de l'apprentissage : AE pour le début, T1E pour la première performance et DA pour la difficulté ressentie à la fin de cet essai.

Modèle	Variables	p-value	R ² ajusté
3	AE	0,0200	0,3856
	T1E	0,0610	
	DA	0,0114	

Tableau 3 : Résultats de la régression linéaire multiple pas à pas : AE + T1E + DA.

Cette dernière régression montre bien que chaque variable apporte des informations supplémentaires pour expliquer le temps d'apprentissage. En effet, nous pouvons remarquer que le coefficient de détermination ajusté (R²) augmente à chacune des étapes atteignant 0,39 pour ce modèle comprenant les 3 variables (Tableau 3).

Afin de déterminer un modèle final offrant la meilleure capacité de prédiction, nous avons comparé trois modèles de complexité croissante, liés à l'ajout progressif de variables.

Cette comparaison repose sur trois indicateurs standards : le coefficient de détermination ajusté (R² ajusté), le critère d'information d'Akaike (AIC) et la significativité statistique (p-value) (5).

Les résultats de cette comparaison sont synthétisés dans le tableau ci-dessous :

Modèle	Variables	R ² Ajusté	AIC	p-value
1	AE	0,21	886,3	< 0,01
2	AE+T1E	0,27	884,4	< 0,01
3	AE+T1E+DA	0,39	879,0	< 0,001

Tableau 4: Comparaison des indicateurs de performance des modèles de prédiction.

L'analyse du Tableau 4 met en évidence une amélioration constante des indicateurs à chaque ajout de variables au modèle.

Tout d'abord, le R² ajusté augmente de manière notable, avec un gain de 18 % entre le Modèle 1 et le Modèle 3 (modèle final). Cela signifie que le modèle final parvient à expliquer 39 % de la variabilité du temps d'apprentissage (TA). Ce gain souligne que

l'ajout des variables T1E (+6%) et DA (+12%) est essentiel pour affiner le modèle de régression.

Ensuite, le choix du modèle 3 est confirmé par la diminution du critère AIC (Akaike Information Criterion). Conformément aux travaux d'Akaike, H. 1998, un modèle est considéré comme statistiquement supérieur lorsque son AIC diminue. (5) Ici, le passage de 886,3 à 879,0 souligne que l'augmentation de la complexité du modèle est justifiée par le gain de précision obtenu.

Enfin, la p-value globale du Modèle 3 ($p < 0,001$) met en évidence une très forte significativité statistique. Les variables retenues ne sont donc pas corrélées au temps d'apprentissage par hasard. Elles représentent des piliers concrets (l'AE comme facteur biomécanique, le T1E comme facteur sensorimoteur et la DA comme facteur psychologique) sur lesquels les rééducateurs, kinésithérapeutes peuvent s'appuyer pour anticiper la progression de l'apprentissage du basculement sur deux-roues en fauteuil roulant.

IV. INTERPRETATION DES RESULTATS

A partir du modèle final (AE + T1E + DA), nous obtenons l'équation prédictive du temps d'apprentissage (TA) suivante :

$$TA = \beta_0 + \beta_1 * AE + \beta_2 * T1E + \beta_3 * DA$$

Le modèle 3 nous permet d'estimer les coefficients suivants :

$$TA = -1800.05 + 38.09 * AE + 933.29 * T1E + 68.25 * DA$$

Les résultats montrent que le TA dépend de plusieurs facteurs répartis sur l'ensemble du processus. L'angle d'équilibre et la difficulté d'apprentissage apparaissent comme les prédicteurs les plus importants, alors que le temps de premier essai montre un impact moindre. Cela suggère que le TA ne dépend pas seulement des performances initiales mais de l'ensemble des étapes de l'apprentissage, depuis les caractéristiques de départ jusqu'à la difficulté ressentie à la fin.

V. CONCLUSION – PERSPECTIVES

Les résultats obtenus montrent que les paramètres pris en compte actuellement (angle d'équilibre, temps de premier essai et difficulté d'apprentissage) permettent d'expliquer une partie de la variabilité du

temps d'apprentissage mais qu'une part importante de cette variabilité reste non expliquée par ce modèle. En d'autres termes, cela signifie que le temps d'apprentissage dépend d'autres facteurs qui n'ont pas encore été étudiés.

Ainsi, pour améliorer ce modèle, il serait intéressant d'y intégrer d'autres paramètres qui auraient potentiellement un impact sur le temps d'apprentissage. Par exemple, la qualité de la vision et notamment de la profondeur de champ, la dominante sensorielle du participant, la force musculaire de la main, le temps de réaction à une stimulation ou encore la peur de chuter avant l'apprentissage pourraient contribuer à compléter ce modèle et mieux orienter vers la stratégie d'apprentissage la plus efficace.

Physics Education, vol. 53, n. 4, 045009, DOI 10.1088/1361-6552/aac05e, 6pp.

VI. Références

1. **Ministère du Travail, de la Santé et des Solidarités.** Réforme de la prise en charge intégrale. *Handicap.gouv.fr*. [En ligne] 2024. [Citation : 10 02 2026.] <https://handicap.gouv.fr/faq-reforme-de-la-prise-en-charge-integrale-des-fauteuils-roulants>.
2. **Van der Woude, Lucas H. V., de Groot, Sonja et Janssen, Thomas W.** (2006) Manual wheelchairs: Research and innovation in sports and daily life. *Science & Sports*. Vol. 21, 4, pp. 226-235.
3. **al., Kirby R. Lee et.** The wheelchair skills test (2004) (version 2.4): measurement properties. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol. 85, 5, pp. 794-804.
4. **Buckley, John P. et Borg, Gunnar A.V.** (2011) Borg's scales in strength training; from theory to practice in young and older adults. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*. Vol. 45, 6, pp. 682-692.
5. **Akaike, Hirotugu.** Information Theory and an Extension of the Maximum Likelihood Principle. (1998) [auteur du livre] E. Parzen, K. Tanabe et G. Kitagawa. [éd.] Springer. *Selected Papers of Hirotugu Akaike*. New York : s.n., pp. 199-213.
6. **S Staacks et al** (2018) Advanced tools for smartphone-based experiments: phyphox.

Contrôle Confortable d'une Flotte de Fauteuils Roulants pour Améliorer l'Autonomie des Personnes à Mobilité Réduite

Yehya SHARIF
CRIStAL, CNRS UMR 9189 and JUNIA
41 Boulevard Vauban
59000 Lille, France
yehya.sharif@junia.com

Gilles TAGNE
CRIStAL, CNRS UMR 9189 and JUNIA
41 Boulevard Vauban
59000 Lille, France
gilles.tagne@junia.com

Rochdi MERZOUKI
CRIStAL, CNRS UMR 9189
Avenue Paul Langevin
59655 Villeneuve d'Ascq, France
rochdi.merzouki@polytech-lille.fr

Christophe SUEUR
CRIStAL, CNRS UMR 9189, Centrale Lille Institut
CS 20048
59651 Villeneuve d'Ascq Cedex, France
christophe.sueur@centralelille.fr

Abstract—Plusieurs technologies contribuent à améliorer l'autonomie des Personnes à Mobilité Réduite (PMR) par l'utilisation des fauteuils roulants intelligents. Parmi ces dernières, nous pouvons citer: les applications développant des interfaces de contrôle du fauteuil adaptées aux différents types de handicap, les applications d'aide à la conduite, les applications de navigation semi-autonomes/autonomes et les applications de navigation en flotte. Ces applications permettent de réduire la charge physique des soignants en améliorant l'autonomie des PMR. Concernant la navigation en flotte, la plupart des approches de suivi et de platooning se focalisent uniquement sur la navigation et la coordination, négligeant l'impact des mouvements saccadés (oscillations d'accélération/décélération) influençant le confort des passagers. Le présent article propose une étude du développement de deux contrôleurs basés sur deux approches de suivi différentes en présentant au préalable la conception intégrée du fauteuil roulant SPARC (Smart Platooning Autonomous Robot Chair) que nous avons développé. La première approche est un asservissement visuel. La seconde approche de navigation dite de confort se base sur une modélisation multi-niveaux des interactions entre les paires de fauteuils. Dans cette nouvelle approche proposée, chaque interaction leader-suiveur est modélisée par un couplage ressort-amortisseur virtuel, implémenté sous forme de contrôleurs PI agissant sur les erreurs de vitesse linéaire et angulaire, afin d'amortir les oscillations et de limiter l'amplification des accélérations dans la flotte. Des expérimentations mettent en évidence la validité des contrôleurs développés pour une navigation de flotte.

Index Terms—personne à mobilité réduite, handicap, personnes âgées, fauteuil roulant, robotique, mobilité, confort, modélisation, contrôle automatique.

I. INTRODUCTION

D'APRÈS la Direction de la Recherche, des Études, de l'Évaluation et des Statistiques (DREES), près de 13

Nous remercions RITMEA, UPEAK, la Région Hauts-de-France et la FEDER pour le financement de cette recherche. La plateforme de fauteuil roulant est financée par RITMEA. La startup UPEAK, la Région Hauts-de-France et la FEDER ont fourni un soutien financier pour la thèse de doctorat.

% des personnes de 15 ans et plus en France souffrent d'un handicap fonctionnel [1]. Ces statistiques illustrent la nécessité de disposer des technologies d'assistance mobiles avancées et accessibles afin d'améliorer l'autonomie et la qualité de vie des personnes en situation de handicap. Pour répondre à ces défis, les chercheurs développent des applications pour fauteuils roulants intelligents qui peuvent être classées en quatre domaines principaux : les applications d'aide à la conduite, la navigation autonome ou semi-autonome [2], les interfaces adaptées à différents types de handicaps, telles que les interfaces homme-machine mains libres, comme le contrôle des mouvements de la tête à l'aide d'un accéléromètre fixé sur la tête du patient et l'interface cerveau-ordinateur BCI (Brain-Computer Interface), et finalement le suivi/platooning ou la navigation de flotte. Par ailleurs, des simulateurs de conduite en réalité virtuelle ont été développés pour la formation et l'évaluation des capacités de conduite [3]. Ces applications améliorent l'autonomie et la mobilité des Personnes à Mobilité Réduite (PMR) et réduisent la charge physique sur les accompagnants (aidants) et les soignants.

Une étude réalisée sur 13 maisons de retraite au Limousin (France) en 2021, montre que 68,9 % des 866 résidents âgés avaient une très faible mobilité [4] et 68 % du personnel soignant des EHPAD (établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes) signalent une augmentation de la charge de travail physique [5] et surtout durant les pandémies comme celle de COVID-19, dont 65 % rapportent avoir mis leur santé en danger durant le confinement. Pour répondre à ces défis, les chercheurs étudient entre autres solutions, l'intégration de flottes de fauteuils roulants dans les EHPAD pour améliorer l'autonomie des personnes âgées, réduire la charge physique des soignants, et réaliser une mobilité plus inclusive.

Ces dernières années, la communauté scientifique

s'intéresse au platooning de fauteuils roulants robotisés et au suivi d'accompagnateurs, surtout dans les hôpitaux, aéroports, et les maisons de retraite. Suzuki et al. [6] ont développé un système de suivi entre plusieurs fauteuils roulants et les soignants sur une trajectoire prédéfinie en gardant une connexion géométrique constante entre les fauteuils roulants. De plus, Sugano et al. [7] ont proposé une flotte de fauteuils roulants successifs équipés d'un compensateur d'erreur capable d'éliminer l'effet du poids du passager sur la vitesse du fauteuil roulant léger. Par ailleurs, Kobayashi et al. [8] ont proposé un fauteuil roulant intelligent capable de suivre les soignants dans les couloirs et les portes étroites en appliquant trois modes différents : côte à côte, insensible et suivi arrière. Récemment, Kalenberg et al. [9] ont traité de l'interaction sociale entre les passagers et les accompagnateurs en proposant un algorithme de navigation multimodale permettant à un fauteuil roulant intelligent d'accompagner une personne en utilisant une costmap, et Kostic et al. [10] ont également mis en place un suivi de fauteuils roulants dans un aéroport basée sur un asservissement visuel suivant un marqueur imprimé.

L'ensemble de ces recherches ont considéré la flotte de fauteuils roulants d'un point de vue macroscopique, sans tenir compte du niveau microscopique. En d'autres termes, elles n'ont pas pris en considération la modélisation dynamique d'interaction entre chaque paire des fauteuils et ont ignoré l'effet de mouvement saccadé sur les passagers, qui, en réalité, a un effet négatif et un impact sur le confort des passagers. Il est donc essentiel de prendre en compte l'impact de ce mouvement sur les passagers. Cet impact pourrait être représenté par les variations d'accélération et de décélération, qui peuvent entraîner un basculement de la posture du passager, ce qui peut générer une gêne pour celui-ci. De nombreux chercheurs ont exploré la problématique du confort des passagers. Sato et al. [11] ont étudié le confort des patients adultes sur un fauteuil roulant électrique omnidirectionnel et spécifié les seuils d'accélération. Morales et al. [12] ont abordé la question du confort des passagers et des piétons en proposant un modèle de navigation équilibré qui a été utilisé pour planifier les trajectoires des fauteuils roulants socialement acceptables. Par ailleurs, Demestre et al. [13] ont analysé les contraintes biomécaniques de la propulsion en fauteuil roulant manuel sur des pentes, mettant en évidence l'importance de considérer les aspects ergonomiques et physiologiques pour le confort des utilisateurs. Il ressort de ces études que le confort des usagers de fauteuil roulant électrique a été abordé dans la littérature des fauteuils roulants intelligents, en revanche, cette problématique n'a pas été abordée concernant une flotte où cela est d'autant plus essentielle à cause de l'apparition des mouvements saccadés générés pour maintenir une inter-distance entre fauteuils qui se suivent.

Merzouki et al. [14] et Kumar et al. [15] ont étudié le mouvement saccadé d'un convoi de conteneurs dans un port en émulant leur interaction avec un système ressort-amortisseur virtuel dans le sens longitudinal, sans aborder et étudier le confort des passagers, et sans que cela soit directement adapt-

able à une navigation de fauteuils roulants. Nous inspirant de ces travaux, notre contribution dans ce papier consiste à développer des contrôleurs qui assurent une navigation confortable en réduisant les effets des mouvements saccadés. Pour atteindre notre objectif, après une présentation de la conception intégrée de notre fauteuil, nous développons deux contrôleurs basés sur différentes approches. L'un des contrôleurs de suivi repose sur l'approche de l'asservissement visuel, tandis que l'autre est basé sur des capteurs de mouvement (odométrie, IMU) qui s'appuient sur un contrôleur inspiré de la physique, émulant les interactions de chaque paire de fauteuils roulants avec un système virtuel de ressorts et d'amortisseurs, dans lequel le ressort représente les oscillations de l'interaction et l'amortisseur est chargé de les atténuer.

Cet article est organisé comme suit: La section II présente sommairement la conception intégrée de notre fauteuil roulant SPARC, La section III décrit l'approche de suivi basée sur l'asservissement visuel. La section IV traite du modèle multi-niveaux de peloton de fauteuils roulants en décrivant son architecture cyberphysique et le modèle d'interaction 2D inspiré de la physique. La section V présente les résultats expérimentaux : le test du contrôleur d'asservissement visuel sur une flotte de trois fauteuils en couloir, et la validation du modèle d'interaction microscopique en temps réel. La valeur ajoutée de chaque contrôleur est présentée. La section VI conclut par quelques perspectives.

II. CONCEPTION INTÉGRÉE DU FAUTEUIL ROULANT

Dans cette section, nous allons discuter la conception intégrée de fauteuil roulant SPARC en illustrant l'anatomie cyber-physique de ce fauteuil. Le fauteuil roulant SPARC¹, représenté dans la Fig. 1, est considéré comme un robot mobile différentiel non holonome équipé de deux roues motrices arrière et de deux roues folles à l'avant. SPARC est dérivé d'un fauteuil roulant conventionnel Miromax. Il dispose d'une architecture de capteurs intégrée inspirée des fauteuils roulants intelligents en R&D et des fauteuils roulants intelligents commerciaux. Ce fauteuil roulant robotisé léger et bas coût est conçu pour améliorer la mobilité des personnes à mobilité réduite. Grâce aux technologies avancées, ce fauteuil intelligent peut être conduit en mode manuel via un joystick,

¹Voir la vidéo de démonstration générale des travaux de recherche

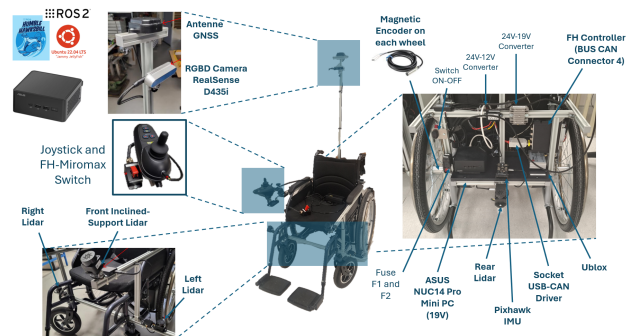


Fig. 1. Conception intégrée de fauteuil SPARC

ou en mode de navigation semi-autonome ou complètement autonome, selon le besoin de l'utilisateur ou de son aidant. Ce fauteuil peut percevoir et analyser l'environnement en temps réel, détecter les obstacles statiques et dynamiques, anticiper les mouvements dans les environnements simples et complexes. Ceci dû à un ensemble de capteurs avancés : 4 YDLiDARs Tmini-Pro distribués sur le châssis du fauteuil pour couvrir une détection de 360 degrés, une caméra RealSense RGBD capable de détecter les cibles à suivre, une centrale inertielle IMU Pixhawk 2.4.8 capable de capter les différents mouvements comme les accélérations linéaires, les vitesses angulaires du fauteuil, et des encodeurs couplés entre les moteurs et les roues pour récupérer leurs vitesses angulaires. Toutes ces données sont acquises par un ordinateur embarqué équipé avec Ubuntu 22.04 et ROS 2 (Robot Operating System). Le PC embarqué envoie des commandes de vitesses aux actionneurs (les moteurs) à travers un BUS-CAN. Cette conception intégrée nous permet d'avoir un fauteuil léger et bas coût adapté pour développer des applications intelligentes d'aide à la conduite et de navigation autonome en environnement intérieur et extérieur.

III. CONTRÔLE PAR ASSERVISSEMENT VISUEL

Dans cette section, nous discuterons de la coordination visuelle se basant sur un AprilTag placé sur chaque fauteuil et la caméra RGBD placée sur le fauteuil qui le suit. Comme le montre la Fig. 2, l'approche d'asservissement visuel se compose de deux contrôleurs différents, l'un pour la direction longitudinale et l'autre pour le lacet. Cette approche est fondée sur le contrôleur longitudinal "Rule-based controller" basé sur une interpolation linéaire, qui prend en entrée l'erreur longitudinale matérialisée par le e_N et fournit au fauteuil roulant la vitesse longitudinale, où $e_N = N_{px_d} - N_{px}$ est l'erreur entre la taille souhaitée et la taille réelle de l'April Tag. En ce qui concerne la direction de lacet, nous disposons d'un contrôleur proportionnel qui compense l'erreur entre le centre de l'AprilTag et le centre de l'image capturée par la caméra RGBD en tant que retours du fauteuil roulant, en fournissant la vitesse angulaire nécessaire au fauteuil roulant.

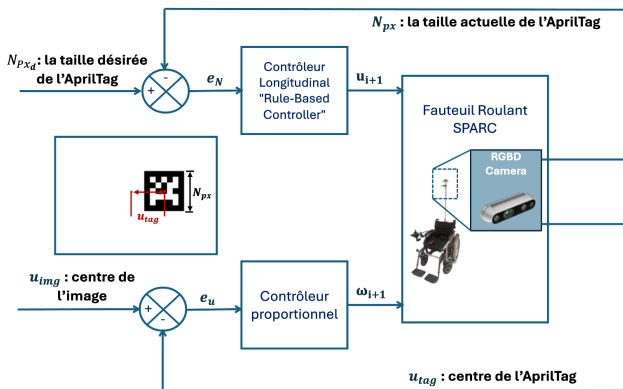


Fig. 2. Schéma-bloc de l'asservissement visuel

La loi de contrôle dépend du nombre de pixels N_{px} occupés par la cible détectée :

$$u_{i+1}(N_{px}) = \begin{cases} u_{\max}, & 0 \leq N_{px} \leq N_{px_l}, \\ u_{\max} \frac{N_{px} - N_{px_l}}{N_{px_d} - N_{px_l}}, & N_{px_l} < N_{px} < N_{px_d}, \\ 0, & N_{px_d} \leq N_{px} \leq N_{px_{sL}}, \\ u_b (< 0), & N_{px} > N_{px_{sL}}. \end{cases} \quad (1)$$

La commande de vitesse longitudinale u_{i+1} est définie comme une fonction de N_{px} .

IV. MODÉLISATION MULTI-NIVEAUX DE LA FLOTTE DE FAUTEUILS ROULANTS INTELLIGENTS

Comme indiqué dans la section I, nous développons une flotte de fauteuils roulants assurant une navigation confortable, en intégrant un contrôleur de suivi qui assure le confort des passagers en compensant les effets des mouvements saccadés sur leur confort.

Nous considérons la flotte comme un modèle multi-niveau d'une flotte de fauteuils roulants intelligents basé sur un système de couplage d'impédances virtuelles. Dans cette section, nous présentons cette stratégie étape après étape, depuis le fauteuil roulant (niveau submicroscopique) jusqu'à la flotte (niveau microscopique). En réalité, la flotte de fauteuils roulants intelligents peut être considérée comme un modèle multi-niveau, chaque fauteuil représentant un composant unique de l'ensemble du système. Par conséquent, comme le montre la Fig. 3, nous pouvons classer le modèle de flotte en trois niveaux différents :

- **Niveau submicroscopique** : décrit le système dynamique ou électromécanique du fauteuil roulant composé du système électromécanique moteur à courant continu-roue, du joystick et de la batterie d'alimentation.
- **Niveau microscopique** : illustre le comportement dynamique entre deux fauteuils qui se suivent. Il modélise leurs interactions basées sur le système virtuel à ressort et amortisseur. Pour la flotte de fauteuils roulants intelligents, le mouvement de suiveur dépend directement de celui de son précédent (son leader).
- **Niveau macroscopique** : la flotte de fauteuils roulants intelligents est considérée comme un écoulement fluide sans qu'on distingue ses différentes parties. Cet écoulement est déterminé en se basant sur la dynamique des fluides classique.

A. Niveau Submicroscopique

Au cours des années, la communauté scientifique s'est concentrée sur la modélisation cinématique et dynamique des fauteuils roulants. Dans notre flotte, nous considérons le fauteuil roulant électrique comme un robot différentiel non holonome, dont nous étudions le comportement avec un modèle cinématique, sans nous concentrer sur les effets dynamiques des forces et des couples. Nous considérons que le contrôle bas niveau des actionneurs du fauteuil roulant est parfaitement mis en œuvre. Cela permettra d'obtenir une description géométrique simple du mouvement du système. L'effet

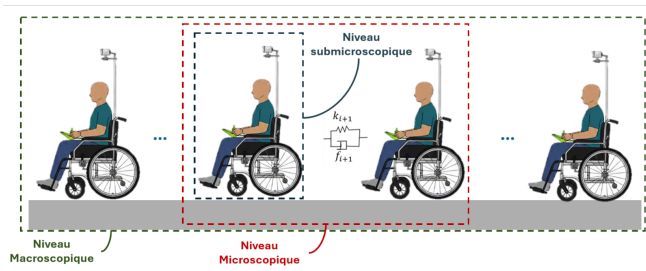


Fig. 3. Principe multi-niveau d'une flotte de fauteuils roulants intelligents

dynamique sera pris en compte dans le modèle d'interaction, qui est représenté par le modèle virtuel ressort-amortisseur.

La cinématique du fauteuil roulant (modèle unicycle) est donnée par :

$$\begin{cases} \dot{x}_{O'} = u \cos \theta, \\ \dot{y}_{O'} = u \sin \theta, \\ \dot{\theta} = \omega. \end{cases} \quad (2)$$

où u est la vitesse linéaire et ω la vitesse angulaire du fauteuil.

B. Niveau Microscopique

Dans cette section, nous aborderons le niveau microscopique de la flotte de fauteuils roulants. À ce niveau, nous étudions l'interaction entre chaque paire de fauteuils roulants de la flotte. L'objectif de cette étude est de se concentrer sur l'analyse de l'effet du mouvement saccadé (stick-slip), représenté par une série d'accélération et de décélération dans le but de maintenir une inter-distance constante entre deux fauteuils successifs. En effet, le suiveur réduit sa vitesse lorsque la distance de suivi devient trop faible et accélère de nouveau lorsque l'écart augmente.

Nous émuloons cette interaction à l'aide d'un système ressort-amortisseur virtuel, dans lequel le ressort représente les oscillations de la liaison, et l'amortisseur est chargé de les atténuer. Avec cette approche, nous étudions l'effet de mouvement saccadé sur le confort du passager, et nous compensons cet effet dans la flotte, en caractérisant le retard et le temps de réponse du système mécatronique (fauteuil), qui provoque une augmentation de l'amplitude du mouvement saccadé d'un suiveur à l'autre.

En caractérisant ce phénomène de mouvements saccadés, à partir de notre modèle microscopique, nous pouvons également développer une stratégie de contrôle basée sur ce modèle qui fournit l'effort nécessaire au suiveur $i + 1$ pour reproduire le mouvement du leader i en fonction des erreurs mesurées dans leurs vitesses linéaires et angulaires en garantissant une conduite dite de confort. Pour cette raison, nous pourrions considérer les amortisseurs virtuels linéaires et angulaires comme des contrôleurs PI avec des paramètres proportionnels et intégrateurs ($k_{u_{i+1}}, f_{u_{i+1}}$) et ($k_{\omega_{i+1}}, f_{\omega_{i+1}}$), respectivement. Ces contrôleurs sont utilisés afin de compenser l'erreur de vitesse $e_{u_{i+1}}$ et $e_{\omega_{i+1}}$ entre le leader i et le suiveur $i + 1$ en calculant les efforts nécessaires ($F_{u_{i+1}}, \tau_{z_{i+1}}$)

appliqués au fauteuil roulant du suiveur $i + 1$, comme le montre la Fig. 4.

Nous pouvons exprimer les erreurs de vitesse comme suit :

$$e_{u_{i+1}} = u_i - u_{i+1}, \quad e_{\omega_{i+1}} = \omega_i - \omega_{i+1}, \quad i = 0, \dots, n-1. \quad (3)$$

Le régulateur PI linéaire et angulaire fournit l'effort suivant pour compenser ces erreurs :

$$\begin{aligned} F_{u_{i+1}} &= k_{u_{i+1}} \Delta x + f_{u_{i+1}} e_{u_{i+1}}, & e_{u_{i+1}} &= u_i - u_{i+1}, \\ \tau_{z_{i+1}} &= k_{\omega_{i+1}} \Delta \theta_G + f_{\omega_{i+1}} e_{\omega_{i+1}}, & e_{\omega_{i+1}} &= \omega_i - \omega_{i+1}, \end{aligned} \quad (4)$$

$$\Delta x = \int (u_i - u_{i+1}) dt = x_i - x_{i+1}, \quad (5)$$

$$\Delta \theta_G = \int (\omega_i - \omega_{i+1}) dt = \theta_{G_i} - \theta_{G_{i+1}}.$$

Nous pourrions émuler l'interaction entre les fauteuils roulants dans les directions longitudinale et de lacet à l'aide de ces deux contrôleurs PI au niveau microscopique.

C. Niveau Macroscopique

Dans le cadre de cette contribution, nous nous focalisons sur les niveaux submicroscopique et microscopique, afin d'analyser les interactions au sein de chaque paire de fauteuils roulants. Le niveau macroscopique n'est, par conséquent, pas considéré dans cette étude.

V. RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

Dans cette section, nous présentons les travaux expérimentaux réalisés afin de valider les deux différents types de contrôleurs développés dans les sections précédentes.

A. Asservissement Visuel

Dans cette section, nous présenterons le test expérimental de la loi de commande discutée dans la section III. Comme illustré dans la Fig. 5, nous avons mis en place une flotte de fauteuils roulants, composée d'un leader, d'un suiveur 1 et d'un suiveur 2 dans un couloir de longueur 12 m (Voir une démonstration vidéo ²). Les deux premiers fauteuils roulants sont équipés de deux AprilTag différentes. Les suiveurs sont équipés d'une caméra Realsense RGBD. Les fauteuils roulants sont initialement séparés par une distance

²Lien de visualisation du test d'asservissement visuel en flotte de trois fauteuils.

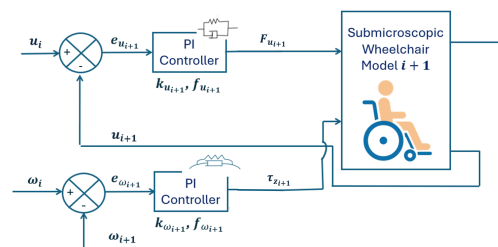


Fig. 4. Schéma-blocs du modèle microscopique

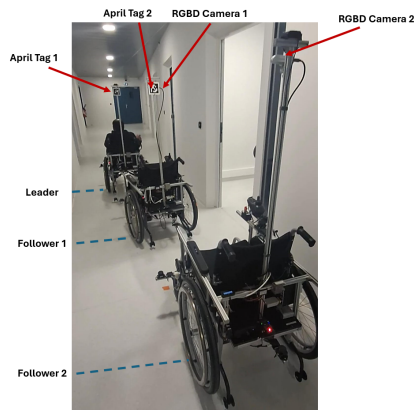


Fig. 5. Flotte de trois fauteuils roulants

de 1.2 m. Cette distance est celle entre les centres de l'axe des roues arrière des fauteuils roulants leader et suiveur 1. La vitesse linéaire est obtenue à partir du modèle cinématique du robot différentiel, qui utilise les vitesses angulaires des roues motrices arrière comme entrée à l'aide des encodeurs inductifs. Les accélérations linéaires des suiveurs 1 et 2 sont récupérées à partir de l'IMU monté sur chaque fauteuil roulant.

Comme illustré dans la Fig. 6, nous faisons avancer cette flotte dans le sens longitudinal dans un couloir de 12m. Le premier graphique montre les mesures d'accélération linéaire dans les zones de confort (la zone de confort est en verte, la zone de précaution en jaune et la zone d'inconfort en rouge). Le deuxième graphique représente l'évolution de la position de chaque fauteuil roulant dans le couloir. Comme nous pouvons le remarquer, le suiveur suit le leader en toute fluidité sans entrer dans la zone d'inconfort. Le suiveur 1 accélère de 0,5 m/s² au max à 20 sec, et après cela, il reste dans la zone de confort. L'amplitude de l'accélération et ses oscillations augmente pour le suiveur 2, mais il reste dans la zone de précaution sans passer dans la zone d'inconfort. Ces seuils sont déterminés à partir de l'étude réalisée par Sato et al. [11]. Nous pouvons conclure que la flotte basée sur

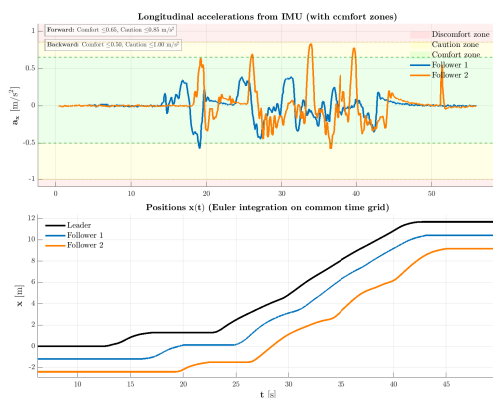


Fig. 6. Accélérations et positions longitudinales de chaque fauteuil roulant

l'approche de l'asservissement visuel est considérée comme confortable pour trois fauteuils roulants se déplaçant avec de faibles accélérations du leader inférieures à 0,65 m/s². Nous notons aussi que l'accélération maximale des fauteuils suiveurs sont plus importantes que ceux des précédents. Ce qui montre que les mouvements saccadés seront d'autant plus prononcés quand le nombre de fauteuils de la flotte augmente. Il ressort qu'avec un asservissement visuel, nous pouvons obtenir un suivi confortable pour des faibles vitesses et un nombre réduit de fauteuils.

B. Contrôleur basé sur le Modèle d'interaction Multi-Niveau

Dans cette section, nous présenterons la validation et le test du contrôleur basé sur ce modèle d'interaction en temps réel. Ce test est réalisé en milieu extérieur avec deux fauteuils roulants SPARC en effectuant un déplacement circulaire (comme illustré dans la vidéo suivante ³). Comme l'illustre la Fig. 7, il y a deux fauteuils roulants : le leader 0 et le suiveur 1.

Il est important de souligner que la validation de ce contrôleur passe par 2 étapes: 1) L'identification des paramètres caractérisant les mouvements saccadés observés par le développement d'un PI donnant les résultats similaires aux contrôleurs classiques (asservissement visuel, PID, ..). 2) Le réglage d'un nouveau contrôleur basé sur les variables estimées par le modèle d'interaction pour minimiser les dynamiques non désirées.

Pour valider et tester notre contrôleur, un passager utilise le joystick du leader pour contrôler le mouvement du fauteuil roulant. Le joystick fournit les vitesses longitudinales v_x et angulaires v_y au fauteuil roulant leader. Ce dernier est équipé des encodeurs inductifs sur chaque roue motorisée et d'une IMU, qui nous permettent d'acquérir les vitesses longitudinale et angulaire (u_0, ω_0) en temps réel et de les envoyer au fauteuil roulant suiveur, couplés par un système virtuel à ressort-amortisseur analogue à un contrôleur PI.

Le suiveur est également équipé des mêmes capteurs, qui nous fournissent (u_1, ω_1) comme mesures. Fig. 8 représente les vitesses longitudinales, les vitesses angulaires, les accélérations longitudinales et globales. Les mesures de vitesse du leader (u_{0enc}, ω_{0IMU}) sont représentées par une ligne bleue en pointillés, les mesures du suiveur (u_{1enc}, ω_{1IMU}) sont représentées par une ligne rouge en gras.

³Voir la vidéo du test en extérieur du contrôleur ressort-amortisseur virtuel

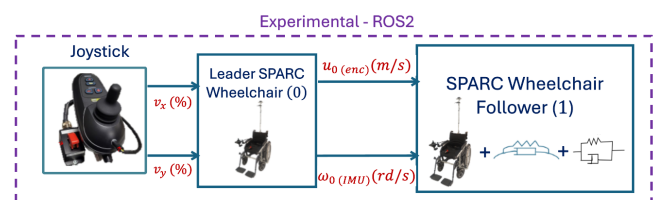


Fig. 7. Schéma-blocs de la validation du contrôleur basé sur le modèle d'interaction multi-niveau en temps réel

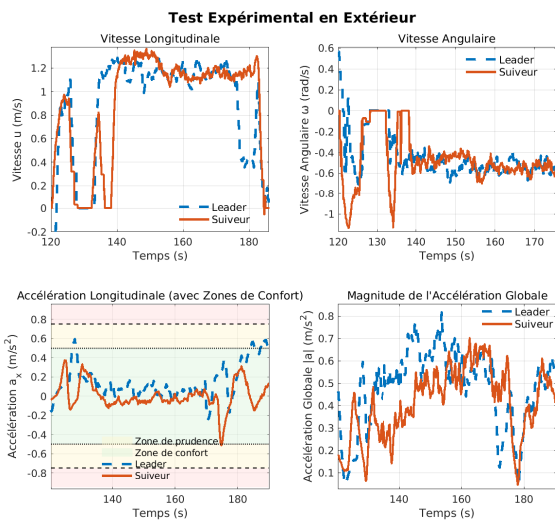


Fig. 8. Vitesses et les accélérations des fauteuils en temps réel

Comme nous pouvons le voir clairement, les accélérations restent globalement dans la zone du confort. Au delà de rester dans la zone de confort, nous notons que l'ordre de grandeurs des accélérations n'augmente pas quand on compare les accélérations du leader et du suiveur.

Par ce modèle d'interaction, la prise en compte des paramètres dynamique du leader permet de compenser, voire d'éliminer les dynamiques indésirables pouvant permettre une conduite dite de confort avec des accélérations maximales du leader de la flotte plus importantes.

VI. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons développé des approches de contrôle basées sur une flotte de fauteuils roulants robotisés visant à améliorer l'autonomie et la mobilité des personnes âgées. La première approche de contrôle basée sur l'asservissement visuel permet d'avoir de bons résultats et une conduite dite de confort pour de faibles accélérations. Elle pourra se limiter à de faibles vitesses/accélérations et pour une flotte à taille réduite (nombre de fauteuils). La deuxième approche, basée sur une modélisation multi-niveau inspirée de la physique pour coordonner des flottes de fauteuils roulants intelligents (FRI), permet de prendre avantage de la connaissance du comportement dynamique pour réduire les dynamiques non désirées pour garantir une conduite de confort. Les deux approches ont été validées expérimentalement sur une flotte. Il sera alors question de développer des contrôleurs robustes basés sur ces observations pour garantir une conduite dite de confort d'une flotte de grande taille. De plus, ces travaux préliminaires vont être poursuivis en intégrant des passagers âgés réels dans la flotte.

REFERENCES

[1] DREES, "En france, une personne sur sept de 15 ans ou plus est handicapée, en 2021," DREES, Études et résultats n° 1254, Tech. Rep., Février 2023, consulté le 19 août 2025. [Online]. Available:

<https://drees.solidarites-sante.gouv.fr/publications/etudes-et-resultats/en-france-une-personne-sur-sept-de-15-ans-ou-plus-est-handicapee>

[2] R. Khemmar, L. Lecrosnier, R. Rossi, J. Y. Ertaud, F. Rouvray, B. Decoux, D. Yohan, and N. Ragot, "Detection, localisation et tracking d'objets basé deep learning pour un fauteuil roulant intelligent." in *Handicap 2020 Technologies pour l'autonomie et l'inclusion*, 2020.

[3] G. Vailland, Y. Gaffary, L. Devigne, V. Gouranton, B. Arnaldi, and M. Babel, "Simulateur de conduite de fauteuil roulant avec retours vestibulaires: Une etude pilote," in *Handicap 2020-11ème Conférence sur les Aides Techniques pour les Personnes en Situation de Handicap*, 2020, pp. 1–8.

[4] P. Fayemendy, G. Mabiama, T. Vernier, A. Massoulaud-Gainant, C. Villemonteix, J.-C. Desport, and P. Jésus, "Nutritional status, dementia, and mobility among nursing home's residents: First exhaustive cross-sectional study in limousin territory (france)," *Plos one*, vol. 16, no. 4, p. e0250595, 2021.

[5] S. Poncet, S. Caroly, J. Bodin, and Y. Roquelaure, "Caractériser les marges de manœuvre offertes aux aides-soignantes en vue de prévenir les troubles musculosquelettiques dans les établissements pour personnes âgées dépendantes," *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, no. 26-2, 2024.

[6] R. Suzuki, T. Yamada, M. Arai, Y. Sato, Y. Kobayashi, and Y. Kuno, "Multiple robotic wheelchair system considering group communication," in *Advances in Visual Computing: 10th International Symposium, ISVC 2014, Las Vegas, NV, USA, December 8-10, 2014, Proceedings, Part 1* 10. Springer, 2014, pp. 805–814.

[7] T. Sugano, Y. Dan, H. Okajima, N. Matsunaga, and Z. Hu, "Indoor platoon driving of electric wheelchair with model error compensator along wheel track of preceding vehicle," in *Proceedings of the 5th International Symposium on Advanced Control of Industrial Processes (2014b)*, 2014, pp. 219–224.

[8] Y. Kobayashi, Y. Kinpara, E. Takano, Y. Kuno, K. Yamazaki, and A. Yamazaki, "Robotic wheelchair moving with caregiver collaboratively depending on circumstances," in *CHI'11 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems*, 2011, pp. 2239–2244.

[9] M. Kalenberg, M. Lieret, C. Hofmann, and J. Franke, "A multimodal a* algorithm to solve the two-dimensional optimization problem of accompanying a person for an intelligent wheelchair," in *2023 45th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. IEEE, 2023, pp. 1–6.

[10] A. Kostić, M. Schörghuber, M. Hofstätter, and M. Wallner, "Autonomous following wheelchair for passengers with reduced mobility at airports," in *2025 11th International Conference on Mechatronics and Robotics Engineering (ICMRE)*. IEEE, 2025, pp. 82–89.

[11] Y. Sato, Y. Noda, T. Miyoshi, and K. Terashima, "Behavior analysis of passenger's posture and evaluation of comfort concerning omnidirectional driving of wheelchair," in *International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics*, vol. 3. SCITEPRESS, 2007, pp. 243–251.

[12] Y. Morales, T. Miyashita, and N. Hagita, "Social robotic wheelchair centered on passenger and pedestrian comfort," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 87, pp. 355–362, 2017.

[13] L. Demestre, A. Ait Ghezala, T. Rouvier, T. Poulain, G. Conreur, J. Bascou, H. Pillet, C. Sentouh, C. Pontonnier, and C. Sauret, "Analyse biomécanique de la propulsion en fauteuil roulant manuel lors de la locomotion sur des pentes dans un environnement simulé," in *Conférence Handicap 2024*, 2024.

[14] R. Merzouki, B. Conrard, P. Kumar, and V. Coelen, "Model based tracking control using jerky behavior in platoon of vehicles," in *2013 European Control Conference (ECC)*, 2013, pp. 3488–3493.

[15] P. Kumar, R. Merzouki, B. Conrard, V. Coelen, and B. O. Bouamama, "Multilevel modeling of the traffic dynamic," *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, vol. 15, no. 3, pp. 1066–1082, 2014.

Déambulateur sécurisé pour déficients visuels :

Prototypes et étude de cas

Liam Jordan

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
liam.jordan@universite-paris-saclay.fr

Clément Favey

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
clement.favey@universite-paris-saclay.fr

Issa Berthé

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
issa.berthe@universite-paris-saclay.fr

Lucas Bogaert

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
lucas.bogaert@universite-paris-saclay.fr

Julien Donnez

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
julien.donnez@universite-paris-saclay.fr

René Farcy

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
rene.farcy@universite-paris-saclay.fr

Résumé — Le déambulateur est une aide technique indispensable pour restaurer la mobilité des personnes souffrant de troubles locomoteurs. Toutefois, pour les usagers présentant une double déficience, motrice et visuelle (telle que la DMLA ou la rétinopathie), l'impossibilité de percevoir l'environnement spatial entraîne une rupture d'autonomie et un risque de chute critique.

La problématique de cette étude réside dans la conception d'un système capable de sécuriser le déplacement par une détection d'obstacles exhaustive, tout en proposant une interface de guidage intuitive à faible charge cognitive.

La méthodologie repose sur une démarche de conception itérative ayant abouti à deux prototypes successifs : le premier adaptant des modules infrarouges existants (Tom Pouce 2), le second introduisant une architecture hybride fusionnant télémétrie LIDAR et ultrasons, associée à une interface haptique simplifiée à deux vibreurs latéraux.

Les résultats obtenus lors d'essais auprès d'un patient non-voyant et amputé démontrent une prise en main immédiate du dispositif. Le système multi-capteurs assure une détection efficace des obstacles complexes (objets fins ou sombres) et permet une navigation fluide en intérieur jusqu'à une vitesse de 2,5 km/h.

En conclusion, la pertinence de ce déambulateur à assistance électronique est validée pour restaurer l'autonomie de déplacement, ouvrant la voie à des perspectives de protection périmétrique totale incluant la détection des dangers en hauteur.

Mots clefs—Déambulateur instrumenté, Déplacement sécurisé, Déficience visuelle, Mobilité autonome, Télémétrie optique active, Fusion de capteur, Interface haptique.

I. INTRODUCTION

Le déambulateur constitue un dispositif d'aide technique à la marche essentiel, visant à redonner de la mobilité et de l'autonomie aux personnes présentant des troubles de la motricité. Son usage est prédominant chez les particuliers mais aussi au sein des structures de soins, telles que les centres de rééducation ou les établissements d'hébergement pour personnes âgées dépendantes (EHPAD).

Toutefois, certaines pathologies associent des troubles locomoteurs à une déficience visuelle, partielle ou totale. C'est notamment le cas pour des patients souffrant de dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA) ou de rétinopathie diabétique. Pour ces personnes, l'utilisation d'un déambulateur classique s'avère insuffisante, car elle ne permet pas de détecter les obstacles environnants, rendant le déplacement dépendant de l'assistance constante d'un tiers.

Bien que plusieurs approches de capteurs et d'interfaces aient été explorées il n'y a pas de dispositifs actuellement disponibles permettant aux déficients visuels en déambulateur de se déplacer de manière fluide.

Parmi les approches récentes M.F. Jimenez [1] a proposé un déambulateur équipé de capteurs LIDAR rotatifs offrant une détection sur un demi-cercle de rayon de 70cm. Un retour de force haptique sur les poignées du déambulateur ramène l'utilisateur sur la trajectoire calculée par l'ordinateur en fonction des données du Lidar, l'utilisateur est maître de la vitesse par la pression exercée sur les poignées.

N. Mostofa [2] a testé différentes configurations de capteurs : capteurs à ultrasons, caméras RVB avec intelligence artificielle (Tensorflow), caméra de profondeur avec traitement direct (Kinect), caméra avec nuage de points. Les interfaces mises en œuvre sont les messages vocaux, avec une gradation de la voix suivant l'urgence ainsi que les vibrations sur les poignées droite et gauche, la force de la vibration augmentant avec la proximité de l'obstacle détecté. L'étude souligne que la qualité de l'interface utilisateur a souvent un impact plus important sur la performance globale que la précision pure des capteurs.

Le compromis fonctionnel pouvant être facilement diffusé n'a pas encore été mis en évidence, ce qui laisse la question ouverte : aller vers un système simple et robuste uniquement utilisable en établissement ? Avoir un système plus complexe obligatoirement apte à gérer l'extérieur et les dénivelés comme les trottoirs ? Quels compromis faire sur les capteurs, sur les interfaces ? Quelle est la complexité acceptable ? Quelle distance d'anticipation fournir ? Toutes ces questions ne pourront avoir de réponses que lorsque des utilisateurs auront validé des approches et compromis par leur utilisation quotidienne bénéfique de l'outil.

Le travail présenté ici est une tentative basée sur une sollicitation spécifique d'un utilisateur non-voyant de canne électronique ayant perdu en partie ses capacités motrices suite à une amputation et voulant retrouver son indépendance au sein de son établissement.

II. CONCEPTION DU PREMIER PROTOTYPE

Le premier prototype a été conçu par l'instrumentation d'un déambulateur avec des capteurs dérivés des cannes blanches électroniques Tom Pouce 2 et 3 [3]. Ce montage expérimental visait à transposer la technologie de détection active des cannes électroniques qui nécessitent un balayage vers une aide à la mobilité sans balayage, afin d'identifier des obstacles simples lors de parcours de tests en intérieur.

A. Fonctionnement des capteurs

Les appareils installés sont des capteurs utilisant le principe de la proxémie de flux grâce à une LED infrarouge à 950 nm modulée à 40kHz et à une photodiode dont la réception est collimatée ce qui lui confère une détection à champ large quasi cylindrique [3]. Ainsi, la détection des obstacles se fait dans un cylindre de 50 cm de large environ dirigé vers l'avant dans le but de trouver un dégagement suffisant pour l'utilisateur. Ces capteurs sont conçus pour fournir des seuils de distance : 2m, 4m, 6m par exemple (figure 1). Ils sont couplés à un vibreur qui génère 3 états :

- État de repos : absence de signal s'il n'y a pas d'obstacle, le couloir de progression est libre,
- Alerte de proximité : Une vibration « continue » si un obstacle est détecté dans la portée sélectionnée, un passage est à trouver en continuant de marcher,
- Alerte critique : une vibration « intermittente » si un obstacle se trouve très proche demandant à l'utilisateur un ralentissement ou un arrêt pour avoir le temps de gérer l'évitement.

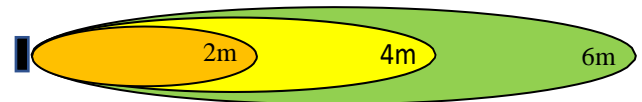


Figure 1 : Schéma de détection du proximètre utilisé

L'ensemble de la chaîne (capteur plus déclenchement de la vibration) fonctionne à une fréquence de 50Hz, ce qui est plus rapide que le temps de réaction humain et donc acceptable pour prévenir des obstacles. Le choix d'avoir peu de seuils de distances et uniquement 2 types de vibrations est hérité de l'expérience des cannes blanches électroniques sur lesquelles ce type de capteur fonctionne. En effet une personne qui se déplace à l'esprit préoccupé par de nombreuses informations : sonores, tactiles sous les pieds. Elle doit se récréer une représentation spatiale de l'environnement avec peu d'indices, ce qui est cognitivement fatiguant, elle est donc peu disponibles pour analyser des motifs de vibrations complexes, ni analyser des seuils progressifs de distances. Les seuils absolus de distances clairement représentés par des vibrations très distinctes se sont toujours avérés plus efficaces que des notions de rapprochement et d'éloignement.

La figure 2 présente une photo des capteurs utilisés qui sont alimentés par deux piles rechargeables AAA.



Figure 2 : Photo de face et de dos des boîtiers capteurs

B. Adaptation au déambulateur

Dans un usage normal, l'utilisateur ne balaye pas avec le déambulateur. Il a donc fallu compenser le champ étroit (environ 50 cm de large) des capteurs par une répartition multicapteurs : le plus au centre orienté vers l'avant, les 2 intermédiaires vers les côtés à 45° et les 2 extérieurs à 90° par rapport à l'axe de déplacement.

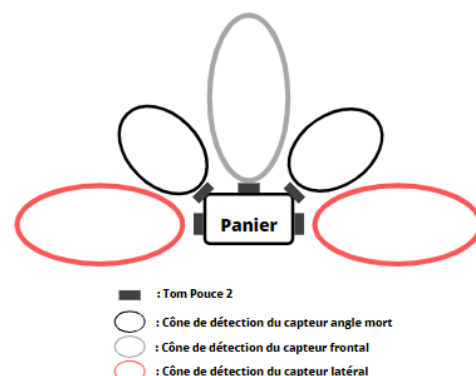


Figure 3 : Schéma de la disposition des différents capteurs sur le panier du déambulateur

Les capteurs sont fixés à une hauteur de 50 cm, ce qui leur permet de détecter des obstacles bas comme des chaises.

Les portées et les vibrations ont été adaptées de la façon suivante :

- Détection frontale, Vibration lisse entre 1 et 2m, vibration granuleuse à moins d'un mètre, pas de vibrations au-delà de 2m,
- Détection des capteurs à 45° : Granuleux à moins d'un mètre, pas de vibrations au-delà,
- Détection latérale à 90° : Granuleux à moins de 50 cm, pas de vibrations au-delà.

Dans cette première configuration, les vibreurs ont été placés sur le poignet de gauche du déambulateur, pour les capteurs orientés à gauche, de même pour la droite. Pour le frontal, le vibreur a été placé dans la poche de l'utilisateur.

Cette configuration s'est avérée cognitivement inconfortable dans nos prétests avec des utilisateurs voyants sous bandeau. Nous l'avons donc simplifiée avant de la présenter à l'utilisateur non-voyant.

C. Ergonomie cognitive simplifiée

Pour simplifier l'ergonomie, nous nous sommes restreints à n'utiliser que 2 vibreurs : un sur la poignée gauche du déambulateur pour signifier qu'un obstacle est sur la gauche, de même pour la droite sur la poignée droite et pour les obstacles frontaux, les deux vibrent en même temps.

Nous avons supprimé les capteurs latéraux à 90° qui n'avaient pas d'utilité pratique dans l'évitement. La figure 4 est une image du premier prototype.

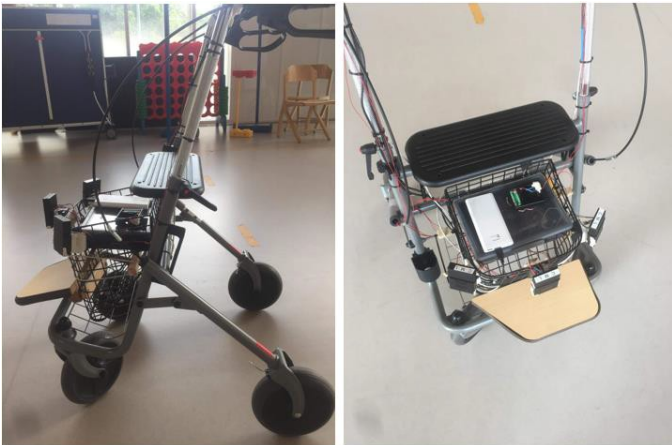


Figure 4 : Photo du prototype 1

D. Evaluation expérimentale

Le demandeur et testeur était un diabétique ayant perdu la vue. Il avait été formé à l'usage de la canne blanche électronique. Amputé suite à son diabète, il ne lui est plus possible d'utiliser sa canne, il doit se déplacer en fauteuil roulant poussé par un accompagnateur. Il lui serait possible d'utiliser un déambulateur mais il est difficile pour lui de trouver un passage sécurisé lors de la déambulation.

Nous avons donc conduit des essais en lieu sécurisé dans son établissement.

1) Premier essai

Le premier essai s'est passé dans un couloir encombré par le matériel de nettoyage des chambres. Le patient a réussi à se frayer un chemin dans la plupart des cas et il a validé l'ergonomie.

Cet essai a ainsi validé le fait qu'il est possible de trouver des passages dégagés pour suivre un chemin. Cependant, cet essai a aussi mis en lumière que les obstacles fins et foncés (type pieds de chaises ou de porte manteau) n'étaient pas détectés.

2) Deuxième essai

Le deuxième essai a été réalisé dans une grande salle vide au milieu de laquelle des chaises avaient été disposées de manière aléatoire, le patient devait traverser la salle en les évitant.

Cet essai a été filmé, il est possible de le visualiser par ce lien : <https://youtu.be/q8g9Syr0tyE>

On a pu observer que le patient avançait correctement, détectait des obstacles en avance, s'arrêtait, puis il balayait pour trouver un passage libre. Il pouvait continuer son déplacement en contournant l'obstacle, sans s'aider d'un mur latéral à suivre. L'obstacle est donc utilisé comme point de référence.

E. Analyse et discussion

Grâce à ces essais, nous avons validé le concept du déambulateur sécurisé qui permet de trouver un passage libre afin d'avancer et de prévenir des obstacles sur la trajectoire.

En effet, la disposition et la portée des capteurs ont montré une anticipation suffisante pour laisser un espace dégagé face à l'utilisateur pour trouver un dégagement. Et pour autant, l'anticipation n'est pas trop importante pour permettre de se frayer un chemin dans un espace encombré.

Les limites des capteurs infrarouges utilisés ont fait défaut pour la détection des obstacles fins.

Par ailleurs, la nouvelle interface à deux vibreurs a montré plusieurs aspects très intéressants :

- Elle est très intuitive, l'utilisateur l'a prise en main rapidement avec peu d'instructions,
- Alliée à la disposition des capteurs, elle a permis à l'utilisateur de passer près des obstacles sans les toucher, ce qui montre sa capacité au guidage fin.

Sur la base de ces résultats, nous avons conçu un deuxième prototype afin de confirmer l'intérêt du concept et d'améliorer la détection ainsi que l'interface à deux vibreurs.

La disposition est représentée à la figure 8. Un capteur à ultrasons pour la détection frontale des obstacles fins, une paire de capteurs Infrarouge à +/-15° pour différencier l'obstacle gauche de droite, et une seconde paire de capteur infrarouges à +/- 50° pour la protection latérale. L'orientation à 50° permet d'avoir une anticipation sur les obstacles latéraux.

D. Essais

Pour tester cette nouvelle disposition, nous nous sommes appuyés sur le test d'évitement d'obstacle proposé par A. Dernayka [4]. Le parcours est représenté à la figure 9. Il fait 25m de long et 2,4m de large. Il comprend jusqu'à 8 obstacles disposés sur la trajectoire, la disposition changeant à chaque essai. Nous avons fait le test avec 10 sujets voyants naïfs sous bandeau avec le déambulateur que l'on compare avec ceux de la référence [4] qui a été fait avec des usagers non-voyants aguerris de la canne électronique Tom Pouce 3. Les scores en termes d'évitement d'obstacles ont été similaires, avec moins de 5% de contact avec les obstacles, par contre la vitesse moyenne avec le déambulateur a été de 0,65m/s contre 0,9m/s avec la canne électronique. Malgré une vitesse plus lente avec le déambulateur, ce résultat est particulièrement encourageant et montre le côté intuitif de l'interface, car il s'agissait de sujets doublement naïfs, sans expérience de l'outil, ni de la déambulation en l'absence de vision (voyants sous bandeau).



Figure 9 : disposition du test d'évitement d'obstacles

IV. DISCUSSION ET PERSPECTIVES.

La conception du premier prototype confirme qu'il est possible de faire un dispositif relativement simple et intuitif, léger, utilisable en établissement où les escaliers et dénivelés sont protégés. La première remarque de notre demandeur non-voyant à mobilité réduite a été de demander à avoir un fonctionnement similaire qui lui permette de sortir de l'établissement. Notre dispositif souffre cependant de plusieurs limitations majeures pour une déambulation dans la rue :

- le capteur à ultrasons, comme tous les capteurs à ultrasons donne des faux positifs sur les sols très rugueux à cause des secousses qui mettent en mouvement la membrane.

- les ultrasons voient la pluie comme un mur et peuvent également donner des faux positifs pour des portées de 2m avec la simple humidité de l'air.

- les capteurs infrarouges latéraux peuvent donner une distance excessive de détection sur les trottoirs à cause des surfaces rétro réfléchives des plaques d'immatriculation des voitures garées.

- La solution de capteurs proposés ne permet pas de détecter les dénivelés des trottoirs ni les obstacles bas au sol faisant moins d'une vingtaine de cm de hauteur.

La suite du travail consiste donc tout en gardant le même principe de l'interface utilisateur à faire un dispositif fonctionnel intérieur-extérieur en revoyant la conception des capteurs afin de dépasser les limitations du système actuel, c'est-à-dire supporter la pluie, ne pas être gêné par les obstacles latéraux rétro réfléchissant et détectant de manière fiable les trottoirs avec une anticipation suffisante. Il faudra certainement ajouter également une protection de la hauteur du corps. Nous espérons ainsi parvenir à un dispositif intérieur extérieur qui est la demande naturelle de l'utilisateur.

V. CONCLUSION

Ce projet de déambulateur instrumenté apporte une réponse concrète à une rupture d'autonomie identifiée chez les usagers souffrant d'un double handicap moteur et visuel. En passant d'une simple maquette infrarouge à un prototype hybride fusionnant LIDAR et ultrasons, nous avons démontré qu'il est possible de sécuriser le couloir de progression sans saturer la charge cognitive de l'utilisateur.

La première expérimentation est encourageante, non seulement pour la pertinence technique de la sélection sensorielle, mais aussi pour l'efficacité de l'interface haptique bimanuelle pour un guidage intuitif. Si des défis subsistent, notamment concernant la détection des dénivelés négatifs et des obstacles en hauteur, ce travail pose les jalons d'une nouvelle catégorie d'aides techniques électroniques.

VI. REFERENCES

- [1] Mario F. Jiménez et al 2020 Med. Eng. Phys. 80 18 ; DOI 10.1016/j.medengphy.2020.04.002
- [2] Mostofa N, Feltner C, Fullin K, Guilbe J, Zehtabian S, Bacanlı SS, Bölöni L, Turgut D. A Smart Walker for People with Both Visual and Mobility Impairment. Sensors (Basel). 2021 May 17;21(10):3488. doi: 10.3390/s21103488. PMID: 34067717; PMCID: PMC8156948.
- [3] Villanueva, J., & Farcy, R. (2011). Optical device indicating a safe free path to blind people. IEEE transactions on instrumentation and measurement, 61(1), 170-177.
- [4] Dernayka, A.; Amorim, M.-A.; Leroux, R.; Bogaert, L.; Farcy, R. Tom Pouce III, an Electronic White Cane for Blind People: Ability to Detect Obstacles and Mobility Performances. Sensors 2021, 21, 6854.

Dispositif de détection d'obstacles au sol par triangulation laser multi-faisceaux pour la mobilité des personnes non-voyantes

Issa Berthé

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
issa.berthe@universite-paris-saclay.fr

Liam Jordan

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
liam.jordan@universite-paris-saclay.fr

Clément Favey

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
clement.favey@universite-paris-saclay.fr

Lucas Bogaert

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
lucas.bogaert@universite-paris-saclay.fr

Julien Donnez

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
julien.donnez@universite-paris-saclay.fr

René Farcy

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton – Lidar et handicap
Orsay, France
rene.farcy@universite-paris-saclay.fr

Résumé— La mobilité autonome des personnes déficientes visuelles repose sur l'équilibre entre anticipation et sécurité. Si la canne blanche est l'outil de référence, sa portée limitée impose une vigilance constante et ne garantit pas la détection systématique des irrégularités du sol.

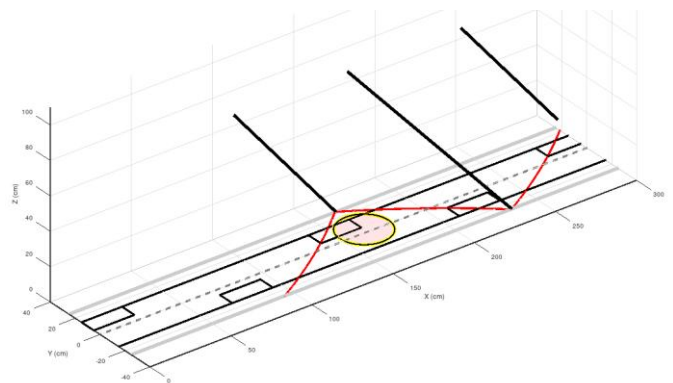
Cette étude présente un dispositif complémentaire, intégré à la poignée de la canne, visant à sécuriser le cheminement par une détection anticipée. Le système repose sur un capteur télémétrique à triangulation laser multifaisceaux projetant quatre points au sol en forme de losange. Ce balayage couvre une zone de passage sécurisée jusqu'à 2,10 m en amont, offrant un temps de réaction suffisant pour une marche fluide à 1 m/s.

L'information est restituée via une interface vibrotactile : des motifs de vibration différenciés permettent à l'utilisateur de distinguer instantanément une surélévation d'un dénivelé. Les premiers essais confirment que ce prototype, compact et économe en énergie (autonomie de 10 h), s'intègre naturellement à la gestuelle habituelle de la canne blanche.

Keywords— Déficience visuelle; Aide électronique à la mobilité (AEM); Triangulation laser; Instrumentation embarquée; Détection en temps réel.

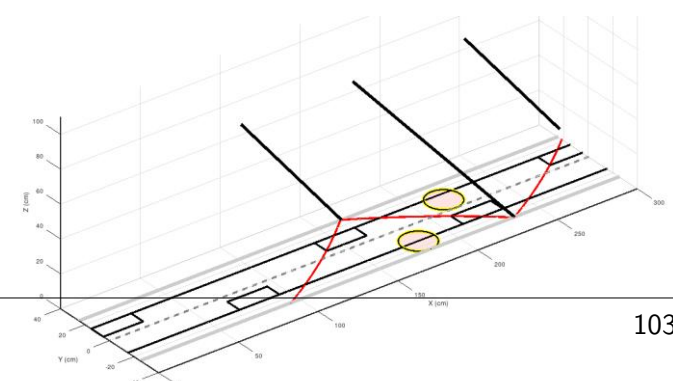
I. INTRODUCTION

La mobilité autonome des personnes déficientes visuelles repose historiquement sur l'usage de la canne blanche,



optimisée par la technique dite de « Hoover ». Cette méthode consiste en un balayage latéral rythmé, synchronisé avec les pas, afin d'explorer l'espace immédiatement situé devant les pieds de l'utilisateur [1],[2]. L'objectif est de garantir que chaque zone où le pied va se poser a été préalablement explorée par l'embout de la canne, assurant ainsi une détection tactile des obstacles.

Cependant, même lorsqu'elle est pratiquée de manière rigoureuse, cette technique présente des failles critiques liées à la géométrie du mouvement. Comme illustré sur la figure 1, un



trou de 30cm de diamètre peut ne pas se trouver sur la trajectoire de l'embout de la canne mais toutefois provoquer une chute lors de la phase de propulsion du pas, au moment où la pointe du pied appuie sur le sol.

Fig. 1: Illustration de la configuration dite de Hoover dans les conditions idéales où la trajectoire de la canne en rouge précède parfaitement celle des pieds (rectangles noirs). Trous de 30 cm de diamètre non détectés par la canne pouvant provoquer une chute.

La situation est encore plus problématique pour les obstacles bas saillants au sol. En effet lors de la marche le pied rase le sol et un obstacle de quelques cm de haut se trouvant sur la trajectoire du pied peut provoquer une chute. Deux obstacles de 20 cm de diamètre et de quelques cm de haut (10 cm par exemple) sont représentés à la figure 2, se trouvant sur la trajectoire des pieds, ils ne sont pas détectés par la canne et provoqueront une possible chute car le décalage des pieds par rapport au sol est en général (pour une marche non pathologique) inférieur à 5cm.

Fig. 2: Illustration de la configuration dite de Hoover et représentation de deux obstacles bas circulaires de 20 cm de diamètres situés sur la trajectoire des pieds, non détectés par la canne et pouvant provoquer des chutes.

Au-delà de ses limites théoriques, la configuration idéale de Hoover est rarement atteinte en conditions réelles. Des études menées auprès de personnes non-voyantes et d'instructeurs de locomotion montrent un manque important de coïncidence entre la zone balayée par l'embout et la position réelle des pieds lors de la marche [3]. Ce décalage explique la fréquence des chutes liées au mobilier urbain bas au sol.

Pour pallier ces manques, diverses aides électroniques à la mobilité (AEM ou ETA) ont été développées. Si les ultrasons sont répandus [4],[5], leur sensibilité aux échos parasites en milieu encombré et aux conditions météorologiques (pluie, humidité) limite leur fiabilité. Les systèmes infrarouges classiques [6] sont sensibles aux variations de luminosité ambiante, tandis que la vision stéréoscopique [7] exige une puissance de calcul élevée et peine dans les environnements peu contrastés.

La restitution de l'information est tout aussi cruciale. Le retour auditif, bien qu'informatif, peut masquer les indices sonores environnementaux vitaux. À l'inverse, les interfaces vibrotactiles intégrées à la poignée offrent une discrétion et une faible charge cognitive très appréciées des utilisateurs [8].

Peu d'études se sont focalisées sur la détection au sol. Le système "EyeCane" propose une détection au sol à 1,5 m, mais son faisceau unique ne résout pas le problème des zones inexplorées [9]. Un autre dispositif basé sur une ligne laser et une centrale inertielle permet une reconstruction 3D [10], mais sa puissance d'émission répartie le rend inopérant en plein soleil pour respecter les normes de sécurité oculaire.

Nous proposons ici un dispositif intégré utilisant quatre faisceaux laser ponctuels disposés en losange. Cette configuration assure une immunité face au rayonnement solaire tout en offrant une protection complète face aux trous et obstacles saillants. Cet article décrit la conception du système, démontre la pertinence du balayage à quatre points et présente les premiers résultats des tests utilisateurs.

II. DISPOSITIF ET MÉTHODOLOGIE

A. Description du dispositif

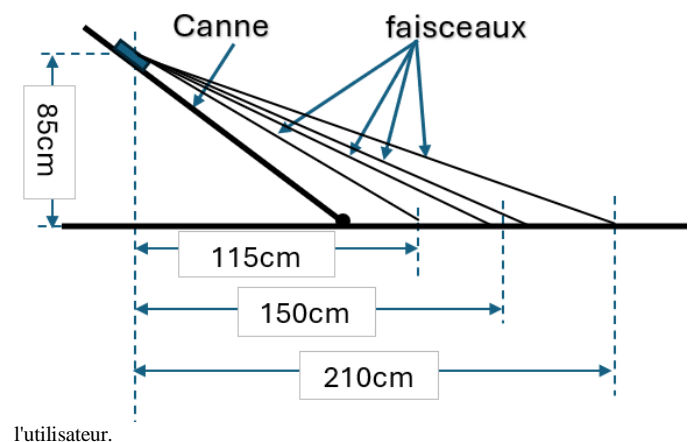
La canne blanche est un outil de mobilité essentiel mais souffre d'un manque de fiabilité dans la détection des obstacles bas au sol, en plus de son anticipation limitée.

Nous proposons une distribution de 4 faisceaux lasers, générés avec un réseau holographique produisant les 4 faisceaux angulairement équidistants. Avec un angle de 8° séparant chaque faisceau de l'axe optique de la diode.

Considérons un utilisateur mesurant 170 cm, équipé selon les recommandations dites de « Hoover ». Avec une canne de longueur 130 cm, inclinée d'un angle de 45° par rapport au sol lors du balayage. Sa largeur des épaules correspondant aussi à la largeur de son balayage est de 50cm, sa longueur des pas de 70cm. Dans ces conditions, l'embout de la canne se trouve à 91 cm devant ses pieds. Le détecteur est fixé à la canne à 85 cm de hauteur par rapport au sol.

La figure 3 montre la disposition des faisceaux par rapport à la canne ainsi que les distances des points lasers sur un sol plat par rapport aux pieds de l'utilisateur. Avec le faisceau le plus proche situé à 115 cm de l'utilisateur, les deux faisceaux latéraux sont à 150 cm des pieds et décalés latéralement de 20cm de part et d'autre de l'axe de la canne (40 cm d'espacement entre les faisceaux). Et le faisceau le plus loin se trouve à 210 cm des pieds de l'utilisateur, dans l'axe de la canne.

Fig. 3: Illustration de la distance des faisceaux par rapport à la canne et



l'utilisateur. Avec cette nouvelle configuration, l'illustration de la figure 4 montre la couverture des faisceaux en plus de la canne. Avec le faisceau le plus loin en bleu foncé, le faisceau latéral gauche en noir, le faisceau latéral droit rouge, le faisceau le plus proche en bleu clair et l'embout de la canne en vert.

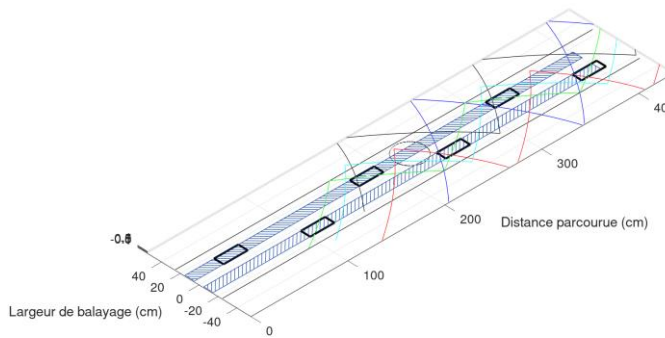


Fig. 4: Illustration de la couverture des 4 faisceaux en plus de la canne pour la détection des trous.

On peut voir que contrairement à la situation de la figure 1, un trou de 30 cm de diamètre sera nécessairement détecté par au moins un faisceau.

Avec la même configuration pour les obstacles saillants, une portion de la canne ou des faisceaux est susceptible de rentrer en contact avec l'obstacle en fonction de sa hauteur. On obtient alors une couverture dont la densité augmente avec la hauteur. Elle est quasi-totale pour un obstacle de 15 cm de hauteur et 13 cm de diamètre comme on peut le constater sur la figure 5.

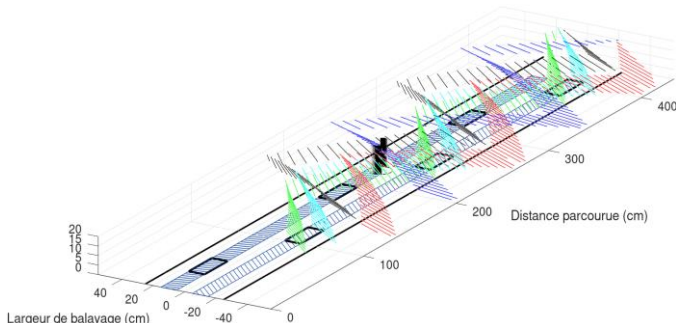


Fig. 5: Illustration de la couverture des 4 faisceaux en plus de la canne pour la détection des obstacles saillants.

B. Implémentation du dispositif

1) Système optique

Dans cette étude, nous utilisons la technique de la triangulation laser qui consiste à pointer la cible avec un faisceau laser continu. Le point laser sur la cible est imagé par une caméra dont l'axe optique est décalé par rapport à celui du laser. La position de l'image du point laser sur la caméra permet de remonter à la distance.

Les caractéristiques des éléments optiques du système sont les suivantes :

- La longueur d'onde de la source laser est de 850 nm
- La distance du faisceau laser à l'axe de l'optique de la caméra B est de 16.2 mm pour des raisons de compacité du capteur
- Le capteur CMOS est constitué de 1920 par 1024 pixels.
- Une courte distance focale n'est pas favorable à la résolution, 3,7 mm est la plus grande distance focale

permettant d'imager les 4 faisceaux sans déborder de la surface sensible de la caméra

- Les 4 faisceaux rétrodiffusés arrivent sur le filtre interférentiel de 10 nm de bande passante.

2) Système électronique

L'architecture repose sur un couplage entre un microcontrôleur ARM Cortex-M4 (80 MHz) à basse consommation et un FPGA MAX10. L'enjeu principal est de traiter simultanément les quatre mesures de distance en une acquisition d'image, tout en minimisant l'usage de la mémoire SRAM, ressource limitante pour la consommation énergétique.

Le microcontrôleur choisi est limité à 320 kb de mémoire pour des raisons de consommation. Donc, plutôt que d'acquérir l'image intégrale de 2 Mégapixels, le FPGA permet de sélectionner uniquement quatre zones d'intérêt centrées sur les 4 spots laser. Cette zone d'intérêt représente $4 \times 112 \times 24(10752)$ pixels d'où environ 0,5 % de l'image totale, permettant au microcontrôleur de gérer les informations sans surcharge mémoire. Ce gain d'efficacité maintient la consommation globale du système sous la barre de 1 W.

Les distances sont déduites des données images qui sont ensuite converties en signaux de commande pour une interface vibrotactile, utilisant des motifs distincts pour signaler les obstacles saillants ou les dénivelés négatifs.

III. RÉSULTATS ET TESTS PRÉLIMINAIRES

Pour chaque faisceau, la zone de détection sur le capteur couvre 24×112 pixels. L'intensité de chaque pixel est quantifiée sur 10 bits avec une disposition en RGGB. Pour traiter les données, l'image est convertie en niveaux de gris en sommant les quatre pixels adjacents. En conditions intérieures, le niveau de bruit combiné (électronique et ambiant) est d'environ 70 unités, tandis que l'amplitude maximale mesurable est de 4096 (ce qui correspond à la saturation du capteur).

Le principe de triangulation permet d'obtenir la distance en fonction de la position du point laser sur l'image. Ainsi, quel que soit le type de sol, tant que le faisceau laser est imagé par la caméra, la distance mesurée n'évolue quasiment pas.

Des mesures expérimentales ont été réalisées sur trois surfaces dont deux critiques. Il s'agit de deux cibles calibrées d'albédo 0,02 et 0,5, ainsi que sur du sable blanc sous une forte luminosité.

La cible d'albédo 0,02 (Standard : SRS-02-010) renvoie une image de point laser d'une amplitude d'environ 135, avec un rapport signal sur bruit d'environ 9 et un niveau de bruit de fond à 75. La cible à 0,5 (Standard : SRS-50-010) renvoie un signal d'une amplitude d'environ 2 100, avec un niveau de bruit de fond similaire au précédent, d'environ 75. Enfin, le sable blanc sous un soleil d'été renvoie un signal saturé, atteignant une amplitude de 4 096 avec un niveau de bruit de fond d'environ 2 000.

Ainsi, même dans des conditions aussi défavorables que celles d'une surface de goudron mouillé, le signal est tout de même détecté bien qu'il présente une faible amplitude. De même, sur une surface particulièrement réfléchissante comme

du sable blanc en présence d'un fort ensoleillement, le signal saturé du point laser reste parfaitement identifiable.

Un prototype embarqué nous a permis de confirmer la faisabilité du dispositif. Le système immobile a démontré une excellente résolution verticale : le faisceau le plus proche (à 1,15 m de l'utilisateur) détecte des élévations d'obstacles aussi faibles que 2 cm, tandis que le faisceau le plus éloigné (à 2,1 m) détecte des variations de hauteur de 4 cm.

Cependant, à cause des mouvements parasites du poignet lors de la marche un algorithme de filtrage a été implémenté, réduisant la résolution initiale d'un facteur 2.5.

Des tests préliminaires d'évaluation du dispositif ont été réalisés. Ils ont impliqué deux voyants sous bandeau ainsi que deux déficients visuels utilisateurs du "Tom Pouce III" [10] depuis plus de 10 ans.

Le test a consisté pour chacun des participants à déambuler dans un couloir d'une dizaine de mètres avec des cartons disposés de manière aléatoire au sol. Le but étant d'éviter tout contact mécanique avec les cartons que ce soit avec le corps ou la canne blanche.

Le principal objectif de ces tests est d'observer le comportement des participants lors des évitements. Il en est sorti que le fonctionnement est intuitif, dans la mesure où des utilisateurs naïfs (voyants sous bandeau) sont arrivés à effectuer les évitements avec très peu d'erreurs dans les situations avec des obstacles espacés de plus de 2 mètres, c'est-à-dire où il n'y a qu'un seul obstacle à gérer à la fois. Il en ressort dans ce contexte que la plage de détection, allant de 1.15 m à 2.10 m semble adaptée, et ne demande pas d'efforts cognitifs excessifs.

Dans un environnement à forte densité d'obstacles (plus d'un obstacle tous les 2 mètres), le taux d'échec est monté de moins de 5% à près de 30%, tout en restant meilleur pour les 2 non-voyants que pour les 2 voyants sous bandeau. Nous avons identifié deux causes. La première est que nous assurons 100% de probabilité de détection d'obstacle avec les 4 faisceaux, mais le faisceau le plus éloigné n'est pas forcément celui qui va rencontrer l'obstacle. Ainsi nous avons une incertitude de près d'un mètre sur la distance exacte à l'obstacle. Ce n'est pas gênant lorsque le faible encombrement permet de prendre son temps pour revenir sur sa trajectoire initiale. Par contre s'il y a un second obstacle proche qui induit une nouvelle déviation avant que la trajectoire initiale soit reprise, cette incertitude sur la distance ne permet pas d'avoir la précision nécessaire au contournement. Une seconde cause possible est d'origine cognitive. L'utilisateur, concentré sur le second obstacle, avant d'avoir fini de gérer le premier, Quelques vidéos d'évitement sont accessibles sur le lien suivant : <https://youtu.be/WkJ2EtUI7NY>.

Pour améliorer le taux d'évitement en cas de forte densité d'obstacle

Concernant les dénivelés courants (descente d'escalier, fosse de train ou métro) la situation est simple car il ne s'agit pas d'éviter mais juste de s'arrêter. La probabilité que ce soit le faisceau le plus éloigné qui intervienne en premier au vue de la

taille du dénivelé est très élevée, il n'y a pas eu de difficultés rencontrées et l'anticipation est de deux mètres.

IV. CONCLUSION

Comparé aux solutions existantes, ce système offre :

- Une architecture électronique permettant une cadence de 66 mesures de 4 distances par seconde, permettant le temps réel avec une faible consommation.

- Une conception compacte, adaptée à l'intégration avec une canne.

- Une solution simple cognitivement et performante pour les situations de dénivelés et d'obstacles au sol isolés.

Parmi les limitations actuelles figurent :

- les performances en plein soleil pour les sols mouillés avec soleil de face où il faut faire une campagne de mesures pour sécuriser l'algorithme antibruit.

- la détection d'obstacles très petits (< 5 cm) où il faut améliorer l'algorithme filtrage.

- l'interface homme machine pour pouvoir gérer les configurations denses en obstacles au sol avec fluidité sans erreurs.

Afin de connaître les améliorations prioritaires il va falloir lancer une campagne d'essais en vie réelle. Cette campagne permettra de répondre à quelques telle que : Est-ce que l'algorithme actuel immunise suffisamment au soleil ? Détecter des obstacles trop bas est-il bénéfique (feuilles en autonome qui parasiteraient le dispositif) ? Est-ce que les obstacles au sol susceptibles d'occasionner des chutes se présentent de manière dense nécessitant une approche complémentaire?

RÉFÉRENCES

- [1] C. W. Bledsoe, "The originators of orientation and mobility training," in *Foundations of Orientation and Mobility*, 3rd ed., vol. 1, W. R. Wiener, R. L. Welsh, and B. B. Blasch, Eds. New York, NY, USA: AFB Press, 2010, pp. 434-485.
- [2] B. B. Blasch and W. R. De l'Aune, "A computer profile of mobility coverage and a safety index," *J. Vis. Impair. Blind.*, vol. 86, no. 6, pp. 249-254, Jun. 1992, doi: 10.1177/0145482X9208600607.
- [3] R. S. Wall and D. H. Ashmead, "Biomechanical movements in experienced cane users with and without visual impairments," *J. Vis. Impair. Blind.*, vol. 96, no. 7, pp. 501-515, Jul. 2002, doi: 10.1177/0145482X0209600703. K. Elissa, "Title of paper if known," unpublished.
- [4] C. Mai et al., "Laser Sensing and Vision Sensing Smart Blind Cane: A Review," *Sensors*, vol. 23, no. 2, Art. no. 869, Jan. 2023, doi: 10.3390/s23020869.
- [5] E. Şipoş, C. Ciuciu, and L. Ivanciu, "Sensor-Based prototype of a smart assistant for visually impaired people—preliminary results," *Sensors*, vol. 22, no. 11, Art. no. 4271, Jun. 2022, doi: 10.3390/s22114271.
- [6] R. Tapu, B. Mocanu, and T. Zaharia, "Wearable assistive devices for visually impaired: A state of the art survey," *Pattern Recognit. Lett.*, vol. 137, pp. 37-52, Sept. 2020, doi: 10.1016/j.patrec.2018.10.031.
- [7] P. S. Ranaweera, S. H. R. Madhuranga, H. F. A. S. Fonseka, and D. M. L. D. Karunathilaka, "Electronic travel aid system for visually impaired people," in *Proc. 5th Int. Conf. Inf. Commun. Technol. (ICoICT)*, Melaka, Malaysia, May 2017, pp. 1-6, doi: 10.1109/ICoICT.2017.8074700.
- [8] A. Dernayka, M.-A. Amorim, R. Leroux, L. Bogaert, and R. Farcy, "Tom Pouce III, an electronic white cane for blind people: Ability to

- detect obstacles and mobility performances,” *Sensors*, vol. 21, Art. no. 6854, Oct. 2021, doi: 10.3390/s21206854.
- [9] S. Maidenbaum et al., “The EyeCane: A new electronic travel aid for the blind—Technology, behavior and swift learning,” *Restor. Neurol. Neurosci.*, vol. 32, no. 6, pp. 813–824, Dec. 2014, doi: 10.3233/RNN-130351.
- [10] Q. K. Dang, Y. Chee, D. D. Pham, and Y. S. Suh, “A virtual blind cane using a line laser-based vision system and an inertial measurement unit,” *Sensors*, vol. 16, no. 1, Art. no. 95, Jan. 2016, doi: 10.3390/s16010095.

Localisation Ultra Large Bande pour la Navigation Autonome de Fauteuil Roulant Électrique

Théo Le Terrier
Univ Rennes, INSA Rennes, Inria
CNRS, IRISA - UMR 6074
Rennes, France
theo.le-terrier@irisa.fr

Marie Babel
Univ Rennes, INSA Rennes, Inria
CNRS, IRISA - UMR 6074
Rennes, France
marie.babel@irisa.fr

Vincent Drevelle
Univ Rennes, Inria, CNRS
IRISA - UMR 6074
Rennes, France
vincent.drevelle@irisa.fr

Résumé—Cet article présente un système de navigation autonome d'un fauteuil roulant électrique (FRE), basé à la fois sur les technologies ultra large bande (ULB) pour la localisation, et sur les technologies infrarouges pour l'évitement d'obstacles. Ce système a fait l'objet d'une étude préalable en conditions écologiques, dans un appartement thérapeutique de la Fondation Saint-Hélier (Rennes), et a permis de relever les limites de la solution proposée. Afin d'améliorer l'efficacité du système, une nouvelle méthode robuste de localisation du FRE à l'aide des capteurs ULB est présentée. Celle-ci exploite les différences de mesures afin de réduire les effets des erreurs systématiques, telles que les biais non calibrés des modules radio, ou les erreurs d'estimation de la position des ancrs ULB. Un estimateur robuste est alors utilisé pour gérer les erreurs dues aux multi-trajets et à la propagation des signaux sans ligne de vue directe. Des expérimentations en conditions difficiles permettent d'évaluer les performances de la méthode. Les résultats montrent d'une part une moindre sensibilité aux dégradations des conditions par rapport aux méthodes de localisation classiques, et d'autre part une précision suffisante pour intégrer efficacement cette méthode dans un système de navigation autonome d'un FRE.

Mots clés—Localisation, Ultra Large Bande, Fauteuil Roulant Électrique

I. INTRODUCTION

La conduite d'un fauteuil roulant électrique (FRE) est une tâche difficile, nécessitant des capacités cognitives et visuo-spatiales, en particulier lors du franchissement d'obstacles et d'espaces étroits [1]. L'accès à cette aide à la mobilité peut alors être refusé aux individus n'ayant pas la capacité d'assurer la maîtrise du FRE. La réduction de l'autonomie qui en résulte favorise l'isolement social, l'anxiété, et la dépression [2]. Dans ce contexte, l'intégration de solutions d'assistance à la navigation apparaît comme un moyen d'élargir l'accessibilité des FRE.

Des approches de navigation semi-autonomes, basées sur la commande ou le guidage partagé [3], laissent un contrôle suffisant à l'utilisateur, nécessaire à la sollicitation de ses fonctions cognitives et motrices restantes [4]. Par exemple, [5] présente une solution d'assistance à la conduite basée sur l'asservissement référencé capteurs.

Cependant, pour proposer une assistance plus complète, il est pertinent d'envisager également des solutions de navigation autonome, permettant à l'utilisateur d'alterner entre différents niveaux d'assistance en fonction de la situation ou de ses

capacités. De nombreux systèmes de navigation autonome ont été proposés dans la littérature, mais ceux-ci reposent généralement sur des capteurs coûteux et encombrants, tels que des LiDARs 2-D [6] ou 3-D [7], parfois associés à des caméras de profondeurs [8]. Les FRE n'étant pas initialement conçus pour embarquer ce type de capteurs, leur intégration nécessite des structures support encombrantes, susceptibles de nuire à l'acceptabilité de la solution. Enfin, le coût final de la solution est un critère important.

Ces contraintes motivent le choix de capteurs discrets, peu coûteux, et facilement intégrables aux FRE disponibles en commerce. Les capteurs de localisation basés sur la technologie ultra large bande (ULB) respectent ces contraintes, et sont largement utilisés pour la localisation en intérieur [9]–[11], où les signaux GPS ne sont pas disponibles.

Une configuration typique de positionnement en intérieur à l'aide de capteurs ULB repose sur un ensemble d'ancres fixes communiquant avec des capteurs mobiles (tags). La distance entre un tag et une ancre est estimée à l'aide de méthodes telles que la mesure de distance aller-retour (two-way ranging) [12].

Le positionnement précis en intérieur basé sur les mesures de distance à l'aide de capteurs ULB demeure un problème complexe. Ces mesures sont en effet affectées par divers facteurs, tels que le bruit des capteurs, la propagation des signaux sans ligne de vue directe, les phénomènes de multi-trajets, les biais des modules radio, ainsi que les imprécisions sur le positionnement des ancrs ULB. Les approches proposées dans la littérature sont conçues pour fonctionner dans des environnements sujets aux multi-trajets et aux propagations sans ligne de vue directe [13], [14], mais leur précision dépend de la bonne estimation de la position des ancrs et de la calibration du biais de chaque module radio. Ces étapes de calibration sont coûteuses en temps, et empêchent un déploiement simple du système.

Dans cet article, nous présentons d'abord un système de navigation autonome, utilisant des capteurs ULB pour sa localisation, et des capteurs infrarouges pour l'évitement d'obstacles. Un exemple d'application réalisé au sein d'un appartement thérapeutique, dans un centre de rééducation, est montré. Une méthode robuste de localisation du FRE basée sur les capteurs ULB est ensuite présentée, et une validation expérimentale est proposée.

- Nos contributions peuvent ainsi être résumées comme suit :
- le développement d’une méthode robuste de localisation ULB basée sur des différences de mesures entre la pose courante et la pose de référence apprise ;
 - la réalisation d’une validation expérimentale de la méthode de localisation, en utilisant un FRE équipé de capteurs ULB et un système de capture de mouvements.

II. SYSTÈME DE NAVIGATION AUTONOME POUR UN FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE

Cette section présente une vue d’ensemble du système de navigation autonome développé pour le FRE, illustré par une expérimentation préliminaire menée dans l’appartement thérapeutique d’un centre de rééducation. L’objectif est de proposer une première solution basée sur l’état de l’art, afin d’en comprendre les limitations. L’intérêt d’une nouvelle méthode robuste de positionnement relatif est enfin détaillé.

A. Architecture globale du système de navigation

Le système embarqué de navigation repose sur une architecture modulaire constituée de quatre piliers :

- **Perception** : acquisition des données issues des capteurs embarqués sur le FRE : la perception de l’environnement local est gérée par des capteurs infrarouges à temps de vol ;
- **Localisation** : estimation de la pose (position et orientation) du FRE à partir des mesures des capteurs ULB. Celle-ci est réalisée grâce à un filtre de Kalman étendu. Un M-estimateur utilisant la fonction de perte de Huber est utilisé dans l’étape de correction pour limiter l’influence des valeurs aberrantes ;
- **Planification** : génération de chemins en utilisant un graphe de poses prédéfinies ;
- **Commande** : calcul des vitesses linéaires et angulaires à envoyer au FRE pour atteindre les poses cibles, tout en évitant des obstacles perçus (en utilisant l’algorithme de [5]).

Les différents modules communiquent entre eux via le middleware ROS et sont embarqués sur un ordinateur mono-carte Raspberry Pi intégré au FRE. Un module supplémentaire assure la passerelle entre le système de navigation et les interfaces utilisateurs, la communication étant réalisée via le protocole MQTT, sur un réseau Wi-Fi. Partant d’une requête de positionnement fourni par l’utilisateur, l’ensemble du système calcule et envoie une commande au FRE, permettant de réaliser la tâche souhaitée, à chaque cycle de contrôle. Une représentation schématique de cette architecture est visible à la figure 1.

B. Planification, navigation et évitement d’obstacles

L’appartement n’étant pas cartographié, la planification de chemin se fait uniquement sur un graphe de poses enregistrées (Figure 2). Outre les poses cibles correspondant aux besoins de l’utilisateur (en rouge sur la figure 2), des poses intermédiaires (en orange) ont été définies afin de guider la navigation du fauteuil vers la porte pour le changement de pièce et privilégier

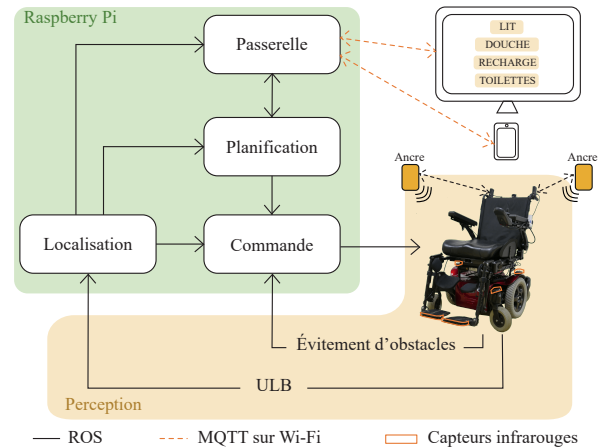


FIGURE 1. Architecture globale du système de navigation autonome.

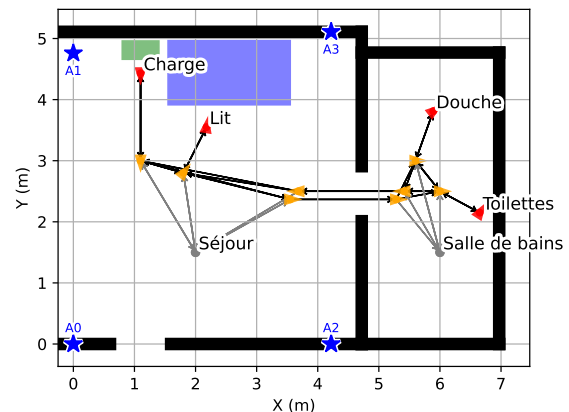


FIGURE 2. Graphe de navigation dans l’appartement thérapeutique. Les triangles rouges représentent les poses sélectionnables, les poses intermédiaires sont en orange, et les poses non cartographiées (en gris) sont intégrées en les connectant aux poses intermédiaires de la pièce correspondante. Les ancrés ULB sont représentés par des étoiles bleues.

les espaces dépourvus d’obstacles fixes (contournement du lit, par exemple). La navigation depuis ou vers un point quelconque de la pièce se fait grâce à l’ajout de cette pose dans le graphe en la connectant aux poses intermédiaires de cette pièce (en gris sur la figure 2).

À partir d’une requête de l’utilisateur, le module de planification génère une séquence de poses intermédiaires à suivre afin d’atteindre la pose finale souhaitée. Ces poses sont transmises successivement au module de commande, qui exploite les modules de perception et de localisation afin de mettre à jour les vitesses linéaire et angulaire du FRE à chaque cycle de contrôle. La stratégie de commande est d’orienter d’abord le FRE dans la direction de la cible, puis d’avancer jusqu’à arriver à la position souhaitée. Enfin, une rotation est appliquée au FRE pour atteindre l’orientation désirée. Une méthode réactive basée sur des capteurs infrarouges à temps de vol permet l’évitement d’obstacles en corrigeant en permanence la consigne de vitesse du fauteuil en fonction

des obstacles perçus [5]. Cette solution permet de contourner objets ou personnes sur le chemin, et facilite le passage de porte en dépit de la précision limitée du système de localisation ULB.

C. Cas d'usage

Le système de navigation a été évalué à travers des démonstrations réalisées dans un centre de rééducation, en collaboration avec des ergothérapeutes. Le FRE devait réaliser des tâches de navigation autonome au sein d'un appartement thérapeutique. Ces démonstrations avaient pour objectif de simuler des situations concrètes de la vie quotidienne, représentatives des besoins d'assistance à la mobilité rencontrés par les utilisateurs.

L'utilisateur peut formuler une commande de positionnement en sélectionnant une pose d'intérêt prédéfinie, telle que le lit, les toilettes, ou encore la douche.

Un des scénarios, présenté dans cet article, est illustré à la figure 3. L'utilisateur est initialement installé dans son lit, et appelle le FRE à l'aide d'une interface tactile. Le FRE planifie la navigation et se positionne ensuite de façon autonome à côté du lit, permettant à l'utilisateur d'effectuer son transfert. L'utilisateur souhaite ensuite positionner le FRE à côté des toilettes, en navigation autonome pour ne pas avoir à gérer le passage de porte. Il envoie alors une requête via son smartphone, et le fauteuil navigue dans l'appartement thérapeutique, du lit jusqu'aux toilettes, tout en franchissant la porte.

D. Limitations du système présenté

Une première limitation du système présenté est que la planification repose sur la définition manuelle d'un ensemble de poses intermédiaires dans l'espace de navigation du FRE, en particulier pour l'approche des poses cibles. De plus, la stratégie de commande ne permet pas la génération de trajectoires courbes. Un premier axe d'amélioration, non traité dans cet article, consisterait à définir une loi de commande permettant la navigation fluide du FRE, tout en limitant le nombre de poses intermédiaires nécessaires.

Une autre limitation concerne la localisation. Les différentes sources d'erreurs affectant les mesures des capteurs ULB, telles que les biais non calibrés, les imprécisions dans le positionnement des ancres, ou des conditions de propagation sans ligne de vue directe, peuvent conduire à un écart important entre la pose estimée du FRE et la pose théorique associée à la carte topologique. Ces erreurs d'estimation peuvent se produire en cas de perturbation de l'environnement du FRE, par la présence d'une personne ou de mobilier sur le trajet du signal ULB. Le risque est de ne pas atteindre suffisamment précisément les poses cibles, et d'obliger l'utilisateur à ajuster manuellement la position finale du FRE. Cette situation souligne la nécessité d'une estimation de pose robuste, en particulier dans un voisinage des poses d'intérêt pour l'utilisateur.

III. ESTIMATION ROBUSTE DE LA POSE RELATIVE À PARTIR DE DIFFÉRENCES DE MESURES ULB

Nous proposons une méthode pour améliorer la localisation du FRE, basée sur la localisation relative. L'idée est d'enregistrer les signaux ULB mesurés aux poses de référence, et d'exploiter la différence entre les signaux mesurés à l'instant courant et les signaux appris à la pose de référence, afin d'estimer la pose du FRE relativement à la pose de référence considérée.

A. Modèle de FRE

La configuration du FRE dans le repère monde \mathcal{F}_W est notée $\mathbf{q} = (x, y, \theta)^T$, où (x, y) représentent les coordonnées du centre de rotation du FRE, et θ désigne l'angle entre \mathcal{F}_W et le repère local \mathcal{F}_R attaché au fauteuil.

B. Modèle de mesures ULB

Un ensemble d'ancres ULB est installé dans une pièce, et des mesures de distances sont effectuées entre ces ancres et des tags ULB embarqués et fixés sur le FRE. Une vue d'ensemble du système est présentée à la figure 4.

Soit n_T , le nombre de tags installés sur le FRE, et n_A le nombre d'ancres. On note T_i , $i \in \{1, \dots, n_T\}$, le i -ème tag, and A_j , $j \in \{1, \dots, n_A\}$, la j -ème ancre. Les coordonnées d'un tag T_i , exprimées dans le repère \mathcal{F}_R , sont notées ${}^r\mathbf{x}_{T_i} = ({}^rx_{T_i}, {}^ry_{T_i}, {}^rz_{T_i})$. Les coordonnées de T_i dans le repère \mathcal{F}_W , notées $\mathbf{x}_{T_i} = (x_{T_i}, y_{T_i}, z_{T_i})$, peuvent être exprimées en fonction de la configuration du FRE comme suit :

$$\mathbf{x}_{T_i}(\mathbf{q}) = \begin{pmatrix} x + {}^rx_{T_i} \cos \theta - {}^ry_{T_i} \sin \theta \\ y + {}^rx_{T_i} \sin \theta + {}^ry_{T_i} \cos \theta \\ {}^rz_{T_i} \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Les coordonnées (fixes) d'une ancre A_j exprimées dans \mathcal{F}_W sont notées $\mathbf{x}_{A_j} = (x_{A_j}, y_{A_j}, z_{A_j})$. La distance mesurée entre le tag T_i et l'ancre A_j est notée $s_{i,j}$ et définie par

$$s_{i,j} = \|\mathbf{x}_{T_i}(\mathbf{q}) - \mathbf{x}_{A_j}\|_2 + \beta_{i,j}, \quad (2)$$

où $\beta_{i,j}$ représente l'erreur de mesure.

C. Modèle d'observation pour les différences de mesures ULB

Notons \mathbf{s}^* , le vecteur de mesures de distances désirées, enregistré à la pose de référence \mathbf{q}^* . On définit \mathcal{F}_G comme le repère fixe attaché à \mathbf{q}^* . La position des ancres dans le repère \mathcal{F}_G est notée ${}^G\mathbf{x}_{A_j}$. En supposant que la position de chaque ancre est connue dans \mathcal{F}_W , et qu'une estimée $\hat{\mathbf{q}}^*$ de \mathbf{q}^* est disponible, une estimation de ${}^G\mathbf{x}_{A_j}$ peut être obtenue.

Notre méthode cherche à estimer la pose relative ${}^G\mathbf{q}$ du FRE dans le repère \mathcal{F}_G . Notons $\mathbf{s}_{th}({}^G\mathbf{q})$, le vecteur de l'ensemble des distances théoriques entre chaque pair de tags et d'ancres, lorsque le FRE est situé à la pose ${}^G\mathbf{q}$. La composante de $\mathbf{s}_{th}({}^G\mathbf{q})$, correspondant au i -ème tag et à la j -ème ancre, est

$$s_{th,i,j}({}^G\mathbf{q}) = \|\mathbf{x}_{T_i}({}^G\mathbf{q}) - {}^G\mathbf{x}_{A_j}\|_2. \quad (3)$$

Puisqu'on mesure des différences de distances, le modèle d'observation \mathbf{h} est exprimé comme la différence entre les

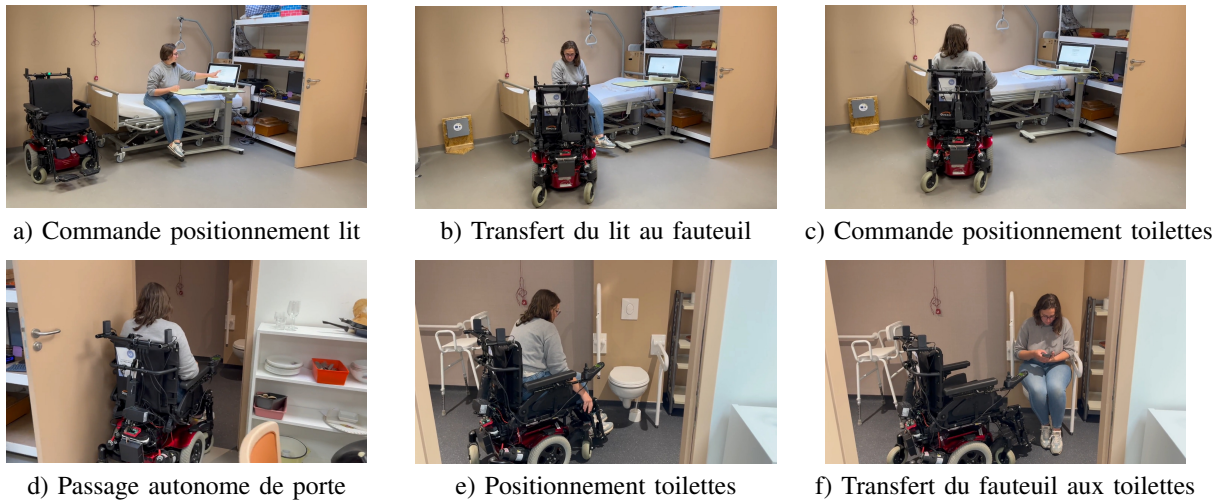


FIGURE 3. Différents instants d'un scénario de tâche de navigation sont représentés. a) L'utilisateur envoie d'abord une commande via une interface dédiée pour que le fauteuil se positionne au niveau du lit. b) Le fauteuil se positionne près du lit et l'utilisateur peut procéder à son transfert. c) L'utilisateur peut passer en niveau d'assistance semi-autonome, ou envoyer une autre commande de positionnement, par exemple pour se rendre aux toilettes, via son smartphone. d) Le FRE est capable de passer une porte sans collision grâce aux capteurs infrarouges embarqués. e) Le fauteuil termine son positionnement à côté des toilettes. f) L'utilisateur peut maintenant se transférer du fauteuil aux toilettes.

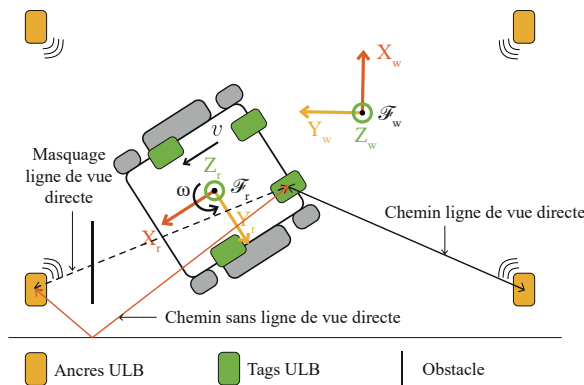


FIGURE 4. Vue d'ensemble du système. Chaque tag ULB (en vert) mesure sa distance à chaque ancre (en jaune). Les mesures de distance peuvent être affectées par des phénomènes de multi-trajets ou par une propagation sans ligne de vue directe.

distances théoriques à une pose relative donnée ${}^G\mathbf{q}$ et celles à la pose de référence selon

$$\mathbf{h}({}^G\mathbf{q}) = \mathbf{s}_{th}({}^G\mathbf{q}) - \mathbf{s}_{th}(\mathbf{0}). \quad (4)$$

D. Estimateur robuste de pose relative

On souhaite fournir, à chaque instant de mesure k , une estimée ${}^G\hat{\mathbf{q}}_k$ de la pose relative ${}^G\mathbf{q}_k$ du FRE, en utilisant les différences de mesures de distances

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{s}_k - \mathbf{s}^*. \quad (5)$$

Les résidus par rapport au modèle d'observation s'expriment par

$$\mathbf{r}({}^G\mathbf{q}) = \mathbf{y}_k - \mathbf{h}({}^G\mathbf{q}). \quad (6)$$

On note $r_{i,j}({}^G\mathbf{q})$ le résidu de la mesure de distance entre le i -ème tag and la j -ème ancre. La méthode de M-estimation de

Huber est utilisée pour fournir une estimée ${}^G\hat{\mathbf{q}}_k$, à partir du modèle d'observation et des différences de mesures observées. Le problème d'estimation de la pose relative est ensuite formulé comme le problème d'optimisation

$${}^G\hat{\mathbf{q}}_k = \arg \min_{{}^G\mathbf{q}} \sum_{(i,j)} L_\delta(r_{i,j}({}^G\mathbf{q})) \quad (7)$$

où L_δ est la fonction de perte de Huber [15], avec un paramètre d'ajustement δ . Cet estimateur robuste est particulièrement efficace pour rejeter les valeurs aberrantes, telles que celles causées par des multi-trajets ou des propagations sans ligne de vue directe. Les valeurs aberrantes des mesures ULB sont généralement positives (multi-t trajet). Sur les différences de mesures, les valeurs aberrantes peuvent être positives (valeur aberrante dans la mesure actuelle s_k) ou négatives (valeur aberrante dans la mesure de référence s^*), nécessitant une fonction de perte symétrique.

Le problème (7) est alors résolu à l'aide de la méthode des moindres carrés pondérés itératifs avec l'itération de Gauss-Newton. La règle de mise à jour de la pondération à la l -ème itération est donnée par

$$w(r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l)) = \begin{cases} 1 & \text{si } |r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l)| \leq \delta, \\ \frac{\delta}{|r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l)|} & \text{sinon.} \end{cases} \quad (8)$$

En notant $\mathbf{W}_l = \text{diag}[w(r_{i,j}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l))]$ la matrice diagonale des poids à la l -ème itération, la solution itérative au problème (7) est fournie par

$${}^G\hat{\mathbf{q}}_{l+1} = {}^G\hat{\mathbf{q}}_l + (\mathbf{H}_l^T \mathbf{W}_l \mathbf{H}_l)^{-1} \mathbf{H}_l^T \mathbf{W}_l \mathbf{r}({}^G\hat{\mathbf{q}}_l), \quad (9)$$

où \mathbf{H}_l est la Jacobienne du modèle d'observation à la l -ème itération :

$$\mathbf{H}_l = \left. \frac{\partial \mathbf{h}}{\partial {}^G\mathbf{q}} \right|_{{}^G\hat{\mathbf{q}}_l}. \quad (10)$$

IV. VALIDATION EXPÉRIMENTALE

Cette section présente la validation expérimentale de la méthode de localisation proposée. L'environnement dans lequel les expérimentations ont été menées est d'abord présenté, puis nous nous intéressons aux résultats.

A. Environnement expérimental

Le FRE utilisé pour les expérimentations est un FRE commercial de l'entreprise Medical Sunrise. Ce dernier possède six roues, dont deux sont motorisés de façon différentielle. Quatre tags ULB sont embarqués sur le FRE, visibles sur la figure 5. Quatre ancres ULB sont installées dans la pièce, et leur position dans \mathcal{F}_W est mesurée en utilisant un système de capture de mouvement. Le paramètre d'ajustement de la fonction de perte de Huber a été fixé à $\delta = 0.16$, correspondant à un seuil à $2\text{-}\sigma$, où σ est l'écart-type de la distribution des erreurs de mesures ULB en ligne de vue directe.

La méthode proposée a été testée dans quatre conditions expérimentales définies afin d'évaluer

- les performances de référence dans une pièce non meublée, visant à limiter la propagation des signaux sans ligne de vue directe. Cette condition est notée *R* pour *condition de référence* ;
- la robustesse face à un mauvais positionnement des ancres, obtenue en introduisant une erreur artificielle de 10 cm sur les coordonnées x et y de l'ensemble des ancres, tout en conservant un environnement non meublé (*P* pour un *positionnement dégradé des ancres*) ;
- les performances face à des masquages de lignes de vue directe, introduits en plaçant des objets (une télévision et une couverture de survie) dans la pièce, tout en conservant un mauvais positionnement des ancres (*P+M* pour condition *P* et masquage de la ligne de vue directe) ;
- les performances en configuration dégradée, avec seulement trois ancres fonctionnelles (une ancre en panne) sur les quatre utilisées pour l'apprentissage de la pose désirée, tout en conservant un mauvais positionnement des ancres (*P+E* pour condition *P* et ancre éteinte).

Pour chaque condition expérimentale, le FRE est placé manuellement à la pose de référence correspondante. Le vecteur de mesures de distances de référence s^* est obtenu en moyennant les mesures sur 10 s afin d'atténuer les effets du bruit des capteurs ULB. Une estimée de la pose \hat{q}^* , exprimée dans \mathcal{F}_W , est alors calculée à partir de s^* . La position des ancres dans le repère de référence \mathcal{F}_G est alors estimée à partir de leur position dans \mathcal{F}_W , et \hat{q}^* . Pour les trois conditions expérimentales P, P+M, et P+E, la même erreur d'estimation sur la position des ancres est introduite artificiellement.

B. Résultats

Afin d'évaluer la précision de la méthode basée sur les différences de mesures, nous la comparons avec la méthode de positionnement global correspondant à la partie statique de l'estimateur de pose de la section II. Les mesures de distance ULB sont fusionnées à l'aide d'un M-estimateur de Huber afin d'estimer la pose du fauteuil dans le repère \mathcal{F}_W . La figure 6



FIGURE 5. Vue d'ensemble de l'environnement expérimental pour la validation de la méthode de positionnement, dans un environnement dégagé (en haut) et encombré (en bas). Le téléviseur et la couverture de survie sont placés de manière à masquer la ligne de vue directe avec deux des quatre ancres.

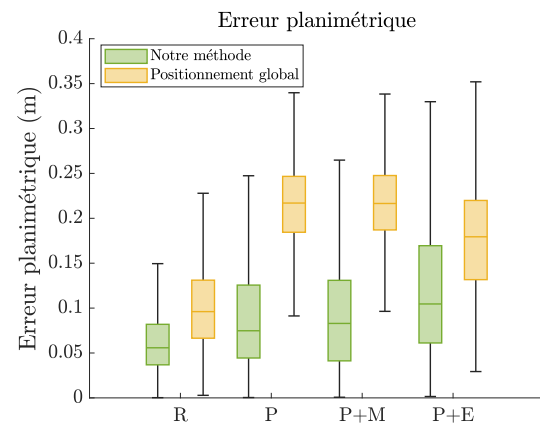


FIGURE 6. Diagramme en boîtes de l'erreur planimétrique, pour chacune des conditions expérimentales. Notre méthode de positionnement relatif est représentée en vert, et la méthode de positionnement global en jaune.

présente un diagramme en boîtes des erreurs planimétriques, pour chacune des conditions expérimentales et pour les deux méthodes de localisation.

On observe que la méthode de localisation relative proposée, basée sur les différences de mesures de distances, présente de meilleures performances de précision planimétrique dans toutes les conditions expérimentales. Les performances des deux méthodes sont dégradées lors de l'introduction de conditions adverses, telles qu'une estimation imprécise de la position des ancres, un masquage de la ligne de vue directe, ou une ancre défectueuse. Cependant, la méthode proposée est moins affectée par ces conditions dégradées que la méthode de positionnement global.

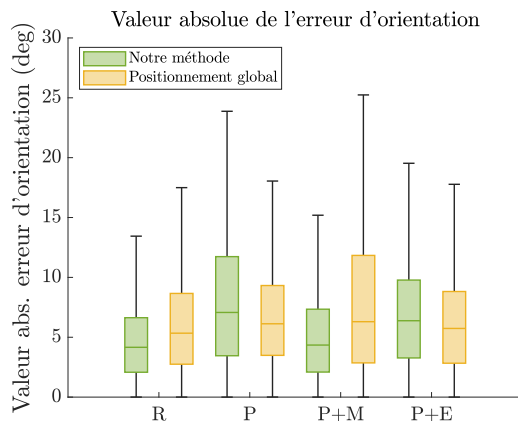


FIGURE 7. Diagramme en boîtes des valeurs absolues d'erreurs d'orientation, pour chacune des conditions expérimentales. Notre méthode de positionnement relatif est représentée en vert, et la méthode de positionnement global en jaune.

En effet, la méthode proposée présente une précision moyenne de 7 cm dans la condition expérimentale la plus favorable (R), et de 11.7 cm dans la condition la plus dégradée (P+E). La méthode de positionnement global est moins précise et plus affectée par l'introduction de conditions défavorables, avec une précision moyenne de 10.7 cm pour la condition R, et 18.8 cm pour la condition P+E.

Concernant les valeurs absolues des erreurs d'orientation, le diagramme en boîtes de la figure 7 indique des performances similaires pour les deux méthodes. Les biais systématiques introduits par le mauvais positionnement des ancrs affectent principalement l'estimation de position, mais n'introduisent pas de biais important sur l'orientation. Dans ce cas, notre méthode de positionnement relatif présente des performances similaires à la méthode de positionnement global en termes de précision d'orientation. Notre méthode est cependant plus robuste au masquage de la ligne de vue directe (condition M) avec une erreur médiane de 4.3° contre 6.3° pour le positionnement global.

V. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté un système bas-coût de navigation autonome pour un FRE évoluant dans un appartement thérapeutique, ainsi qu'une nouvelle méthode robuste de positionnement relatif basée sur des capteurs ULB.

Cette méthode exploite des différences de mesures de distances pour atténuer l'effet des biais non calibrés des modules radio, ainsi que des erreurs d'estimation de la position des ancrs. Un estimateur robuste permet de rejeter les erreurs de mesures provenant des multi-trajets et des propagations de signaux sans ligne de vue directe.

Une validation expérimentale de la méthode a été réalisée, en utilisant un FRE standard, dans différentes conditions en intérieur. Elle a permis de montrer une précision inférieure à 10 cm en moyenne, compatible avec les exigences d'utilisation souhaitées, telles que le positionnement autonome pour le

transfert du FRE au lit. En comparaison au positionnement global précédemment implémenté, la méthode proposée de positionnement relatif présente une meilleure précision, ainsi qu'une sensibilité réduite aux dégradations des conditions. Elle sera amenée, dans des travaux futurs, à être intégrée dans le système de navigation autonome du FRE.

REMERCIEMENTS

Les expérimentations présentées dans cet article ont été réalisées grâce à une plateforme de l'infrastructure de recherche française Robotex 2.0. Les auteurs remercient la Fondation Saint-Hélier, notamment Dr Emilie Leblong pour la conduite des expérimentations en milieu clinique.

RÉFÉRENCES

- [1] S. Massengale, D. Folden, P. McConnell, L. Stratton, and V. Whitehead, "Effect of visual perception, visual function, cognition, and personality on power wheelchair use in adults," *Assistive Technology*, vol. 17, no. 2, pp. 108–121, 2005.
- [2] R. C. Simpson, "Smart wheelchairs : A literature review," *Journal of rehabilitation research & development*, vol. 42, no. 4, 2005.
- [3] A. Erdogan and B. D. Argall, "The effect of robotic wheelchair control paradigm and interface on user performance, effort and preference : an experimental assessment," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 94, pp. 282–297, 2017.
- [4] A. Hurst and J. Tobias, "Empowering individuals with do-it-yourself assistive technology," in *The proceedings of the 13th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility*, 2011, pp. 11–18.
- [5] L. Devigne, V. K. Narayanan, F. Pasteau, and M. Babel, "Low complex sensor-based shared control for power wheelchair navigation," in *2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. IEEE, 2016, pp. 5434–5439.
- [6] D. De Lazzari, P. Simonetto, N. Turcato, L. Tonin, and R. Carli, "Nonlinear model predictive control of a bmi-guided wheelchair for navigation in unknown environments," in *Eur. Control Conf.* IEEE, 2024, pp. 3582–3587.
- [7] E. Kawaguchi, K. Sekiguchi, and K. Nonaka, "Self-driving electric wheelchair in crowded environments using a fuzzy potential model predictive control," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 56, no. 2, pp. 11 827–11 833, 2023.
- [8] G. Yu, H. Zhang, Z. Wang, and J. Wang, "A real-time local planner design for smart wheelchairs based on koopman bilinear model predictive control," in *IEEE Int. Conf. Real-time Comput. Robot.* IEEE, 2024, pp. 504–509.
- [9] V. Brunacci, A. De Angelis, G. Costante, and P. Carbone, "Development and analysis of a uwb relative localization system," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 72, pp. 1–13, 2023.
- [10] H. Jiang, W. Wang, Y. Shen, X. Li, X. Ren, B. Mu, and J. Wu, "Efficient planar pose estimation via uwb measurements," in *2023 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2023, pp. 1954–1960.
- [11] V. Magnago, P. Corbalán, G. P. Picco, L. Palopoli, and D. Fontanelli, "Robot localization via odometry-assisted ultra-wideband ranging with stochastic guarantees," in *2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2019, pp. 1607–1613.
- [12] D. Dardari, A. Conti, U. Ferner, A. Giorgetti, and M. Z. Win, "Ranging with ultrawide bandwidth signals in multipath environments," *Proceedings of the IEEE*, vol. 97, no. 2, pp. 404–426, 2009.
- [13] F. Jiang, D. Caruso, A. Dhekne, Q. Qu, J. J. Engel, and J. Dong, "Robust indoor localization with ranging-imu fusion," in *2024 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2024, pp. 11 963–11 969.
- [14] J. González, J.-L. Blanco, C. Galindo, A. Ortiz-de Galisteo, J.-A. Fernández-Madrigal, F. A. Moreno, and J. L. Martínez, "Mobile robot localization based on ultra-wide-band ranging : A particle filter approach," *Robotics and autonomous systems*, vol. 57, no. 5, pp. 496–507, 2009.
- [15] P. J. Huber, "Robust estimation of a location parameter," *Ann. Math. Stat.*, vol. 35, no. 1, pp. 73–101, 1964.

Session : Communication alternative

Président de session : Guillaume Thomann

A transfer learning based approach for two handed sign language recognition using Deep Neural Network

Eya Baoueb
L3S Laboratory
El Manar University of Tunis
CHArt Laboratory
Université Paris 8, France
Paris, France

Baoueb.eya@enis.tn

Sana Fakhfakh
L3S Laboratory
El Manar University of Tunis
Tunis, Tunisia

sana.fakhfakh@isste.ucar.tn

Yousra Ben Jemaa
L3S Laboratory
El Manar University of Tunis
Tunis, Tunisia

yousra.benjemmaa@enis.tn

Anis Rojbi
CHArt Laboratory
Université Paris 8
Paris, France

anis.rojbi@univ-paris8.fr

Abstract— Sign language recognition is essential for improving communication between deaf and hearing communities. However, recognizing two-handed gestures remains challenging due to their structural complexity and the limited availability of annotated datasets, particularly for under-resourced sign languages. This paper proposes a deep learning-based approach for static two-handed sign language recognition using transfer learning. A convolutional neural network is first trained on a large Indian Sign Language (ISL) dataset to learn robust visual features. The trained network is then reused as a pretrained source model, and its learned representations are independently transferred to French Sign Language (FSL) and Tunisian Sign Language (TSL) through fine-tuning. Data augmentation techniques are applied to improve generalization under limited data conditions. Experimental results demonstrate that transfer learning from ISL significantly improves recognition performance compared to training from scratch. The proposed approach highlights the effectiveness of cross-language knowledge transfer and provides a promising solution for sign languages with limited resources.

Keywords— *Two-Handed Gestures; Deep learning; Fine Tuning; Tunisian Sign Language; French Sign Language*

I. INTRODUCTION

Sign languages constitute an important mode of communication for many Deaf and hard-of-hearing individuals, enabling social interaction, education, and access to information. However, communication practices among deaf and hard-of-hearing people are diverse and may also include oral communication, lip-reading, cued speech, or other assistive communication methods depending on linguistic, social, and educational contexts [1]. Unlike spoken languages, sign languages rely on visual-manual communication that combines hand shapes, movements, facial expressions, and body posture. Importantly, sign languages are not universal [2]; each country has its own linguistic system with specific grammar and vocabulary.

Sign language gestures can be broadly categorized into static and dynamic gestures. Static gestures are defined by hand shape and configuration at a specific moment, whereas dynamic gestures involve temporal motion and transitions. Although dynamic gestures provide richer linguistic information, static gestures remain fundamental building blocks for sign recognition systems and are widely used in isolated[3][4] gesture recognition tasks.

Recognizing sign language automatically remains a challenging task due to variations in hand appearance [5][6], signer differences, occlusions, and complex hand coordination. These challenges are further amplified in gestures involving both hands [7], where synchronization and spatial relationships between the hands play a crucial role. Two-handed gestures are particularly important in sign languages because they convey complex meanings and grammatical structures.

Existing sign language recognition (SLR) systems generally focus on either isolated [8][9] sign recognition or continuous sign language recognition. While continuous sign language represents complete sign sequences, isolated [10] sign recognition involves the recognition of individual gestures and constitutes an important step toward large-vocabulary recognition systems. In addition to the distinction between isolated [11] and continuous signs, gestures can also be categorized according to the number of hands involved. Most existing studies primarily concentrate on single-hand gestures, often limited to simple tasks such as alphabet or number recognition. However, real-world sign language communication predominantly involves two-handed gestures, which are inherently more complex due to hand occlusions, inter-hand interactions, and increased variability in spatial configuration.

From a methodological perspective, sign language recognition systems can generally be categorized into sensor-based and vision-based approaches. Sensor-based systems rely on specialized hardware, whereas vision-based approaches use standard cameras and image processing techniques. Due to their natural interaction and ease of use, vision-based approaches are more practical and widely adopted, as they are non-intrusive and do not impose constraints on users

Recent advances in computer vision and deep learning have significantly improved sign language recognition performance [5][6]. Convolutional neural networks (CNNs) have demonstrated strong capabilities in visual feature extraction and gesture classification. However, deep learning approaches require large annotated datasets, which remain scarce for many sign languages [1], particularly those with limited digital resources.

Transfer learning has emerged as an effective solution [12] for addressing data scarcity by leveraging knowledge learned from large datasets and adapting it to low-resource languages. Previous studies have shown the effectiveness of deep learning and transfer learning techniques for sign language recognition, including approaches focusing on two-handed gestures and under-resourced languages.

In this context, the present work focuses on static two-handed gesture recognition across multiple sign languages. A deep convolutional neural network based on ResNet50 is first trained on a large Indian Sign Language (ISL) [13] dataset to learn robust gesture representations. The trained model is then reused as a pretrained source network and adapted to French Sign Language (FSL) and Tunisian Sign Language (TSL) [14] using transfer learning strategies.

The main contributions of this work are as follows:

- the proposal of a cross-language transfer learning framework for static two-handed sign language recognition;
- an experimental evaluation of partial and progressive fine-tuning strategies on low-resource sign language datasets;
- the creation and use of a dedicated French Sign Language dataset for static two-handed gesture recognition;
- an analysis of the transferability of visual representations learned from a high-resource ISL dataset toward under-resourced sign languages such as FSL and TSL.

The remainder of this paper is organized as follows. Section II presents the proposed method. Section III describes the experimental study. Section IV concludes the paper.

II. PROPOSED METHOD

Three datasets were used in this study to evaluate cross-language sign recognition performance: an Indian Sign Language (ISL) dataset, a Tunisian Sign Language (TSL) dataset, and a newly collected French Sign Language (FSL) dataset. All datasets contain the same 12 gesture classes to ensure consistency across languages.

A. Data acquisition and pre-processing

This study focuses on static two-handed sign recognition using datasets from multiple sign languages in order to address data scarcity challenges in under-resourced languages. All datasets include 12 gesture classes, ensuring consistent evaluation across languages.

To learn robust visual representations, a large Indian Sign Language (ISL) dataset was first used [13]. This dataset contains 10,680 images of static hand gestures captured under diverse conditions, enabling the model to learn discriminative features related to hand shape, orientation, and spatial configuration. The ISL dataset was selected because it is one of the few publicly available large-scale datasets containing static two-handed sign gestures acquired under diverse conditions. Its relatively large size and variability in lighting, background, and signer conditions make it suitable for learning robust transferable visual representations.

To evaluate cross-language transferability, two additional datasets were used:

- Tunisian Sign Language (TSL) dataset composed of 2,154 images [14],
- French Sign Language (FSL) dataset containing 716 images.

Table 1. Overview of the datasets used

Dataset	Images	Classes	Signers	Acquisition conditions
ISL	10,680	12	5-6	varied lighting & backgrounds
TSL	2,154	12	multiple	controlled environment
FSL	716	12	3	smartphone capture, indoor lighting

Due to the limited availability of annotated data, the FSL dataset was collected by the author and constitutes one of the contributions of this work. The dataset contains 12 static two-handed gesture classes as shown in table 2. The selection of these signs was carried out in collaboration with a French Sign Language (LSF) teacher from Université Paris 8 during LSF courses. Initially, candidate two-handed signs were identified. Additional suitable static two-handed signs were then proposed and validated by the LSF teacher for the data collection process. These gestures were selected to include diverse hand shapes, orientations, and spatial interactions in order to evaluate complex two-handed gesture recognition. Images were captured using an iPhone 16 Pro Max from three volunteer signers who are university students. The participants included 1 male and 2 females aged between 20 and 25 years. To ensure compatibility with the training pipeline, images originally stored in HEIC format were converted to JPG prior to preprocessing and model training. At the current stage, the dataset was collected for research purposes and may be extended and publicly released in future work.

Table 2. Static Two-Handed Gesture Classes in the LSF Dataset

Category	English Words	French Labels
Relationships and Feelings	Friend, Love	« Ami », « Amour »
Objects and Furniture	Window, Bed, Book, Door	« Fenêtre », « Lit », « Livre », « Porte »
Places and Habitats	House, Prison	« Maison », « Prison »
Time and State	Night, Thoughtful	« Nuit », « Réfléchi »
Technology	Computer	« Ordinateur »
Transportation	Car	« Voiture »

Before training, all images were preprocessed to ensure consistency across datasets. Images were resized to a fixed resolution compatible with the deep learning model and normalized to improve training stability.

To improve robustness to real-world variations and reduce overfitting, an online data augmentation pipeline was applied during training. The augmentation simulates acquisition variability such as illumination changes, sensor noise, and framing differences. Specifically, random brightness and contrast adjustments were used to model lighting variability, while Gaussian noise was added to improve robustness to sensor/compression artifacts. In addition, random zoom and small random translations were applied to increase tolerance to scale and slight misalignment in hand framing.

All images were resized to 224×224 pixels and normalized using the standard preprocessing function associated with ResNet50 prior to feature extraction.

Figure II-1 shows representative gesture samples collected from the three sign language datasets (FSL, ISL and TSL) corresponding to the words ‘Fenêtre’, ‘Small’, and ‘9anoun’.”

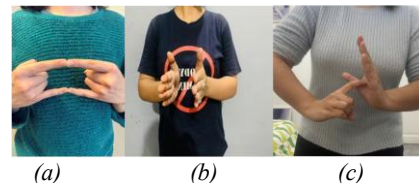


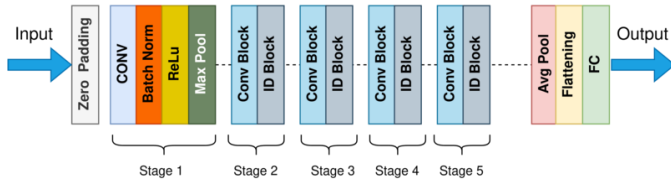
Figure II-1. Sample gestures: (a) FSL ‘Fenêtre’, (b) ISL ‘Small’, and (c) TSL ‘9anoun’

B. Deep learning model

Deep learning approaches have significantly improved performance in visual recognition tasks, including sign language recognition. Convolutional neural networks (CNNs) such as VGGNet,

Inception, MobileNet, and ResNet have been widely used due to their ability to automatically learn hierarchical visual features. While lightweight architectures are suitable for real-time applications, deeper residual networks have demonstrated superior performance in gesture recognition tasks thanks to their ability to learn complex feature representations.

Figure II-2. ResNet50 Model Architecture [16]



In this work, ResNet50 was selected as the backbone architecture due to its residual learning framework, which enables stable training of deep networks while mitigating the vanishing gradient problem. Its depth allows the extraction of rich hierarchical features, as illustrated in Figure II-2, making it particularly suitable for capturing the complex spatial relationships involved in two-handed sign gestures. Furthermore, the availability of pretrained weights on ImageNet [15] facilitates effective transfer learning and improves performance when training data are limited. The backbone was initialized with ImageNet [15] pretrained weights to leverage generic visual representations. The top classifier was removed and a global average pooling layer was used to obtain a compact feature embedding.

The network input is preprocessed and augmented as described in Section II-A before being fed into the feature extraction backbone.

C. *Transfert learning/ Fine-Tuning*

Transfer learning is a widely adopted technique in deep learning [12] that enables knowledge learned from a large source dataset to be reused for a different but related target task. This approach is particularly effective when training data are limited, as it allows models to benefit from previously learned visual representations and reduces the risk of overfitting. In sign language recognition, transfer learning has shown promising results for improving performance in low-resource languages.

Several transfer learning strategies have been proposed in the literature. Feature extraction consists of freezing the pretrained backbone and training only the classifier layers. Fine-tuning involves unfreezing part or all of the pretrained network to adapt high-level features to the target domain. Progressive unfreezing is a gradual fine-tuning strategy where deeper layers are incrementally unfrozen to improve adaptation while maintaining training stability.

In this work, the model was first trained on the Indian Sign Language (ISL) dataset to learn robust gesture representations. The trained network was then reused as a pretrained source model and adapted to French Sign Language (FSL) and Tunisian Sign Language (TSL) using two transfer learning strategies illustrated in Figure II-3.

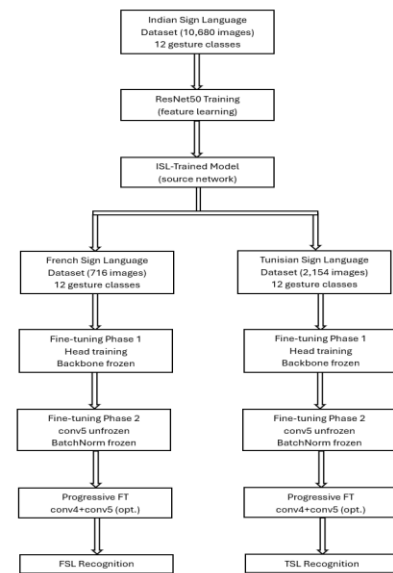


Figure II-3. Partial and progressive fine-tuning strategy for two-handed sign language recognition

1) *Two-stage partial fine-tuning*

We adopted a two-phase training procedure to balance generalization and specialization:

- Phase 1 (feature extractor training): the ResNet50 backbone was frozen and only the classification head was trained for 10 epochs using Adam with a learning rate of 1×10^{-3} . This stage adapts the classifier to the target label space while preserving generic representations learned from the source model.
- Phase 2 (partial fine-tuning): the backbone was unfrozen and fine-tuned partially by enabling only the last ResNet stage (conv5_*), while keeping the remaining backbone layers frozen. To ensure training stability on small datasets, all Batch Normalization layers were kept frozen during fine-tuning. The model was trained for an additional 40 epochs using a smaller learning rate (1×10^{-5}) to prevent catastrophic forgetting and to refine high-level representations for the target sign language.

This partial fine-tuning strategy allows the network to adapt to language-specific variations while retaining transferable low-level and mid-level visual features.

2) *Progressive fine-tuning (stage-wise unfreezing)*

In addition to partial fine-tuning, we evaluated a progressive unfreezing strategy to gradually increase model capacity and improve adaptation:

- Stage 1: backbone frozen, head training for 10 epochs (Adam, 1×10^{-3}).
- Stage 2: unfreeze conv5_* only for 15 epochs (Adam, 1×10^{-5}), BatchNorm frozen.
- Stage 3 (optional): unfreeze conv4_* and conv5_* for 10 epochs (Adam, 5×10^{-6}), BatchNorm frozen.

This progressive schedule encourages stable convergence by first adapting the classifier, then fine-tuning high-level semantics (conv5), and finally refining deeper representations (conv4+conv5) only if beneficial.

III. EXPERIMENTAL STUDY

A. Experimental Protocol

The proposed approach was evaluated using three datasets representing different sign languages.

For each dataset, the samples were randomly split into 70% training and 30% validation and test using a fixed random seed to ensure reproducibility. The remaining 30% subset was divided equally into validation and test sets. Training data were used for model learning, validation data for monitoring convergence and preventing overfitting, and test data for final evaluation.

Training was performed using the Adam optimizer as presented in table 3.

Performance was evaluated using standard classification metrics:

- Accuracy: percentage of correctly classified gestures
- Precision: proportion of correct positive predictions
- Recall: ability to identify all relevant gestures
- F1-score: harmonic mean of precision and recall

Confusion matrices were also analyzed to assess class-level performance.

Table 3. Training parameters

Parameter	Value
Backbone	ResNet50 (ImageNet)
Input size	224×224
Batch size	20
Optimizer	Adam
Learning rates	1e-3 / 1e-5
Epochs	10 + fine-tuning
Fine-tuning	conv5 → conv4+conv5

B. Results and Discussion

1) Overall Performance

The model trained on the ISL dataset achieved excellent performance, demonstrating its ability to learn discriminative representations of static two-handed gestures as reported in table 4.

Figure III-1 and III-2 show that the proposed model achieved excellent performance on the ISL dataset, with rapid convergence of the training process and perfect classification results, as confirmed by the confusion matrix without any misclassification.

Table 4. Performance on ISL dataset

Metric	Value
Accuracy	100%
Precision	1.00
Recall	1.00
F1-score	1.00

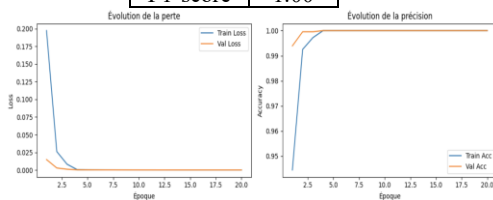


Figure III-1. Training and validation loss and accuracy curves on the ISL dataset

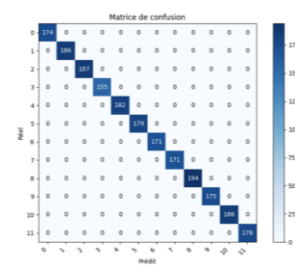


Figure III-2. Confusion matrix showing classification performance on the ISL dataset

2) Performance on French Sign Language (FSL)

Despite the limited size of the FSL dataset, transfer learning enabled strong recognition performance as illustrated in table 5 and 6.

Partial fine-tuning (conv5):

Table 5. FSL performance — Partial fine-tuning

Metric	Value
Accuracy	94.74%
Precision	0.94
Recall	0.94
F1-score	0.936
Loss	0.147

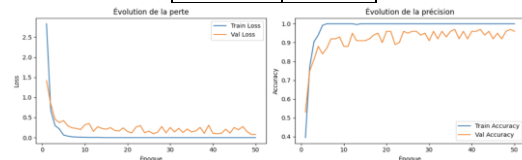


Figure III-3. Training and validation loss and accuracy curves on the FSL dataset using partial fine-tuning

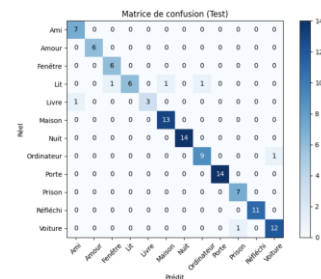


Figure III-4. Confusion matrix showing classification performance on the FSL dataset using partial fine-tuning

Progressive fine-tuning (conv5 → conv4+conv5):

Table 6. FSL performance — Progressive fine-tuning

Metric	Value
Accuracy	91.23%
Precision	0.95
Recall	0.95
F1-score	0.945
Loss	0.286

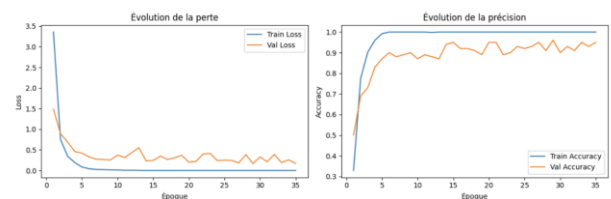


Figure III-5. Training and validation loss and accuracy curves on the FSL dataset using *progressif fine-tuning*

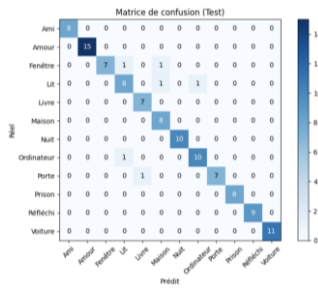


Figure III-6. Confusion matrix showing classification performance on the FSL dataset using *progressif fine-tuning*

Figures III-3 and III-4 show that partial fine-tuning achieved stable convergence and high classification performance on the FSL dataset, with rapid learning, limited overfitting, and only minor misclassifications.

Figures III-5 and III-6 show that progressive fine-tuning achieved smooth convergence and balanced classification performance on the FSL dataset, despite slightly higher validation loss and minor fluctuations compared to partial fine-tuning.

These results demonstrate that knowledge learned from the ISL dataset can be successfully adapted to FSL gestures. The confusion matrix reveals very limited inter-class confusion, confirming the transferability of learned features.

3) Performance on Tunisian Sign Language (TSL)

Transfer learning enabled excellent performance on the TSL dataset as presented in table 7 and 8.

Partial fine-tuning (conv5):

Table 7. TSL performance — Partial fine-tuning

Metric	Value
Accuracy	99.69%
Precision	1.00
Recall	1.00
F1-score	1.00
Loss	0.006

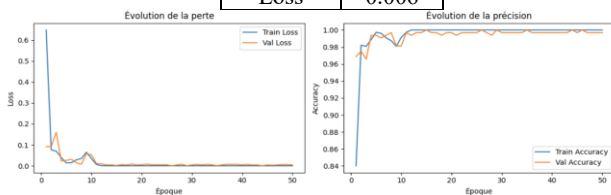


Figure III-7. Training and validation loss and accuracy curves on the TSL dataset using *partial fine-tuning*

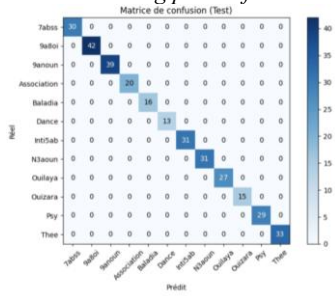


Figure III-8. Confusion matrix showing classification performance on the TSL dataset using *partial fine-tuning*

Progressive fine-tuning (conv5 → conv4+conv5):

Table 8. TSL performance — Progressive fine-tuning

Metric	Value
Accuracy	100%
Precision	1.00
Recall	1.00
F1-score	1.00
Loss	0.0016

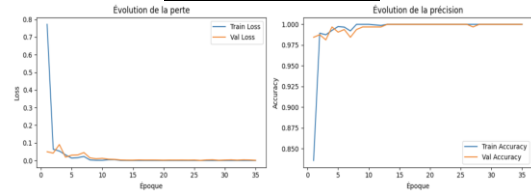


Figure III-9. Training and validation loss and accuracy curves on the TSL dataset using *progressif fine-tuning*

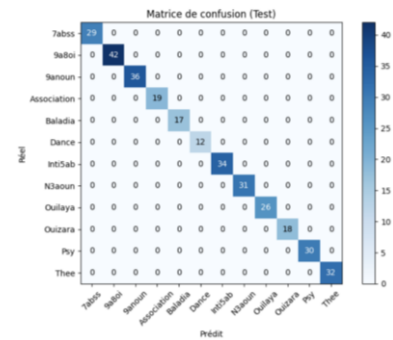


Figure III-10. Confusion matrix showing classification performance on the TSL dataset using *progressif fine-tuning*

Figures III-7 and III-8 show that partial fine-tuning achieved rapid convergence and very high classification performance on the TSL dataset, with stable training behavior and near-perfect recognition results. Although the reported accuracy is 99.69%, the confusion matrix appears perfectly classified because the number of misclassified samples is extremely small and becomes visually negligible at the matrix scale.

Figures III-9 and III-10 show that progressive fine-tuning achieved fast and stable convergence on the TSL dataset, with very low loss and excellent classification performance. The confusion matrix indicates highly accurate recognition across all gesture classes, demonstrating the effectiveness of progressive fine-tuning for adapting the model to the TSL dataset.

These results confirm the robustness of the learned representations and demonstrate the effectiveness of transfer learning for low-resource sign languages.

Table 9. Recognition performance across datasets

Dataset	Strategy	Test loss	Accuracy(%)	F1- score
ISL	Source training	~0	100.0	1.00
FSL	Partial FT	0.1474	94.74	0.936
FSL	Progressive FT	0.2867	91.23	0.945
TSL	Partial FT	0.0060	99.69	1.00
TSL	Progressive FT	0.0016	100.0	1.00

The experimental results confirm the effectiveness of transfer learning for cross-language sign recognition as shown in table 9. Training on the large ISL dataset enabled the model to learn robust gesture representations that were successfully transferred to FSL and TSL.

For the FSL dataset, partial fine-tuning produced the highest accuracy, suggesting that preserving learned features while adapting high-level representations is beneficial when training data are limited.

For the TSL dataset, progressive fine-tuning achieved perfect classification performance, indicating that gradual adaptation of deeper layers improves feature specialization when sufficient visual consistency exists.

Overall, the results demonstrate that transfer learning significantly enhances recognition performance for low-resource sign languages and enables efficient adaptation across different linguistic contexts.

4) Impact of Transfer Learning

Training deep models from scratch on small datasets typically leads to overfitting and unstable convergence. In contrast, initializing the network with weights learned from the ISL dataset significantly improved convergence speed, stability, and final accuracy.

This confirms that gesture representations learned from a high-resource dataset can be successfully transferred to under-resourced sign languages.

5) Benefit of Partial and Progressive Fine-Tuning

Partial fine-tuning improved performance by adapting high-level representations related to gesture structure while limiting the number of trainable parameters, thereby reducing overfitting risk.

Progressive fine-tuning further enhanced training stability by gradually unfreezing deeper layers. This approach preserved general visual features, enabled controlled adaptation, improved robustness and maintained excellent generalization on small datasets.

Although both strategies achieved high performance, progressive fine-tuning provided better control of the adaptation process and increased robustness, particularly in low-data scenarios.

IV. CONCLUSION

This paper presented a deep learning-based approach for static two-handed sign language recognition using transfer learning. A ResNet50 model was first trained on a large Indian Sign Language dataset to learn robust gesture representations, then reused as a source model for adaptation to French and Tunisian Sign Languages.

Experimental results showed that the proposed approach achieved high recognition performance on both FSL and TSL datasets, despite the limited amount of available data. Partial and progressive fine-tuning strategies enabled effective adaptation by refining high-level features while preserving general visual representations. These results highlight the potential of transfer learning for low-resource sign language recognition tasks.

Future work will focus on evaluating the model on completely unseen data, comparing the proposed approach with training without transfer learning, and comparing our results with existing methods to better assess the effectiveness and generalization capability of the proposed model.

FINANCIAL SUPPORT

This study benefited from financial support as part of the partnership ICM Erasmus+ project, code KA171 between Sfax university and Paris 8 university

ACKNOWLEDGMENT

The authors gratefully acknowledge Emna Daknou for providing the Tunisian Sign Language dataset used in this work.

REFERENCES

- [1] T. Tangfei, Z. YIZHE, L. TIANYU and Z. JIELI "Sign language recognition: A comprehensive review of traditional and deep learning approaches, datasets, and challenges," *IEEE Access*, 2024.
- [2] B. Bossard, "Problèmes posés par la reconnaissance de gestes en langue des signes," *RÉCITAL*, 2002.
- [3] S. Fakhfakh and Y. Ben Jemaa, "Deep learning shape trajectories for isolated word sign language recognition," *The International Arab Journal of Information Technology*, vol. 19, no. 4, 2022, doi: 10.34028/iajit/19/4/10.
- [4] S. Fakhfakh and Y. Ben Jemaa, "Shape trajectory analysis based on HOG descriptor for isolated word sign language recognition," in *Proc. 36th Int. Conf. Advanced Information Networking and Applications (AINA)*, 2022.
- [5] N. Adaloglou, T. Chatzi, I. Papastratis, A. Stergioulas, G. Th Papadopoulou, V. Zacharopoulou, G. J. Xydopoulos, K. Atzakas, D. Papazachariou and P. Daras "A comprehensive study on deep learning-based methods for sign language recognition," *IEEE Transactions on Multimedia*, 2021.
- [6] M. Al-Hammadi, G. Muhammad, W. Abdul, M. Alsulaiman, M.A. Bencherif, T. S. Alrayes, H. Mathkour, and M. A. Mekhtiche, "Deep learning-based approach for sign language gesture recognition with efficient hand gesture representation," *IEEE Access*, 2020.
- [7] A. Just and S. Marcel, "Two-handed gesture recognition," *IDIAP Research Report*, 2005.
- [8] S. Fakhfakh and Y. Ben Jemaa, "Towards Ecological Tunisian Sign Language Recognition System," in *Proc. 38th International Conference on Advanced Information Networking and Applications (AINA)*, 2024.
- [9] S. Fakhfakh and Y. Ben Jemaa, "A green isolated word sign language recognition system based on geodesic metric space," in *Proc. 22nd IEEE International Conference on Cyberworlds (CW)*, 2023.
- [10] S. Fakhfakh and Y. Ben Jemaa, "Hand and wrist localization approach for feature extraction in Arabic sign language recognition," in *Proc. ACS/IEEE International Conference on Computer Systems and Applications (AICCSA)*, 2017.
- [11] S. Fakhfakh and Y. Ben Jemaa, "Gesture recognition system for isolated word sign language based on key-point trajectory matrix," *Computación y Sistemas*, vol. 22, no. 4, 2018.
- [12] A. Islam, S.U. Habiba, T. Mahmud, Md. Habibur Rahman, Mst. Mahmuda Akter, N. Basnin, MS. Hossain and K. Andersson "A transfer learning based approach for American sign language recognition using deep convolutional neural network," 2024.
- [13] A. Tyagi and S. Bansal, "Recognition of Indian sign language using hand geometry and neural network," in *Proc. Int. Conf.*, 2022.
- [14] E. Daknou, H. Hermessi, and N. Tabbane, "Tunisian sign language recognition system of static two-handed asymmetrical signs using deep transfer learning," 2024.
- [15] J. Deng, W. Dong, R. Socher, L. -J. Li, Kai Li and Li Fei-Fei, "ImageNet: A large-scale hierarchical image database," *2009 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Miami, FL, USA, 2009, pp. 248-255, doi: 10.1109/CVPR.2009.5206848.
- [16] M. Fayaz, J. Nam, L. M. Dang, H.-K. Song, and H. Moon, "Land-cover classification using deep learning with high-resolution remote-sensing imagery," *Applied Sciences*, vol. 14, no. 5, p. 1844, 2024, doi: 10.3390/app14051844.

Évaluation extrinsèque d'un dispositif de traduction médicale vers la langue des signes : étude de cas aux urgences des Hôpitaux universitaires de Genève

David Bastien, Bouillon Pierrette
Faculté de traduction et d'interprétation
Université de Genève
 Genève, Suisse
 Bastien.David@unige.ch
 Pierrette.Bouillon@unige.ch

Spechbach Hervé
Dépt. Médecine de premiers recours
Hôpitaux universitaires de Genève
 Genève, Suisse
 Hervé.Spechbach@hug.ch

Résumé—Les personnes sourdes qui communiquent en langue des signes vivent dans une société peu adaptée à leur besoin, ce qui impacte négativement leur accès à l'information. Cette réalité est d'autant plus problématique dans les services d'urgences médicales où une mauvaise communication peut avoir des conséquences sur le pronostic vital du patient. Cet article présente les résultats d'une étude *in situ* de la dernière version du traducteur médical BabelDr, qui utilise la technologie JASigning pour animer un avatar signant. L'étude a été menée au sein de l'Unité d'urgences ambulatoires du Service de médecine de premier recours des Hôpitaux universitaires de Genève (HUG) avec la participation de médecins et, pour la première fois, de personnes sourdes maîtrisant la langue des signes française de Suisse romande (LSF-SR). Elle mesure l'utilisabilité du dispositif de traduction au moyen de mesures objectives. Les résultats montrent que le dispositif permet un diagnostic fiable, avec plus de 90% des interactions signées comprises par les patients. Celui-ci obtient également un score d'utilisabilité moyen de 81,2% de la part des médecins.

Mots clés—phraselator, urgences, étude sur le terrain, langue des signes, avatar.

I. INTRODUCTION

La surdité, tous degrés confondus, touche plus de 1,5 milliard d'individus, soit 20% de la population mondiale [1]. Les projections démographiques indiquent que ce contingent devrait doubler d'ici 2050 (vieillesse de la population, diagnostic tardif, exposition sonore prolong e). Les modes de communication varient selon la surdité et l'individu, allant de la lecture labiale à l'oralisation en passant par la langue parl e compl t e ou encore l'emploi d'une langue des signes ; près de 430 millions d'individus avec une surdité importante interagissent aujourd'hui difficilement avec la population « entendant ».

La Suisse est politiquement d centralis e, agenc e à un niveau fédéral, cantonal et communal. Contrairement à d'autres pays, sa constitution ne reconnaît que quatre langues parl es,

ce qui exclut de fait trois langues des signes. Une variante de la langue des signes française est utilis e en Suisse romande par près de 20% des locuteurs sourds profonds en Suisse, soit entre 2'000 et 3'000 individus [2]. Elle est reconnue en tant que moyen d'expression de la communauté Sourde [3] locale par la Fédération suisse des Sourds [4], ainsi que par plusieurs constitutions cantonales dont celle du canton de G n ve, ce qui implique des conséquences en matière d'accès à l'information au quotidien pour les personnes sourdes, dont l'accès aux soins de santé [5]. Au regard de cette législation, les Hôpitaux universitaires de G n ve (HUG) ont notamment engagé du personnel soignant maîtrisant la LSF-SR ; ils ont amélioré l'accueil général des patients avec un système de visio et ont développé une page web contenant des vidéos sign es pour optimiser les rendez-vous médicalisés à l'hôpital [6]. Depuis quelques années, les membres du personnel de l'Unité d'urgence ambulatoire (UUA) du Service de médecine de premier recours des HUG utilisent un dispositif de traduction spécialisé dans le discours médical : BabelDr [7] [8]. Son objectif est de faciliter les interactions avec la patientèle allophone et, depuis peu, les patients sourds.

Dans cet article, nous présentons les résultats d'une étude *in situ* sur l'utilisabilité de la version sign e de BabelDr en condition réelle par des médecins et sur la compréhensibilité de l'animation JASigning fournie en sortie par des personnes sourdes standardis es, simulant une pathologie. Nous voulons voir si un avatar est potentiellement utilisable dans le contexte médical pour assurer la communication entre soignant et soigné. Dans la suite, nous présentons la version de BabelDr adapt e à la langue des signes et les ressources nécessaires à son fonctionnement (Section II). La méthodologie de notre étude sera pr sent e dans la section III et les données collect es dans la section IV. Les résultats de l'étude seront détaillés dans la section V. Nous terminerons par exposer nos limites et perspectives pour améliorer l'accessibilité des services d'urgences aux personnes sourdes dans notre conclusion (Section

Fondation priv e des Hôpitaux Universitaires de G n ve, Unitec

VI).

II. BABELDR

BabelDr¹ est un projet de recherche développé conjointement par la Faculté de traduction et d'interprétation de l'Université de Genève et le Service de médecine de premier recours des HUG [7]. Il s'agit d'un traducteur de phrases (« phraselator » [9]) qui s'appuie sur un corpus médical d'énoncés prétraduits humainement (11'088 canoniques). Ces phrases, dérivées de l'Échelle suisse de tri [10], ont été collectées par des médecins et classées dans 9 domaines de spécialisation (ORL, traumatologie, addictologie, etc.). BabelDr est disponible dans les langues des patients allophones les plus fréquentes aux HUG (albanais, arabe algérien, arabe marocain, arabe tunisien, dari, espagnol, farsi, russe, tigrinya et ukrainien), ainsi qu'en LSF-SR. Il se distingue des autres traducteurs médicaux par l'emploi de technologies innovantes [11], comprenant :

- un module de reconnaissance vocale installé localement aux HUG et permettant au médecin de poser des questions à l'oral [12],
- un système de rétrotraduction qui lie le résultat de la reconnaissance vocale à la phrase prétraduite la plus proche par des techniques d'intelligence artificielle et permet au médecin de vérifier si la phrase proposée est correcte avant de la faire traduire pour le patient [13],
- une interface « patient » avec les traductions des phrases prononcées par le médecin (parole, texte, vidéo), ainsi que des pictogrammes pour répondre aux questions posées [14].

La nouvelle version de BabelDr cible la patientèle sourde et signante en intégrant à son interface « patient » des animations signées par un avatar² généré à partir du langage G-SiGML [15]. Ce langage est lui-même généré à partir de ressources lexicales et d'une grammaire élaborées à partir des vidéos humaines [16] [17]. Aujourd'hui, 6'516 traductions animées en LSF-SR sont intégrées dans BabelDr, dont 2'031 sont disponibles à des fins de recherche avec le corpus de traduction parallèle PaSCo1 [18].³ Ces traductions ont déjà été l'objet d'évaluations intrinsèques menées auprès de personnes sourdes, portant sur la qualité de l'animation et de son environnement virtuel [19], ainsi que sur la compréhensibilité d'un échantillon du corpus de traduction [20].

III. MÉTHODOLOGIE

L'objectif de cette étude est d'évaluer sur la tâche l'utilisabilité de la version animée de BabelDr par des médecins et la compréhensibilité de sa version animée par des participants sourds interprétant le rôle de patients admis aux urgences avec des symptômes.

L'expérience a eu lieu entre fin décembre 2023 et fin mars 2024 au sein de l'UUA du Service de médecine de premier recours des HUG. Pour chaque rencontre, une salle de réunion

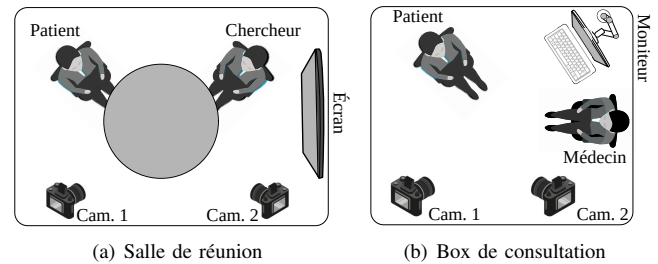


FIGURE 1. Schémas des locaux réservés pour l'expérience

et un box de consultation ont été privatés (Figure 1). Une procédure d'accès aux locaux a été mise en place pour garantir la sécurité des participants.

Quatre médecins de l'UUA et six personnes sourdes volontaires maîtrisant la LSF-SR⁴ ont participé à cette expérience (Table I). Avant de commencer l'expérience, les médecins (A, C, J et M) ont rempli un questionnaire sur leur connaissance de la culture sourde, de la langue des signes et de BabelDr. Tous ont déjà utilisé BabelDr avec des patients allophones durant l'année écoulée, mais jamais avec des patients sourds. Le médecin (A) a des rudiments de LSF-SR après avoir suivi une formation spécifique à l'hôpital. Les médecins (C, M) ont déjà interagi avec des patients sourds en consultation : le premier a fait appel à l'infirmière référente pour les personnes sourdes et malentendantes, le second a réalisé une consultation assistée par un membre de la famille du patient. Seul, le médecin (J) n'a jamais interagi avec des patients sourds. Concernant les six participants sourds, ils sont suisses romands (4) ou français frontaliers (2). Ils connaissent la LSF-SR, savent lire partiellement sur les lèvres et trois d'entre eux savent formuler des réponses oralement. La moitié du panel n'a jamais consulté à l'hôpital sans la présence d'un interprète. Chacun a été dédommagé (CHF 25 et déplacements justifiés). Ils connaissaient déjà l'avatar et avaient été sélectionnés après avoir répondu à un questionnaire en ligne sur la compréhension de la technologie JASigning [20].

TABLE I
PLAN DES ENTRETIENS EN BOX DE CONSULTATION

Médecin	Patient	Scénario	Jour	Horaire
J	MRJP15	1	21/12/2023	de 10h50 à 11h10
C	MHML03	2	10/01/2024	de 14h50 à 15h10
M	CMNP28 *	1	26/01/2024	de 10h50 à 11h05
C	SFCD53	1	12/02/2024	de 10h45 à 11h00
A	AGSL19 *	2	19/02/2024	de 11h40 à 12h05
M	MHSC12	2	11/03/2024	de 11h10 à 11h20
J	SMBP71	2	15/03/2024	de 11h40 à 12h00
A	MMAB93	1	19/03/2024	de 11h55 à 12h10

* : participant non comptabilisé pour raison technique

Durant l'expérience, les médecins ont pour tâche de faire l'anamnèse classique d'un patient tandis que les personnes

4. Initialement, huit participants sourds étaient admis pour l'expérience. Pour des raisons techniques et des urgences médicales, le box de consultation réservé pour l'expérience était inutilisable. La salle, où a été réalisée l'expérience, était mal paramétrée et ne contenait pas l'ensemble du matériel nécessaire à l'expérience. Dans la table I, les participants non-comptabilisés, malgré une récolte partielle de résultats, sont suivis d'un astérisque (*).

1. <https://babeldr.app.unige.ch/> [cité 16 Janv 2026].
 2. <http://vh.cmp.uea.ac.uk/index.php/JASigning> [cité 16 Janv 2026].
 3. <https://doi.org/10/gqnbps> [cité 16 Janv 2026].

sourdes simulent des symptômes et antécédents selon deux scénarios prédéfinis⁵. Selon un plan inter-sujet, chaque participant est standardisé pour un scénario, puis est l'objet d'une anamnèse menée par un des médecins, choisi aléatoirement. Le scénario est évalué une seule fois par chaque médecin afin d'éviter tout biais de mémorisation ou d'accoutumance.

En salle de réunion (Fig. 1a), la préparation du patient dure entre 45 et 60 minutes. Il remplit un formulaire de consentement et d'identité. Vient la phase de standardisation durant laquelle il prend connaissance du scénario 1 (infection cutanée dans un contexte de chute avec un traumatisme de la jambe) ou du scénario 2 (réaction allergique causée par un animal).⁶ Après une présentation signée et illustrée sur écran, le patient explique le scénario avec un maximum de détails. Des documents factices (passeport vaccinal, carte des allergies connues, mouchoir usagé) sont transmis au patient qu'il pourra transmettre au médecin durant l'expérience.

Ensuite, le patient est conduit dans le box de consultation (Fig. 1b) où l'attend le médecin. Mis à l'écart, ce dernier reçoit des instructions avant d'entrer (pas de geste médical, ni de contact physique, fin d'entretien annoncé par le chercheur). De l'entrée du médecin à sa sortie du box, l'entretien médical est enregistré et le chercheur n'interagit plus avec les participants. Le port du masque est rendu obligatoire pour tous afin d'éviter la lecture labiale et contraindre le participant sourd à rester concentré sur le dispositif de traduction. Dans un premier temps, le médecin ouvre la plateforme informatique automatisant les démarches médicales aux HUG, puis accède à BabelDr. Une fois le système opérationnel, le médecin commence l'anamnèse du patient. L'ordinateur dispose d'un bras articulé orientable et d'un microphone intégré. L'entretien dure entre 15 et 20 minutes. À la fin de l'anamnèse, le médecin explique son diagnostic et répond à un questionnaire d'utilisabilité. Quant au patient, il est reconduit en salle de réunion où il lui est demandé son opinion sur la technologie JASigning.

IV. DONNÉES COLLECTÉES

Au cours de cette expérience, les données suivantes ont été récoltées :

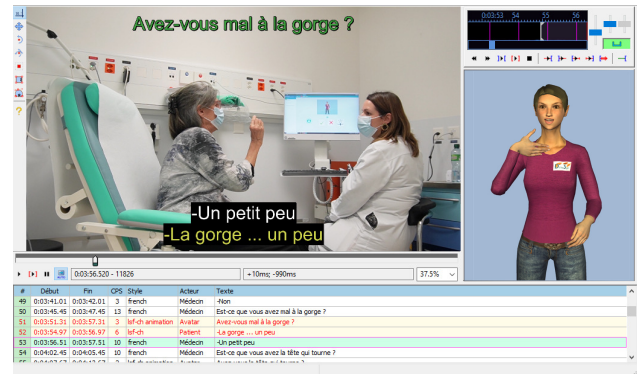
- les logs et les enregistrements durant les entretiens,
- les résultats au test d'utilisabilité *French-System Usability Scale* (F-SUS) après les entretiens et
- l'opinion des participants après les entretiens.

Les enregistrements audio des médecins avec le module de reconnaissance vocale de BabelDr sont conservés dans les logs du système sur les serveurs sécurisés de l'Université de Genève. Ils renseignent sur les domaines sélectionnés dans BabelDr et sur la manière d'utiliser l'outil (sélection de phrases écrites dans l'aide / oral). Ils reprennent aussi les résultats de la reconnaissance vocale et la phrase sélectionnée pour la traduction. Ces données complètent les enregistrements

5. Dans la suite de cet article, nous les nommerons « patients », en raison de leur rôle dans l'expérience de terrain.

6. L'annexe propose le résumé de ces scénarios.

vidéo captés simultanément par une caméra sur plan fixe et une caméra à l'épaule (Fig. 1a). L'ensemble a été transcrit avec un logiciel de sous-titrage indiquant notamment l'acteur (MEDecin, PATient, BabelDR et CHERcheur), si le médecin a prononcé la phrase oralement ou l'a sélectionnée dans l'aide, la durée de l'interaction, si la vidéo avec la traduction a été relancée et si le patient a compris la traduction (Fig. 2).



Acteur	Texte	ss.000	Médecin	BabelDr	Patient
MED	Est-ce que vous êtes en bonne santé d'habitude ?	02.500	oral		
BDR	Êtes-vous en bonne santé ?	06.000		traduit	
PAT	Oui.	03.000			compris
MED	Est-ce que vous prenez des médicaments tous les jours ?	02.500	oral		
BDR	Prenez-vous un médicament tous les jours ?	07.000		traduit	
PAT	Relancez la vidéo !	02.000			à répéter
BDR	Prenez-vous un médicament tous les jours ?	07.000		relancé	
PAT	Je ne comprends pas	02.000			non compris

FIGURE 2. Extrait de transcription et formatage d'entretien

Le corpus complet avec les transcriptions des entretiens compte 1'278 lignes et est disponible à des fins de recherche.⁷

Selon les instructions fournies avant l'entretien, les médecins ont pour tâche de présenter oralement la cause des symptômes, la localisation de la douleur et le traitement qu'ils administreraient en situation réelle. Sur cette base, un score (6 max.) est calculé selon la pondération suivante : - 1 (réponse incorrecte), 0 (aucune information transmise), 1 (réponse partielle) et 2 (toutes les informations transmises).

Le diagnostic établi, le médecin remplit un questionnaire F-SUS [21] composé de 10 questions sur l'utilisabilité du BabelDr :

- Q1 Je pense que j'aimerais utiliser fréquemment BabelDr
- Q2 J'ai trouvé BabelDr inutilement complexe
- Q3 J'ai trouvé BabelDr facile à utiliser
- Q4 Je pense que j'aurais besoin du support d'un spécialiste pour utiliser BabelDr
- Q5 J'ai trouvé que les différentes fonctions de BabelDr étaient bien intégrées
- Q6 J'ai trouvé BabelDr trop incohérent.
- Q7 Je pense que BabelDr sera facile à apprendre pour beaucoup de personnes
- Q8 J'ai trouvé BabelDr très contraignant à utiliser
- Q9 Je me suis senti en confiance lorsque j'ai utilisé BabelDr
- Q10 J'ai dû apprendre beaucoup de choses avant de me sentir à l'aise avec BabelDr

7. <https://doi.org/10.26037/yareta:v5v5coag3bgxrbdmkyji6wn5uy> [cité 16 Jan 2026].

Un score d'utilisabilité est calculé à partir des résultats au F-SUS obtenus pour chaque question par chaque médecin.

Enfin, le patient est reconduit en salle de réunion pour un entretien avec le chercheur sur la place de la technologie JASigning dans le secteur médical et dans la société en général. Cette partie de l'expérience prend une forme libre afin que des propositions d'améliorations de BabelDr émergent, ainsi que des conseils d'améliorations de l'interaction entre le médecin et son patient. Le tout est signé pour plus de confort pour le patient.

V. RÉSULTATS

A. Interactions entre médecin et BabelDr

La table II détaille les interactions du médecin avec le dispositif de traduction (celles où l'animation a dû être relancée sont comptabilisées une seule fois). On y distingue les interactions orales (Recon) et celles où le médecin sélectionne directement la phrase à traduire dans les phrases prétraduites sans l'avoir préalablement prononcée oralement (Aide). Au total, on compte 200 interactions de la part du médecin, dont 194 (97%) sont orales. Avec la reconnaissance vocale, les médecins ont réalisé en moyenne 32,3 interactions par entretien.

TABLE II
NOMBRE D'INTERACTIONS AVEC BABELDR

Entretien	Interactions orales et aide		Interactions non traduites			Interactions traduites
	Recon	Aide	HorsC	JASig	Enreg	
J-MRJP15	39	0	7	9	0	23
C-MHML03	44	1	8	2	0	37
C-SFCD53	31	5	8	0	2	26
M-MHSC12	20	0	1	2	0	17
J-SMBP71	35	0	4	3	0	26
A-MMAB93	25	0	6	2	0	17
Σ	194	6	34	18	2	146
μ	32,3	1	5,7	3	0,3	24,3
Total	200		54			146

Sur ces 200 interactions, 146 énoncés (73%) ont pu être traduits par le système. 54 énoncés (27%) ont échoué pour trois raisons : 1) *le manque de couverture du système* (HorsC) (34 sur 54 - 62,9%), c'est-à-dire que la phrase du médecin n'existe pas dans BabelDr ou que la phrase prononcée n'a pas été liée à la bonne canonique, 2) *l'indisponibilité de la traduction* (JASig) (18 sur 54 - 33,3%), c'est-à-dire que la phrase prononcée par le médecin existe dans BabelDr mais n'a pas encore été traduite, et 3) *des problèmes avec le microphone* (Enreg) (2 sur 54 - 3,7%).

Le nombre de phrases non traduites, similaire aux résultats obtenus chez Spechbach *et al.* [8], n'a cependant pas été problématique pour l'établissement des diagnostics (cf. section C).

B. Qualité des traductions

L'analyse des entretiens nous donne des indications sur le niveau de compréhension des 146 énoncés traduits. Au total, 137 (93,8%) ont été compris par les patients, ce qui est élevé par rapport à des tests de compréhension réalisés

hors contexte [20] [22]. Pour vérifier la compréhensibilité, nous nous sommes fondés sur la cohérence des réponses avec les deux scénarios. Parmi les stratégies utilisées par le patient pour répondre, les hochements de tête (oui/non) et autres expressions non manuelles représentent la plus large part des stratégies (33,9%). Ensuite, viennent les réponses formulées avec des signes simples (29,4%) exprimant l'accord (OUI, D'ACCORD) ou le désaccord (NON, AUCUN), ou encore des gestes culturels universels (pouce levé vers le haut). Des explications signées plus élaborées (21,2%) sont, malheureusement, incompréhensibles pour un médecin ne signant pas. L'écrit et le mime sont alors utilisés pour compléter l'explication initiale. Une autre stratégie utilisée consiste à reproduire un signe venant soit de l'animation JASigning (10,5%), soit de pictogrammes proposés par l'interface de BabelDr (1,8%). Enfin, la transmission des bons documents au médecin est une autre manière d'indiquer la compréhension de la traduction (3,2%).

Neuf énoncés n'ont pas été compris ou n'ont pas abouti à une réponse cohérente. Les signes simples marquant l'interrogation (QUOI, QUESTION), la négation (NON) ou l'incompréhension (NE-PAS-COMPRENDRE) sont largement utilisés (46,6%), suivi de la répétition des signes incompris (20%). Le langage corporel du patient (haussement d'épaule, froncement de sourcils, paume de la main vers le haut, etc.) reflète aussi l'incompréhension (6,7%), tout comme le fait de ne pas répondre à la question (20%) ou de transmettre un document qui n'est pas demandé (6,7%). En cas d'incompréhension de la traduction, la vidéo est souvent relancée à la demande du patient (11 fois) ou du médecin (3 fois). Le taux de compréhension après relance augmente alors de 57,1%.

C. Précision du diagnostic

Nous observons une grande précision dans l'analyse des diagnostics émis par les médecins (Table III).

TABLE III
RÉSULTATS DE LA QUALITÉ DES DIAGNOSTICS PAR INFORMATION RECHERCHÉE, SELON LA PONDÉRATION

Scénario 1	Diagnostic	Mots clés	J	C	A
	Cause	Chute	2	2	2
Lieu	Jambe	2	2	2	
Examen	Vaccin - Radio	1	2	2	
		5/6	6/6	6/6	
Scénario 2	Diagnostic	Mots clés	C	M	J
	Cause	Allergie	2	2	2
Lieu	Poumons - ORL	1	2	2	
Examen	Pulmonaire	2	2	2	
		5/6	6/6	6/6	

Pour le scénario 1 (infection), chaque médecin a identifié le traumatisme et la chute, ainsi qu'une possible infection. Ils ont aussi localisé correctement la zone de la douleur. Pour les examens, la mise à jour du vaccin du tétanos (J, A) ou un examen sanguin (C) ont été proposés, ainsi qu'un examen radiographique (A, C). Pour le scénario 2 (allergie), deux médecins (C, J) ont identifié l'allergie animale, tandis que le troisième (M) diagnostiquait une infection respiratoire, la cause restant floue. Des symptômes allergiques détaillés

(allergie oculaire, toux, crachat blanc) sont présentés par un seul médecin (J). Les trois professionnels jugent qu'un examen du système respiratoire est nécessaire, cela afin de préciser leur diagnostic final.

D. Satisfaction des médecins

Les résultats au F-SUS montrent la satisfaction des médecins à utiliser la nouvelle version de BabelDr. La figure 3 présente les résultats des quatre médecins au test, rempli après le diagnostic du second patient.

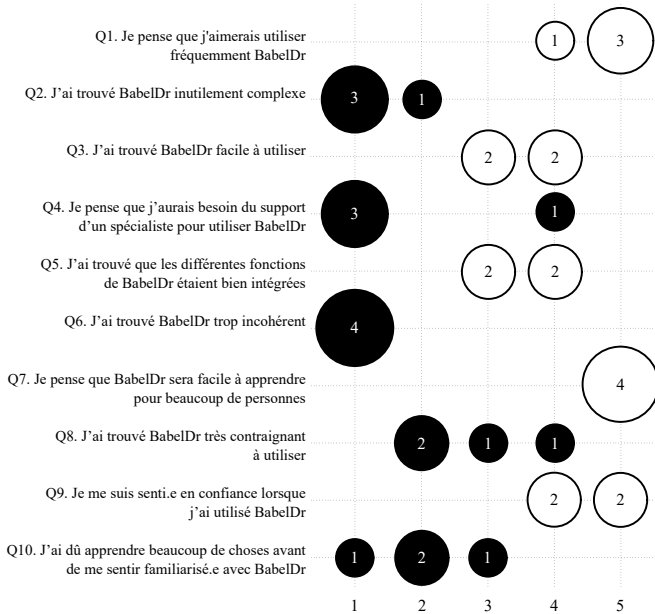


FIGURE 3. Résultats au F-SUS rempli après diagnostic par chaque médecin

Les quatre médecins s'accordent sur le fait de vouloir utiliser BabelDr avec la patientèle sourde (Q1). Ils trouvent l'outil facile à utiliser (Q3) sans être inutilement complexe (Q2). Les différentes fonctions de BabelDr sont faciles et simples à enseigner à d'autres soignants (Q7). Cela peut s'expliquer par un agencement cohérent du dispositif (Q6), une bonne intégration (Q5) et un sentiment de confiance (Q9). Majoritairement, ils ne considèrent pas avoir besoin de l'assistance d'un spécialiste pour l'utiliser (Q4), ni devoir apprendre beaucoup de choses avant de se sentir familiarisés avec le système (Q10). Le point le plus négatif est qu'ils le considèrent contraignant (Q8), un constat déjà relevé chez Spechbach *et al.* [8].

Les résultats au F-SUS par médecin et les scores d'utilisabilité sont présentés dans la figure 4. Les médecins obtiennent de bons scores, oscillant entre 77,5 et 85. La moyenne est de 81,2%, ce qui s'interprète par un système de bonne qualité et utilisable en situation réelle [21]. Ces résultats rejoignent ceux de [8] et montrent que la version JASigning n'a pas posé de problème particulier en terme d'utilisabilité et d'ergonomie pour les médecins. Cette étude demeure cependant limitée en nombre de réponses sur l'utilisabilité du système. Un plus

grand nombre de médecins doit être interrogé pour confirmer ou non ces résultats.

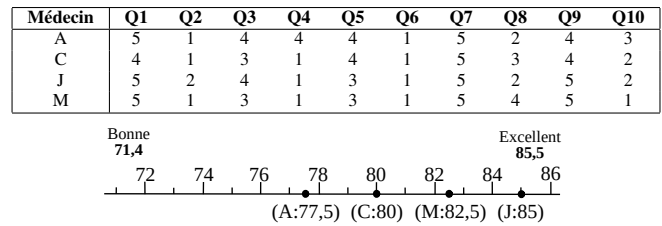
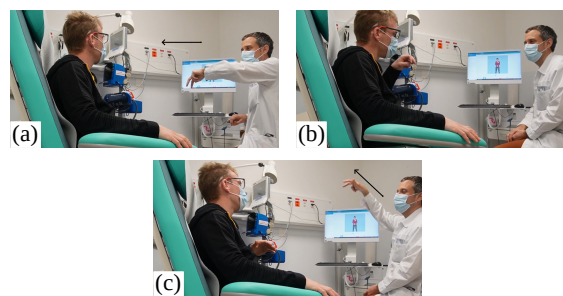


FIGURE 4. Résultats au F-SUS et score d'utilisabilité par médecin

E. Avis des participants sourds

La participation active de personnes sourdes à cette étude de terrain a permis d'interroger ces dernières sur la place de l'animation virtuelle dans le domaine médical. Ils considèrent que le système de traduction est utile quand le médecin porte un masque (SMBP17), à la réception de n'importe quel service de l'hôpital (MRJP15, MMAB93), pour s'orienter dans le bâtiment (MHSC12) ou, plus généralement, en tant qu'outil de soutien pour les personnes hospitalisées (SMBP71). En dehors de l'hôpital, la technologie d'animation virtuelle pourrait être utilisée dans les annonces dans les aéroports (MHSC12) ou les gares (SFDC53, MHML03, MHSC12), les magasins (MRJP15), dans les administrations, à l'Office des impôts ou de l'assurance-invalidité (MHSC12).

Différentes remarques et propositions d'améliorations ont été faites par les participants. Certaines visent à améliorer l'interface BabelDr (présentation des pictogrammes, modulation de la taille de l'avatar), d'autres concernent le manque d'ergonomie du box de consultation (écran mal orienté, trop de distance entre le patient et l'écran, reflet dans l'écran). Il a été apprécié que des médecins se présentent avant de



	BabelDr	Avez-vous des difficultés à respirer ?
	Médecin	... quand vous marchez ?
		<i>Le médecin mime le fait de marcher.</i> (a)
	Patient	En marchant, oui ! Maintenant, ça va.
	Médecin	En marchant ! Et en montant les escaliers ?
		<i>Le médecin mime le fait de monter les escaliers.</i> (c)

(#) : BabelDr traduit en langue des signes
 (*) : La personne parle
 (o) : La personne signe

FIGURE 5. Extrait d'entretien où le médecin pose une question à son patient. Il accompagne la question de gestes (SMBP71, 15 mars 2024, 06:30,650 – 06:59,250)

commencer la consultation en montrant leur badge ou en épelant leur nom en langue des signes. La gestuelle des médecins a généralement aidé à l'interaction (Figure 5), tout comme la prise de notes sur carnet/écran quand BabelDr ne fournissait pas de résultat assez précis.

VI. CONCLUSION

Dans le domaine médical, cette étude est l'une des premières à évaluer l'utilisation d'un avatar pour le diagnostic médical en situation réelle avec des personnes sourdes. Elle met l'accent sur l'importance d'une bonne communication entre un médecin et son patient sourd. Elle a montré l'efficacité d'un « phraselator » avec un avatar signant pour le diagnostic en situation d'urgence sans l'aide d'un tiers. Les résultats de notre étude contraste avec ceux d'Esselink *et al.* [22]. Selon cette étude, la compréhension des énoncés signés par les avatars utilisant la technologie d'animation JASigning serait insuffisante pour être utile dans des situations cliniques réelles. Ces différences de résultats avec notre étude peuvent s'expliquer de différentes manières, notamment par la validation préalable des traductions par la communauté sourde, l'exploitation de toutes les fonctionnalités du G-SiGML et l'emploi de stratégies complémentaires de communication par les participants (texte, pictogramme, geste). Nous considérons, surtout, que la contextualisation de l'étude de terrain (scénarisation en amont de l'expérience, succession de questions logiques durant l'entretien d'anamnèse) aide à la compréhension des énoncés durant la mise en situation, à l'inverse des évaluations d'énoncés hors contexte et en ligne, comme celles réalisées par Esselink *et al.*

A. Limites

Plusieurs facteurs limitent la portée de notre étude. Tout d'abord, peu de participants y ont participé (4 médecins, 6 participants sourds). Nos médecins avaient été préalablement formés à l'utilisation de BabelDr. Nos participants sourds avaient déjà été confrontés à notre avatar lors de sessions de compréhension de phrases, même si les énoncés testés ne correspondaient pas aux énoncés utilisés durant l'étude *in situ*. Ces formations eurent aussi lieu plusieurs mois avant l'étude aux HUG.

Une autre limite porte sur la simplicité des scénarios. En complétant l'actuelle version de BabelDr, nous pourrions réaliser une étude *in situ* avec des scénarios plus complexes. Nous avons ajouté volontairement plusieurs contraintes (port du masque, suppression des informations textuelles sur l'interface « patient ») rendant les interactions plus difficiles, imposant la concentration sur l'animation virtuelle. Malgré cela, la communication a été possible.

Finalement, nous avons utilisé une technologie d'animation ancienne, JASigning, reconnue pour son manque de naturel, d'expressivité et de fluidité. Malgré ses défauts, notre étude a cependant démontré qu'elle n'entrave pas la communication entre le médecin et le patient. La thèse soutenue par Brock et Nishina [23] précise en ce sens que la qualité ne doit pas primer sur la précision des signes dans ce contexte.

Nous pourrions imaginer dans ce contexte que l'emploi d'une technologie de capture de mouvement serait plus qualitative, mais qu'elle perdrait en efficacité et en rentabilité par rapport à une technologie basée sur des données scriptées pilotant un avatar.

B. Perspectives

Aujourd'hui, la version signée de BabelDr est disponible aux HUG. En cas d'absence d'interprète professionnel, BabelDr peut être utilisé par le personnel soignant pour demander des informations d'ordre médical notamment pour le tri aux urgences des patients et l'anamnèse.

La possibilité de convertir le format G-SiGML vers un langage plus moderne, comme le *Behaviour Markup Language* (BML), ouvre de nouvelles perspectives, notamment l'utilisation d'avatars plus réalistes et expressifs [24]. Des tests en situation réelle avec des patients sourds se présentant au tri des urgences adultes des HUG pour de vraies pathologies devront être réalisés. L'analyse de ces résultats permettront d'évaluer l'efficacité réelle de la version BabelDr en langue des signes avec nos avatars.

RÉFÉRENCES

- [1] World Health Organization, "World report on hearing," WHO, Geneva, Switzerland, Tech. Rep., 2021. [Online]. Available : <https://perma.cc/9VRT-ETSS>
- [2] P. Boyes-Braem and C. Rathmann, "Transmission of sign languages in northern Europe," in *Sign Languages*, D. Brentari, Ed. Cambridge University Press, 2010, pp. 19–45.
- [3] J. Woodward, *How you gonna get to Heaven if you can't talk with Jesus : on depathologizing deafness*. Silver Spring, Md. : T.J. Publishers, 1982.
- [4] Fédération suisse des sourds, "Participation à la vie culturelle," 2025. [Online]. Available : <https://perma.cc/3R9A-SYF6>
- [5] A. Marty, "Reconnaissance juridique des langues des signes," *Actualité sociale*, pp. 22–24, 2022. [Online]. Available : <https://perma.cc/3728-DD6C>
- [6] Hôpitaux universitaires de Genève, "Bienvenue aux personnes sourdes et malentendantes," 2024. [Online]. Available : <https://perma.cc/DVK9-THCF>
- [7] P. Bouillon, J. Gerlach, J. Mutal, N. Tsourakis, and H. Spechbach, "A speech-enabled fixed-phrase translator for healthcare accessibility," in *Proc. 1st Workshop on NLP for Positive Impact (NLP4PI'21)*, A. Field *et al.*, Eds. Online : ACL, 2021, pp. 135–142.
- [8] H. Spechbach *et al.*, "A speech-enabled fixed-phrase translator for emergency settings," *JMIR Med. Inform.*, vol. 7, no. 2, p. e13167, 2019.
- [9] M. Seligman, "Speech and translation technologies : healthcare applications," in *Translation Technology in Accessible Health Communication*, M. Ji, P. Bouillon, and M. Seligman, Eds. Cambridge University Press, 2023, pp. 47–77.
- [10] O. T. Rutschmann *et al.*, "Reliability of the revised swiss emergency triage scale : a computer simulation study," *Eur. J. Emerg. Med.*, vol. 25, no. 4, pp. 264–269, 2018.
- [11] M. Seligman and M. Dillinger, "Automatic speech translation for healthcare : some internet and interface aspects," in *Proc. 10th International Conference on Terminology and Artificial Intelligence (TIA'13)*, Paris, France, 2013, pp. 28–30.
- [12] L. Ormaechea Grijalba *et al.*, "Reconnaissance vocale du discours spontané pour le domaine médical," in *TLH Santé 2021*, C. Fredouille, J. G. Moreno, A. Névéol, and C. Servan, Eds., Paris, France, 2021.
- [13] J. Mutal, P. Bouillon, J. Gerlach, P. Estrella, and H. Spechbach, "Monolingual backtranslation in a medical speech translation system for diagnostic interviews : a NMT approach," in *Proc. Machine Translation Summit XVII (MTSummit'19)*, M. Forcada *et al.*, Eds. Dublin, Ireland : EAMT, 2019, pp. 196–203.

- [14] M. Norré, P. Bouillon, J. Gerlach, and H. Spechbach, "Evaluating the comprehension of Arasaac and Sclera pictographs for the BabelDr patient response interface," in *Proc. 3rd Swiss Conference on Barrier-free Communication (BfC'21)*, S. J. Jekat et al., Eds. Winterthur, Switzerland : ZHAW, 2021, pp. 55–63.
- [15] R. Elliott, J. Glauert, V. Jennings, and R. Kennaway, "An overview of the SiGML notation and SiGMLSigging software system," in *Proc. LREC2004 Workshop on the Representation and Processing of Sign Languages*, O. Streiter et al., Eds. Lisbon, Portugal : ELRA, 2004, pp. 98–104.
- [16] I. Strasly et al., "Le projet BabelDr : rendre les informations médicales accessibles en langue des signes de suisse romande," in *Proc. 2nd Swiss Conference on Barrier-free Communication (BfC'18)*, P. Bouillon, S. Rodriguez Vazquez, and I. Strasly, Eds. Geneva, Switzerland : FTI University of Geneva, 2018, pp. 92–96.
- [17] B. David, J. Mutal, I. Strasly, J. Gerlach, and P. Bouillon, "SIGLA : une plateforme de développement d'animations en langue des signes," in *Technologies du langage humain et accès interactif à l'information (JAII'22)*, B. Piwowarski et al., Eds., Paris, France, 2022, pp. 22–24.
- [18] B. David et al., "PaSCo1 : A parallel video-SiGML swiss french sign language corpus in medical domain," in *Proc. 3rd International Workshop on Automatic Translation for Signed and Spoken Languages (AT4SSL'25)*, D. Shterionov et al., Eds. Geneva, Switzerland : EAMT, 2025, pp. 37–43.
- [19] P. Bouillon, B. David, I. Strasly, and H. Spechbach, "A speech translation system for medical dialogue in sign language : Questionnaire on user perspective of videos and the use of avatar technology," in *Proc. 3rd Swiss Conference on Barrier-free Communication (BfC'20)*, S. J. Jekat et al., Eds. Winterthur, Switzerland : ZHAW, 2021, pp. 46–54.
- [20] B. David, J. Mutal, I. Strasly, P. Bouillon, and H. Spechbach, "BabelDr, un système de traduction du discours médical vers l'animation virtuelle signée," in *Handicap 2022 : Humaines et artificielles, les intelligences au service du handicap*, G. Thomann and Y. Morère, Eds. Paris, France : IFRATH, 2022, pp. 46–51.
- [21] G. Gronier and A. Baudet, "Psychometric evaluation of the F-SUS : creation and validation of the french version of the system usability scale," *Intern. J. Human-Computer Inter.*, vol. 37, no. 16, pp. 1571–1582, 2021.
- [22] L. Esselink et al., "Exploring automatic text-to-sign translation in a healthcare setting," in *Univ. Access Inf. Soc.*, C. Stephanidis and M. Antona, Eds. Springer, 2024, vol. 23, pp. 35–57.
- [23] H. Brock and S. Nishina, "Quantifying sign avatar perception : how imperfect is insufficient?" in *Conf. Human Factors in Computing Systems - Extended Abstracts (CHI EA'20)*, R. Bernhaupt and F. Mueller, Eds. Honolulu, Hi. : ACM, 2020.
- [24] V. Ubieto, J. Pozo, E. Valls, B. Cabrero-Daniel, and J. Blat, *Sign language synthesis : current signing avatar systems and representation*. Cham : Springer Nature Switzerland, 2024, pp. 247–266.

ANNEXE

Les scénarios présentés ci-dessous, ont été testés par deux médecins de l'UUA du Service de médecine de premier recours des HUG ne participant pas à l'étude *in situ*. Ils ont validé la cohérence des symptômes et les différentes thématiques pouvant être abordées durant les entretiens.

Scénario 1 : infection cutanée dans un contexte de chute avec un traumatisme de la jambe

- **Contexte** : randonnée, le week-end dernier, chute sur du fil barbelé, griffure à la jambe droite, pas de soin particulier
- **Famille** : marié, un enfant mineur
- **Profession** : professeur des écoles
- **Allergies** : Fruit à coque, produits laitiers, aspirine
- **Vaccination** : grippe (-), tétanos (-)
- **Autre** : sportif (+), opération récente (-)
- **Symptômes** : Mal de tête le lendemain matin de la chute, fièvre à 38,5 °C, jambe rougie et gonflée, boiterie, jambe droite raide, nouvelle chute au réveil, pas de prise de médicament depuis la chute



(a) Randonnée



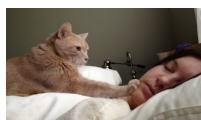
(b) Griffure non désinfectée



(c) Chute ce matin

Scénario 2 : réaction allergique causée par un animal

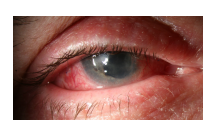
- **Contexte** : gardiennage du chat du voisin durant une semaine
- **Famille** : divorcé, un enfant majeur
- **Profession** : employé de banque
- **Allergie** : poils d'animaux étant enfant, corticostéroïdes, pas de test d'allergie récent
- **Symptômes** : cette nuit : insomnie / à 6h au réveil : fièvre à 38,7 °C, toux, glaires blanches, yeux rouges, prise d'aspirine / à 10h au travail : étourdissement, difficulté respiratoire



(d) Gardiennage du chat



(e) Toux et glaires



(f) Yeux rouges

L’Ancre et le Flux : complémentarité cognitive entre braille et interfaces interprétatives dans les domaines formels

Madjid Sadallah

Université Claude Bernard Lyon 1
CNRS, INSA Lyon, LIRIS, UMR5205
69622 Villeurbanne, France
madjid.sadallah@liris.cnrs.fr

Benoît Encelle

Université Claude Bernard Lyon 1
CNRS, INSA Lyon, LIRIS, UMR5205
69622 Villeurbanne, France
benoit.encelle@liris.cnrs.fr

Alain Mille

Coexistence & NatBraille Association
1 rue du Luizet
69100 Villeurbanne, France
alain.mille@gmail.com

Vivien Guillet

Université Claude Bernard Lyon 1
CNRS, INSA Lyon, LIRIS, UMR5205
69622 Villeurbanne, France
vivien.guillet@univ-lyon1.fr

Résumé—La marginalisation du braille dans l’accessibilité numérique repose sur un paradigme de substitution modale postulant l’équivalence cognitive entre audio et accès tactile. Or, dans les domaines formels (mathématiques, programmation, sciences), cette équivalence s’effondre : les exigences de navigation non linéaire, de vérification syntaxique et de manipulation symbolique révèlent une complémentarité structurelle irréductible. Nous développons le modèle de l’Ancre et du Flux : l’Ancre (braille) assure stabilisation cognitive et audit épistémique, tandis que le Flux (audio-IA) permet exploration contextuelle et interaction fluide. Face aux hallucinations des IA génératives, le braille s’impose comme infrastructure critique de vérification indépendante. Nous établissons quatre principes normatifs de conception d’interfaces accessibles et soutenons que cette complémentarité constitue une nécessité architecturale de la cognition distribuée. Le droit à l’audit épistémique, matérialisé par l’accès braille, fonde ainsi la souveraineté cognitive à l’ère algorithmique.

Index Terms—Accessibilité, Braille, Domaines formels, Cognition distribuée, Interfaces interprétatives

I. INTRODUCTION

L’histoire des technologies d’assistance pour les personnes aveugles ou malvoyantes est structurée par un récit récurrent de substitution. Depuis la généralisation des lecteurs d’écran, l’audio s’est imposé comme modalité dominante d’accès à l’information : selon les enquêtes périodiques de WebAIM, plus de 70% des utilisateurs de lecteurs d’écran s’appuient exclusivement sur la sortie audio [1]. L’essor des assistants vocaux et des systèmes génératifs récents accentue cette dynamique, reléguant le braille au statut de technologie coûteuse et marginale [2]. Cette marginalisation repose sur l’hypothèse d’une équivalence cognitive entre accès auditif séquentiel et accès symbolique persistant. Or, les *domaines formels* — disciplines fondées sur la manipulation de symboles et de structures syntaxiques rigoureuses (mathématiques, informatique, sciences expérimentales) — exigent navigation non linéaire et vérification fine [3], [4].

Cette éviction se produit dans un contexte de crise documentée de la littératie braille [5], [6], corrélée à de fortes inégalités d’insertion professionnelle [7], [8]. Les recherches récentes confirment également les limites cognitives des solutions audio seules [9], [10], [11], tandis que plusieurs travaux soulignent l’intérêt de stratégies multimodales combinant braille et audio [12]. La persistance du braille dans les pratiques expertes indique qu’il remplit des fonctions irréductibles à ses alternatives audio, notamment pour la navigation complexe, la vérification et l’audit critique.

Pour répondre à ces enjeux, cet article propose le *modèle de l’Ancre et du Flux*, cadre théorique original qui conceptualise le braille et le couple (IA, audio) comme des systèmes cognitivement complémentaires, chacun optimisé pour des fonctions distinctes dans l’écologie cognitive des tâches formelles. Fondé sur les théories de la cognition distribuée [3], [13], des représentations externes [4], [14] et des ressources attentionnelles multiples [15], il constitue une *hypothèse explicative* visant à orienter la conception de systèmes d’accessibilité équitables à l’ère de l’IA.

Trois contributions sont formulées. Théoriquement, le modèle fournit un cadre pour comprendre la complémentarité braille–audio-IA. Conceptuellement, il positionne le braille comme infrastructure critique d’audit épistémique, garantissant souveraineté cognitive et participation équitable des personnes aveugles à la production scientifique. Opérationnellement, il dérive quatre principes de conception pour guider le développement de systèmes accessibles et équitables. Ces contributions s’appuient sur des observations convergentes — qualifiées de *traceurs empiriques* pour souligner qu’elles attestent la plausibilité du cadre sans constituer une validation systématique — et relèvent d’une *théorisation ancrée*, appelant des validations empiriques ultérieures. L’article s’articule autour de ces contributions : il contextualise d’abord la crise de la

littératie braille et ses enjeux socio-cognitifs, expose ensuite les fondements théoriques du modèle et ses implications face aux défis de l'IA, et en déduit enfin les principes de conception pour le développement de systèmes accessibles et équitables.

II. LA CRISE DE LA LITTÉRATIE BRAILLE ET SES ENJEUX

La littérature documente un déclin de la maîtrise du braille : moins de 10% des personnes aveugles l'utilisent aux États-Unis et au Royaume-Uni, et 28% en France [5], [6], [16]. Cette baisse, associée à la généralisation des lecteurs d'écran depuis les années 1990 [17], traduit une tendance durable, bien que l'hétérogénéité méthodologique des enquêtes invite à la prudence [2]. Ce recul n'est pas neutre socialement : pour les aveugles de naissance ou prélinguaux, le braille est d'abord le seul vecteur d'un apprentissage de la lecture au sens développemental — écouter n'est pas lire [18], [19]. Au-delà, la pratique du braille est fortement corrélée à l'emploi, avec des taux de 56–85% chez les utilisateurs contre 23–45% chez les non-utilisateurs [7], [20], [8]. Parmi les personnes totalement aveugles, la maîtrise avancée du braille est fortement associée à l'emploi : les individus employés ont près de quatre fois plus de chances de posséder ces compétences, suggérant un avantage d'employabilité lié à la maîtrise du braille [21].

Cette corrélation suggère un mécanisme cognitif sous-jacent plutôt qu'un simple effet de sélection sociale : la maîtrise du braille est associée à une littératie formelle avancée — orthographe, syntaxe, structures symboliques — ainsi qu'à une autonomie cognitive accrue dans la manipulation d'informations complexes [7], [21]. Dans les filières scientifiques et techniques, cette association devient particulièrement saillante. Des études qualitatives rapportent que les professionnels aveugles dans les domaines formels exigeants (programmation, analyse de données, modélisation) sont majoritairement utilisateurs quotidiens de plages braille [22], [23], décrivant le braille comme essentiel pour la vérification de code, la manipulation de structures de données et la validation de résultats — fonctions résistantes à l'automatisation par l'audio.

Cette persistance paradoxale motive notre interrogation : pourquoi le braille demeure-t-il indispensable aux pratiques expertes malgré sa marginalisation ? Nous soutenons qu'il incarne une complémentarité fonctionnelle structurelle que le paradigme de substitution modale échoue à conceptualiser.

III. LE BRAILLE CONCEPTUALISÉ COMME INFRASTRUCTURE DE REPRÉSENTATION EXTERNE

A. Du cadre théorique aux propriétés matérielles

Les théories de la cognition distribuée [3], [13] et des artefacts cognitifs [14], [24] établissent que les représentations externes reconfigurent fondamentalement l'espace des opérations cognitives possibles. Il a été démontré que la structure matérielle d'une représentation transforme qualitativement stratégies et performances : selon la configuration externe du problème, les stratégies de résolution et les taux de succès varient de façon radicale [4]. La cognition se distribue entre esprit et environnement matériel.

Nous considérons le braille non comme un simple transcodage visuel-tactile, mais comme une infrastructure externe dotée de quatre propriétés inaccessibles à l'audio séquentiel : (1) **Persistance** — L'information reste accessible en permanence, contournant les limites de la mémoire de travail en permettant de la stocker dans l'environnement plutôt que dans l'esprit [25]; (2) **Manipulabilité** — L'utilisateur peut réorganiser, annoter, segmenter l'information selon ses besoins, passant de récepteur passif à acteur épistémique capable de restructurer l'espace du problème [24]; (3) **Localisation spatiale stable** — Chaque symbole possède une « adresse » physique fixe, permettant une navigation directe et non séquentielle. Les repères spatiaux stables servent d'ancres mnésiques [26]; et (4) **Granularité maximale** — Accès au niveau du symbole individuel (caractère, chiffre, opérateur, ponctuation), indispensable pour vérification syntaxique et débogage.

Ces propriétés contrastent avec l'audio séquentiel : *évanescence* (disparition post-énonciation), *linéarité forcée* (parcours strictement séquentiel), *non-localisation* (absence de coordonnées spatiales), et *granularité variable* (dépendant de la segmentation du système de synthèse vocale).

B. Propriétés matérielles et implications cognitives

Ces propriétés matérielles fondent les fonctions cognitives que nous détaillerons dans le modèle de l'Ancre (Section V) : stabilisation de la charge cognitive, vérification syntaxique précise, production formelle autonome, et audit épistémique indépendant. Nous illustrons ici leur manifestation empirique à travers trois traceurs convergents.

Décharge cognitive par externalisation. En externalisant le stockage, le braille contourne les limites de la mémoire de travail [27], libérant les ressources pour les opérations de haut niveau [25], [28]. Les gains observés dans cette étude sur la géométrie 3D sont attribués aux fonctionnalités interactives de l'application ayant soutenu la résolution autonome — résultats cohérents avec l'hypothèse d'une décharge de la mémoire de travail par externalisation [29].

Expertise tactile transférable. Le toucher impose une exploration séquentielle favorisant l'attention aux détails et à la syntaxe [30], [31]. Cette expertise tactile, forgée par l'usage quotidien du braille, se transfère vers de nouvelles interfaces spatiales [32] : les utilisateurs habitués au braille ont trouvé un système de manipulation de diagrammes chimiques tactiles significativement plus facile — spécialisation perceptive cohérente avec les théories écologiques [33].

Interopérabilité symbolique. L'accès caractère par caractère du braille offre un contrôle précis indispensable pour le débogage ou l'écriture formelle. Contrairement à un lecteur d'écran qui peut oraliser correctement une syntaxe erronée, le braille révèle l'erreur directement — la représentation tactile ne peut masquer une incohérence structurelle. Cette propriété fonde une fonction d'interopérabilité : le braille peut servir de format pivot fiable pour effectuer une traduction entre représentations formelles. La plateforme EuroMath illustre ce principe en permettant des conversions bidirectionnelles automatiques entre MathML et notations braille (UEB, BNM)

[34]. Les retours d'enseignants soulignent que le système élimine la nécessité pour eux de maîtriser le braille afin de collaborer avec des élèves aveugles — ceci est rendu possible uniquement parce que le braille agit comme *middleware* symbolique fiable permettant une traduction sans perte.

Ces observations révèlent le rôle fondamental du braille : en déchargeant la mémoire de travail et en externalisant l'information dans l'environnement, il ne se contente pas de donner accès au contenu — il transforme la nature même des opérations mentales possibles. Le braille incarne ainsi le concept de *cognitive artifact* [14] : un outil qui ne compense pas simplement une limitation, mais qui rend possibles certaines formes de raisonnement formel.

IV. IA GÉNÉRATIVE ET AUDIT ÉPISTÉMIQUE

Les fonctions cognitives du braille identifiées précédemment acquièrent une dimension supplémentaire critique à l'ère de l'IA générative. La fonction d'audit épistémique, esquissée dans le cadre théorique, devient particulièrement urgente face aux risques algorithmiques que nous développons ici.

A. Hallucinations algorithmiques et risques épistémiques

Les systèmes d'IA générative (LLMs, VLMs) introduisent un risque épistémique spécifique : la production fluide d'énoncés linguistiquement plausibles mais factuellement, logiquement ou structurellement erronés — les hallucinations algorithmiques [35]. Contrairement à un lecteur d'écran fidèle au texte source, ces systèmes produisent une interprétation synthétique fusionnant données sources, inférences statistiques et hallucinations, rendant opaque la distinction entre le « donné » (source) et le « construit » (interprétation générée). Ce problème est majeur dans les domaines formels, où précision symbolique et rigueur logique sont non négociables.

La littérature récente souligne des taux d'erreur préoccupants dans les systèmes automatiques de transcription et d'extraction de contenu mathématique ou graphique [22], [10]. En contexte scientifique, où une confusion entre exposant et indice (x^2 vs x_2) ou entre opérateurs (\sum vs \prod) invalide un résultat, la moindre imprécision de ces systèmes est inacceptable. De manière analogue, lors de l'extraction de données à partir de graphiques, bien que les performances du système IA dépassent nettement celles obtenues sans assistance (48 % contre 13 % de réussite), des experts aveugles en analyse de données exigent néanmoins un accès direct aux tableaux de données brutes via leur plage braille afin de vérifier la fiabilité des descriptions générées [22]. Cette prudence méthodologique illustre un principe fondamental : le droit à une vérification indépendante.

B. Automation bias et opacité interprétative

La littérature sur l'*automation bias* montre que les utilisateurs humains tendent à accorder une confiance excessive aux systèmes automatisés, au détriment de leur vigilance critique [36], [37]. Ce phénomène devient particulièrement critique lorsque les sorties sont formulées avec assurance en langage naturel fluide — propriété caractéristique des systèmes génératifs

actuels, dont les architectures transformer exhibent une densité de risque épistémique structurellement plus élevée que les approches classiques [38]. L'utilisateur se trouve alors dans une *position de dépendance interprétative*, où le récit produit est accepté sans moyens directs de vérification, en tension avec les normes épistémiques scientifiques (reproductibilité, falsifiabilité, examen par les pairs).

Cette dépendance est renforcée par l'*opacité interprétative* des systèmes. Une interaction fiable exige d'inférer un modèle mental du système — ses forces, limites et biais — introduisant une charge métacognitive significative, particulièrement pour les utilisateurs aveugles [11], [10]. L'interaction devient un exercice de décodage stratégique plutôt qu'un engagement cognitif direct avec la tâche.

C. Le braille comme infrastructure d'audit

Au regard des limites identifiées des systèmes automatisés, le rôle du braille dépasse sa seule fonction d'accès initial. Nous le conceptualisons comme une *infrastructure d'audit épistémique*, offrant une capacité matérielle et cognitive permettant de vérifier, contester, valider et reproduire de manière indépendante les résultats produits par des systèmes opaques.

Les technologies audio se révèlent structurellement inadaptées à cette fonction. L'information audio est évanescence, empêchant la comparaison simultanée nécessaire à la détection d'incohérences. Elle impose une médiation interprétative, fournissant une interprétation linguistique plutôt qu'un accès direct aux symboles bruts. Enfin, bien que certains modes permettent une lecture caractère par caractère, leur activation nécessite des interactions explicites et interrompt la fluidité, contrairement au braille où cette granularité est immédiate.

À l'inverse, le braille satisfait pleinement les critères d'un audit fiable. Il garantit persistance et stabilité, permet une inspection répétée et approfondie, offre un accès direct aux symboles sources non médiatisés et autorise une granularité maximale, avec navigation libre caractère par caractère, saut précis à une ligne ou comparaison de passages distants.

Cette fonction d'audit épistémique, formalisée comme fonction cardinale de l'Ancre dans le modèle présenté en Section V, transforme le braille de simple technologie compensatoire en infrastructure essentielle de souveraineté cognitive. Marginaliser cette capacité au nom de la modernité instaure une dépendance interprétative structurelle, constituant une forme d'injustice épistémique [39], où un agent se voit refuser la possibilité de participer pleinement à la création, à la validation et à la contestation des savoirs.

V. LE MODÈLE DE L'ANCRE ET DU FLUX

A. L'impasse de la substitution modale

Les dispositifs d'accessibilité contemporains s'inscrivent dans un paradigme implicite de *substitution modale* : rendre une information visuelle accessible consiste à la transcoder en flux audio, éventuellement enrichi par l'IA. Ce modèle repose sur un postulat profondément ancré : les modalités sensorielles, bien que physiquement distinctes, seraient cognitivement équivalentes dans leur pouvoir représentationnel.

Cette hypothèse d'équivalence cognitive est invalidée par les théories contemporaines. Selon la théorie des ressources multiples [15], la performance dépend des ressources de traitement *spécifiques* mobilisées (verbales, spatiales, visuelles), et non du seul canal sensoriel. L'esprit humain dispose de ressources distinctes et partiellement indépendantes. Deux tâches mobilisant des ressources différentes interfèrent moins que deux mobilisant la même. L'audio séquentiel sollicite principalement les ressources verbales, tandis que le braille, via le toucher et la spatialité, mobilise des ressources complémentaires. Dans les domaines formels, l'audio sature la boucle phonologique, tandis que le système haptique couplé à une représentation externe stable redistribue la charge vers les ressources spatiales et l'environnement.

Des travaux corroborent cette analyse en montrant une surcharge cognitive, une frustration accrue et une baisse de performance lorsque l'audio est l'unique modalité dans des tâches complexes [9], [11], [40]. Ces résultats révèlent les limites cognitives des modèles de substitution modale ignorant les propriétés opérationnelles distinctes des modalités.

B. Conceptualisation : spécialisation fonctionnelle

Face à l'impasse de la substitution modale, une approche alternative s'impose : reconnaître et exploiter la diversité fonctionnelle des modalités. Le modèle proposé opère cette rupture paradigmatique. Il ne s'agit plus de simplement remplacer un sens par un autre (substitution), mais de reconnaître que chaque modalité possède des forces cognitives spécifiques (spécialisation fonctionnelle) et de les articuler intelligemment pour former un système perceptivo-cognitif cohérent.

L'Ancre et **Le Flux** désignent deux régimes perceptivo-cognitifs complémentaires : l'un symbolise stabilité et point de repère, l'autre évanescence temporelle et fluidité de l'exploration. Cette tension constitutive organise le système : la valeur cognitive d'une modalité dépend de la fonction qu'elle remplit dans un système cognitif distribué (voir Figure 1).

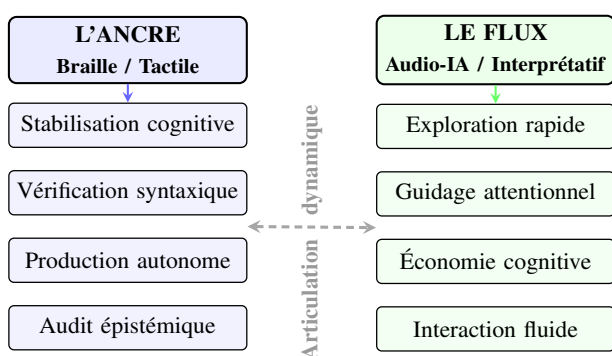


FIGURE 1 – Modèle de l'Ancre et du Flux : spécialisation fonctionnelle et complémentarité cognitive entre braille (*Ancre*) et audio-IA (*Flux*).

1) *L'Ancre : infrastructure de la pensée formelle*: L'Ancre désigne le régime des représentations externes *persistantes, localisables et manipulables*. Bien qu'incarné par le braille,

ce concept s'étend à toute matérialisation tactile stable d'une structure symbolique. Sa puissance repose sur des propriétés fonctionnelles qui fondent ses fonctions cardinales :

- **Stabilisation cognitive** : En externalisant le stockage, l'Ancre agit comme prothèse de la mémoire de travail, permettant de maintenir des états intermédiaires et comparer des termes éloignés.
- **Vérification de précision** : La granularité caractère-par-caractère est la condition du *debugging*, de la correction syntaxique et de la détection d'anomalies.
- **Production formelle autonome** : Écrire du code, composer une formule, annoter un schéma sont des actes d'*écriture* exigeant contrôle immédiat et retour en temps réel.
- **Audit épistémique** : Fonction cruciale à l'ère algorithmique. Face à l'opacité et aux hallucinations génératives, l'Ancre offre le moyen matériel d'une vérification indépendante.

2) *Le Flux : dynamique de l'exploration sémantique*: Le Flux incarne le régime des représentations *évanescences, séquentielles et interprétatives* : synthèse vocale, descriptions audio générées, dialogue avec IA. Sa caractéristique déterminante est la *fluidité interprétative*. Il excelle à parcourir, non à fixer ; à proposer du sens, non à certifier. Ses fonctions, complémentaires de l'Ancre, structurent l'exploration :

- **Exploration et orientation** : « Survol » rapide d'un paysage informationnel complexe.
- **Guidage attentionnel** : Par la prosodie ou les formulations métadiscursives, le Flux agit comme compagnon cognitif qui pointe et souligne.
- **Économie cognitive** : Résumés et explications contextuelles réduisent la charge initiale de déchiffrement.
- **Interaction fluide** : Le Flux est le milieu natif du dialogue : questionner rapidement, demander des détails, obtenir des exemples, négocier le sens de manière interactive.

L'opposition Ancre/Flux n'est pas hiérarchique, mais spécialisée. L'Ancre est le régime de la *certitude et de la fabrication* ; le Flux celui de *l'exploration et de la négociation*.

C. Postulat central : complémentarité structurelle

Nous proposons que l'Ancre et le Flux sont structurellement complémentaires et interdépendants. Leur relation n'est pas additive (audio + braille), mais *synergique*. L'efficacité cognitive optimale émerge de leur articulation dynamique et intentionnelle, pilotée par les besoins de la tâche. Cette synergie repose sur trois mécanismes :

- 1) **Division du travail cognitif** : Chaque régime prend en charge les opérations pour lesquelles il est optimal, minimisant l'interférence entre ressources concurrentes.
- 2) **Boucle de raffinement** : Cycle cognitif naturel : exploration via le Flux → vérification via l'Ancre → re-contextualisation via le Flux.
- 3) **Redondance fonctionnelle adaptative** : Certaines fonctions peuvent être assurées par les deux régimes, offrant une robustesse et une flexibilité précieuses.

D. Conditions d'applicabilité : le continuum formel

Le modèle a été élaboré à partir des domaines formels envisagés comme *cas révélateurs*. Nous postulons que la

nécessité de l'Ancre augmente avec trois facteurs : (1) la densité symbolique du domaine, (2) l'exigence de précision syntaxique et (3) la complexité structurelle. Lorsque ces dimensions sont maximisées, la complémentarité devient critique.

Cette hypothèse suggère un continuum plutôt qu'une dichotomie. À un extrême, les textes narratifs linéaires sollicitent faiblement ces facteurs ; l'audio séquentiel suffit. À l'autre, les formalismes complexes — théorèmes, algorithmes, équations — les mobilisent fortement, rendant l'Ancre indispensable. Entre ces pôles, des domaines intermédiaires (philosophie analytique, rédaction juridique, notations musicales) appellent des configurations adaptées exploitant sélectivement la complémentarité.

Les domaines formels constituent le *cas critique* révélateur. Les tâches qu'ils imposent — navigation non linéaire dans des formalismes, vérification syntaxique au caractère près, manipulation récursive d'états symboliques — créent une *explosion combinatoire de la charge cognitive* dès que l'utilisateur est privé de représentation externe stable [4], [14]. Là où, dans un texte narratif, l'audio séquentiel peut suffire, dans les domaines formels son insuffisance devient une barrière épistémique. Cette asymétrie radicale révèle la complémentarité Ancre/Flux non comme option, mais comme *nécessité architecturale* de la cognition distribuée dans les domaines formels.

E. Traceurs empiriques

Le modèle se reflète dans diverses observations empiriques qualifiées de *traceurs empiriques* : elles ne constituent pas une validation systématique, mais attestent la plausibilité du cadre et sa capacité à éclairer des phénomènes documentés indépendamment. La supériorité mesurable de représentations tactiles persistantes [29] suggère un changement de régime cognitif cohérent avec la fonction d'Ancre. Les limitations sévères de l'audio seul dans les tâches formelles [9], [40], documentées indépendamment, sont interprétables comme symptômes de l'absence d'Ancre, bien que d'autres facteurs (qualité des synthèses vocales, niveau de formation) puissent également les expliquer. Le transfert d'expertise haptique vers de nouvelles interfaces [32] corrobore l'hypothèse d'une intelligence tactile transposable. Enfin, l'exigence systématique d'audit via le braille chez les experts face à l'IA [22] illustre la fonction épistémique sur un échantillon réduit, nécessitant réplication à plus grande échelle.

F. L'articulation dynamique : le rythme de la pensée

L'innovation centrale n'est pas l'identification de deux pôles, mais l'accent sur la qualité de leur *articulation*. L'enjeu de conception n'est pas de juxtaposer plage braille et synthèse vocale, mais de permettre des *transitions fluides, rapides et réversibles* entre régimes, en phase avec le rythme de la pensée.

Exemple : un développeur aveugle débogue une fonction Python. Il explore d'abord la structure du code via une synthèse vocale accélérée (Flux) pour localiser la région suspecte. Il *bascule* vers sa plage braille pour inspecter caractère par caractère la syntaxe de la ligne incriminée (Ancre), détectant une confusion entre = (affectation) et == (comparaison), que l'audio prononce identiquement comme « égal » mais que le

toucher distingue immédiatement. Il *corrige* directement sur la plage braille (production autonome), puis *re-contextualise* via audio pour vérifier l'impact sur la logique globale (Flux). Cette séquence Flux→Ancre→Ancre→Flux, pilotée par les besoins de la tâche, illustre la spécialisation fonctionnelle et l'articulation dynamique au cœur du modèle.

Cette articulation est observable dans les pratiques expertes. Des travaux sur les professionnels aveugles révèlent qu'ils alternent spontanément entre *exploration auditive globale* d'un diagramme (Flux) et *confirmation tactile précise* des relations structurelles entre éléments du diagramme (Ancre) [23]. Cette alternance matérialise le cycle de raffinement propre au raisonnement formel. Concevoir pour cette articulation, c'est concevoir pour le rythme même de la cognition experte.

VI. PRINCIPES NORMATIFS DÉRIVÉS DU MODÈLE

Le modèle conduit à quatre principes de conception, traduisant le cadre théorique en orientations opérationnelles.

A. Principe 1 : Garantir l'accès aux sources brutes

Toute information produite ou transformée par un système automatisé devrait demeurer accessible sous une forme symbolique persistante, complète et directement manipulable via du braille. Cette exigence relève de la fonction d'audit épistémique : compte tenu des taux d'erreur documentés, la vérification indépendante est impérative. Sans accès direct aux sources, l'utilisateur est placé en dépendance interprétative, incompatible avec les exigences scientifiques de vérification et de reproductibilité. Cela implique des interfaces permettant l'export vers des formats braille standardisés, l'affichage des données sources en regard de toute visualisation synthétique, ainsi qu'une synchronisation précise entre point de lecture audio et position sur la plage braille.

B. Principe 2 : Reconnaître la spécialisation fonctionnelle

La conception des interfaces devrait reconnaître et exploiter la spécialisation fonctionnelle. Plutôt que permettre indifféremment toutes actions sur tous canaux, les systèmes devraient tirer parti des avantages comparatifs de chaque modalité. Les tâches qui exigent précision syntaxique (débogage, vérification) ou production formelle autonome sont particulièrement adaptées au canal tactile/braille. Ce principe s'appuie sur les preuves empiriques de gains substantiels et s'ancre théoriquement dans le modèle des ressources multiples de Wickens (Section V). Concrètement, cela suppose la création d'éditeurs spécialisés avec navigation granulaire optimisée pour le braille, et la reconnaissance institutionnelle que, pour certains actes cognitifs fondamentaux, le braille constitue le mode optimal plutôt qu'une simple alternative.

C. Principe 3 : Assurer la fluidité modale

L'efficacité cognitive du modèle exige des transitions fluides et rapides entre audio et braille, sans perte de contexte ni charge additionnelle due au changement de canal. Une articulation défaillante compromet la complémentarité fonctionnelle et annule les bénéfices de la spécialisation en alourdissant excessivement

le coût du changement modal. Le temps perdu en manipulations techniques se soustrait directement au temps consacré à la tâche cognitive elle-même. Cela requiert un curseur unifié (le focus sur la plage braille déplace automatiquement le point de lecture audio, et vice-versa), la conservation des états de l'interface lors des transitions, et des raccourcis pour basculer entre modalités selon les besoins de la tâche. Cette fonctionnalité, présente dans certaines technologies d'assistance, demeure insuffisamment développée dans les contextes scientifiques où la synchronisation fine est cruciale.

D. Principe 4 : Viser l'équité cognitive

L'objectif de l'accessibilité dépasse l'accès compensatoire à l'information. Il s'agit de viser l'équité cognitive : capacité d'exercer les actes fondamentaux de la pratique scientifique — vérifier, calculer, éditer, contester, produire et valider. Ce principe, s'inscrivant dans une réflexion sur la justice épistémique, s'appuie sur les corrélations documentées entre littératie braille et participation aux professions qualifiées. En pratique, cela suppose la fourniture systématique de traces d'audit accessibles (historique des transformations opérées par l'IA), le choix de formats d'export interopérables permettant la reprise du travail, l'accessibilité intégrale de la documentation technique, et le développement de métriques d'évaluation mesurant la capacité à accomplir ces actes cognitifs fondamentaux.

E. Synthèse

Ces principes forment un système cohérent : l'accès aux sources (P1) permet la vérification indépendante, soutenue par la spécialisation fonctionnelle (P2) et optimisée par la fluidité modale (P3). Ensemble, ils visent une équité cognitive (P4) dépassant l'accès compensatoire, et rompent avec la logique de substitution par une complémentarité cognitive intentionnelle.

VII. DISCUSSION ET IMPLICATIONS

L'intégration du braille dans les logiciels scientifiques apparaît comme un besoin critique. Les interfaces bi-modales, permettant une articulation fluide entre exploration audio et vérification braille, devraient devenir la norme — une analyse empirique de 66 systèmes d'accessibilité STEM montre que les approches intégratives, articulant modalités sans les juxtaposer, surpassent les approches additives sur la charge cognitive [41]. Le développement d'APIs standardisées pour l'export vers des formats braille faciliterait l'interopérabilité. Face aux limites de l'IA générative, les systèmes devraient offrir des mécanismes de vérification indépendante via un accès braille aux sources, avec des journaux de transformation accessibles.

Ces implications technologiques rejoignent des enjeux éducatifs. La corrélation entre braille et réussite professionnelle suggère de renforcer son enseignement dans les cursus scientifiques. Une approche bi-modale, développant compétences audio et braille et leur complémentarité, paraît appropriée. La formation des enseignants spécialisés aux fondements cognitifs de cette complémentarité permettrait une pédagogie informée. La reconnaissance du braille comme infrastructure

cognitive essentielle devrait guider l'allocation de ressources et l'évolution des standards d'accessibilité.

Ces orientations se heurtent néanmoins à plusieurs points de tension. (1) *Coût économique* : les plages braille restent coûteuses (500 à 15 000 euros). Toutefois, les prix décroissent avec l'évolution technologique, et le coût doit être comparé aux alternatives : dépendance à des services d'assistance, perte de productivité, et barrières à l'emploi. L'investissement se justifie par les corrélations documentées entre maîtrise avancée du braille et emploi [21], [7], [8]. (2) *Difficulté d'apprentissage tardif* : le braille serait trop complexe à acquérir à l'âge adulte. Or, des études montrent des acquisitions réussies chez des adultes motivés, notamment en contexte professionnel, où la littératie préalable et la motivation facilitent l'apprentissage [42], [43], avec des bénéfices à long terme justifiant l'investissement initial. (3) *Déficiences combinées* : certaines personnes présentent des limitations tactiles additionnelles. Le modèle reconnaît ces situations, tout en soutenant que, lorsque l'accès au braille est possible, la complémentarité des modalités demeure pertinente.

Bien que théorique, le modèle appelle des validations empiriques selon trois axes : études expérimentales en conditions contrôlées, développement de prototypes bi-modaux, et investigations neurocognitives sur le traitement haptique en contexte formel. Des protocoles avec des cohortes plus larges sont nécessaires pour estimer la prévalence et l'ampleur des effets postulés, et la viabilité technologique, sociale et économique devra être examinée pour traduire ces principes en applications durables. Enfin, des contextes impliquant densité symbolique ou précision syntaxique — rédaction juridique, notations musicales, philosophie analytique — constituent des terrains d'extension naturels.

VIII. CONCLUSION

Face à la marginalisation du braille au profit des solutions audio-IA, le modèle de l'Ancre et du Flux propose un cadre alternatif au paradigme de substitution modale. Dans les domaines formels, la complémentarité braille-audio n'est pas un confort mais une nécessité architecturale : sans représentation externe stable, la cognition formelle subit une explosion combinatoire de charge. L'enjeu dépasse la technologie d'assistance : il s'agit de souveraineté cognitive. À l'ère de l'IA générative, le droit à la vérification indépendante conditionne la participation pleine à la production scientifique. Déléguer sans réserve cette vérification à des systèmes opaques et faillibles n'est pas une modernisation de l'accessibilité — c'est une régression épistémique. Le braille, loin d'être un héritage à dépasser, constitue précisément l'infrastructure qui rend cette vérification possible. L'équité ne réside pas dans l'uniformisation des modalités, mais dans l'exploitation rigoureuse de leurs complémentarités. Cette perspective invite à repenser l'accessibilité non comme compensation mais comme architecture cognitive intentionnelle — condition de la citoyenneté scientifique à l'ère algorithmique.

REMERCIEMENTS

Ce travail s'inscrit dans le projet COOBRA, financé par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR-24-SARP-0006).

RÉFÉRENCES

- [1] WebAIM, "Screen reader user survey #8 results," 2019, consulté le 21 février 2026. [Online]. Available : <https://webaim.org/projects/screenreadersurvey8/>
- [2] R. M. Sheffield, F. M. D'Andrea, V. Morash, and S. Chatfield, "How many braille readers? policy, politics, and perception," *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 116, no. 1, pp. 14–25, 2022.
- [3] A. Clark and D. Chalmers, "The extended mind," *Analysis*, vol. 58, no. 1, pp. 7–19, 1998.
- [4] J. Zhang and D. A. Norman, "Representations in distributed cognitive tasks," *Cognitive Science*, vol. 18, no. 1, pp. 87–122, 1994.
- [5] American Printing House for the Blind, "Annual report 2023 : Statistical overview of students served," American Printing House for the Blind, Tech. Rep., 2023. [Online]. Available : <https://www.aph.org/annual-report/>
- [6] Royal National Institute of Blind People, "Braille 200 : Key statistics and trends 2024," Royal National Institute of Blind People, Tech. Rep., 2024. [Online]. Available : <https://www.rnib.org.uk/braille-statistics>
- [7] R. Ryles, "The impact of braille reading skills on employment, income, education, and reading habits," *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 90, no. 3, pp. 219–226, 1996.
- [8] E. C. Bell and N. M. Mino, "Employment outcomes for blind and visually impaired adults," *Journal of Blindness Innovation and Research*, vol. 5, no. 2, 2015.
- [9] K. Dumkasem, P. Srisingchai, and P. Rattanamatrong, "EyeMath : Increasing accessibility of mathematics to visually impaired readers," in *2019 23rd International Computer Science and Engineering Conference (ICSEC)*. IEEE, 2019, pp. 197–202.
- [10] K. Anderer, K. Müller, L. Strobel, M. Wölfel, J. Niehues, and K. Gerling, "Making lecture videos accessible for students who are blind or have low vision through AI-assisted navigation and visual question answering," in *Proceedings of the 27th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS '25)*. ACM, 2025, pp. 1–15.
- [11] R. Adnin and M. Das, "'I look at it as the king of knowledge' : How blind people use and understand generative AI tools," in *Proceedings of the 26th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS '24)*. ACM, 2024, pp. 1–14.
- [12] A. D. N. Edwards, H. McCartney, and F. Fogarolo, "Lambda : A multimodal approach to making mathematics accessible to blind students," in *Proceedings of the 8th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS '06)*. ACM, 2006, pp. 48–54.
- [13] E. Hutchins, *Cognition in the Wild*. Cambridge, MA : MIT Press, 1995.
- [14] D. A. Norman, "Cognitive artifacts," in *Designing Interaction : Psychology at the Human-Computer Interface*, J. M. Carroll, Ed. Cambridge University Press, 1991, pp. 17–38.
- [15] C. D. Wickens, "Multiple resources and mental workload," *Human Factors*, vol. 50, no. 3, pp. 449–455, 2008.
- [16] Collectif Homère, "Étude nationale sur la déficience visuelle en France : maîtrise et usage du braille," Collectif Homère, France, Tech. Rep., 2024, consulté le 15 février 2026. [Online]. Available : https://www.creaicentre.org/images/EVENEMENTS_NATIONAUX/Rapport_Homere_20230214.pdf
- [17] European Blind Union, "Braille in Europe : Position paper," 2012. [Online]. Available : <http://www.euroblind.org>
- [18] D. P. Wormsley, *Braille Literacy : A Functional Approach*, F. M. D'Andrea, Ed. American Foundation for the Blind Press, 2004.
- [19] K. A. Erickson and D. Hatton, "Literacy and visual impairment," *Seminars in Speech and Language*, vol. 28, no. 1, pp. 58–68, 2007.
- [20] S. J. Spungin, *Braille Literacy : Issues for Blind Persons, Families, Professionals, and Procedures of Braille*. American Foundation for the Blind, 1989.
- [21] M. C. McDonnell, A. Steverson, J. Boydston, and F. M. D'Andrea, "Factors associated with proficient braille skills in adults," *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 119, no. 2, pp. 97–108, 2025.
- [22] J. Choi, S. Jung, D. G. Park, J. Choo, and N. Elmqvist, "Visualizing for the non-visual : Enabling the visually impaired to use visualization," in *Computer Graphics Forum (Proceedings of EuroVis 2019)*, vol. 38, no. 3, 2019, pp. 249–260.
- [23] I. Wildhaber and D. Archambault, "Diagram tags : Audio-tactile diagrams for the blind," in *Computers Helping People with Special Needs (ICCHP 2020)*, ser. Lecture Notes in Computer Science, vol. 12377. Springer, 2020, pp. 401–408.
- [24] D. Kirsh, "Thinking with external representations," *AI & Society*, vol. 25, no. 4, pp. 441–454, 2010.
- [25] M. Wilson, "Six views of embodied cognition," *Psychonomic Bulletin & Review*, vol. 9, no. 4, pp. 625–636, 2002.
- [26] B. Tversky, "Cognitive maps, cognitive collages, and spatial mental models," in *Spatial Information Theory : A Theoretical Basis for GIS*, ser. Lecture Notes in Computer Science, A. U. Frank and I. Campari, Eds. Springer, 1993, vol. 716, pp. 14–24.
- [27] N. Cowan, "The magical number 4 in short-term memory : A reconsideration of mental storage capacity," *Behavioral and Brain Sciences*, vol. 24, no. 1, pp. 87–114, 2001.
- [28] H. A. Simon, *The Sciences of the Artificial*, 3rd ed. Cambridge, MA : MIT Press, 1996.
- [29] C. R. Beal and L. P. Rosenblum, "Use of an iPad app to promote improved problem solving by students with visual impairments learning geometry," *Journal of Visual Impairment & Blindness*, vol. 112, no. 6, pp. 655–668, 2018.
- [30] R. L. Klatzky and S. J. Lederman, "The intelligent hand," in *The Psychology of Learning and Motivation*, G. H. Bower, Ed. Academic Press, 1987, vol. 21, pp. 121–151.
- [31] S. J. Lederman and R. L. Klatzky, "Hand movements : A window into haptic object recognition," *Cognitive Psychology*, vol. 19, no. 3, pp. 342–368, 1987.
- [32] S. Wegwerth, C. Goncu, and K. Marriott, "KASI : A tangible kit for accessible STEM information," in *Proceedings of the 25th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility (ASSETS 2023)*. ACM, 2023, pp. 1–15.
- [33] J. J. Gibson, *The Ecological Approach to Visual Perception*. Boston, MA : Houghton Mifflin, 1979.
- [34] D. Fitzpatrick, A. Nazemi, and G. Terlikowski, "EuroMath : A web-based platform for teaching of accessible mathematics," in *Computers Helping People with Special Needs (ICCHP 2020)*, ser. Lecture Notes in Computer Science, vol. 12376. Springer, 2020, pp. 385–392.
- [35] Z. Ji, N. Lee, R. Frieske, T. Yu, D. Su, Y. Xu, and P. Fung, "Survey of hallucination in natural language generation," *ACM Computing Surveys*, vol. 55, no. 12, pp. 1–38, 2023.
- [36] R. Parasuraman and V. Riley, "Humans and automation : Use, misuse, disuse, abuse," *Human Factors*, vol. 39, no. 2, pp. 230–253, 1997.
- [37] M. T. Dzindolet, S. A. Peterson, R. A. Pomranky, L. G. Pierce, and H. P. Beck, "The role of trust in automation reliance," *International Journal of Human-Computer Studies*, vol. 58, no. 6, pp. 697–718, 2003.
- [38] M. Sadallah and B. Encelle, "The verification gap in AI accessibility : A meta-analysis of architectural paradigms and agency deficits," in *Proceedings of the 23rd International Web for All Conference (W4A'26)*. ACM, 2026.
- [39] M. Fricker, *Epistemic Injustice : Power and the Ethics of Knowing*. Oxford University Press, 2007.
- [40] C. Jung, S. Mehta, A. Kulkarni, Y. Zhao, and Y.-S. Kim, "Communicating visualizations without visuals : Investigation of visualization alternative text for people with visual impairments," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 28, no. 1, pp. 1095–1105, 2021.
- [41] M. Sadallah and B. Encelle, "Beyond additive design : An empirical taxonomy of multimodal STEM accessibility systems," in *Extended Abstracts of the CHI Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI '26)*. ACM, 2026.
- [42] K. Siuda-Krzywicka, Ł. Bóla, M. Papińska, E. Sumera, K. Jednoróg, A. Marchewka, M. W. Śliwińska, A. Amedi, and A. Caclin, "Braille in the sighted : Teaching tactile reading to sighted adults," *PLOS ONE*, vol. 11, no. 5, p. e0155394, 2016.
- [43] N. Martiniello, L. Harisanati, and W. Wittich, "Enablers and barriers encountered by working-age and older adults with vision impairment who pursue braille training," *Disability and Rehabilitation*, vol. 44, no. 11, pp. 2347–2362, 2022.

Translucidité des pictogrammes : impact des méthodes d'évaluation et du profil cognitif des usagers

Rebeka Mali, Pierrette Bouillon, Johanna Gerlach
Département de traitement informatique multilingue, FTI
Université de Genève
Genève, Suisse

rebeka.mali@unige.ch, pierrette.bouillon@unige.ch, johanna.gerlach@unige.ch

Abstract—Cette étude exploratoire compare des méthodes d'évaluation pour mesurer l'iconicité de séquences pictographiques et de pictogrammes dans le contexte du conseil pharmaceutique auprès de patients avec troubles neurodéveloppementaux (TND). Plus précisément, nous nous intéressons à la translucidité des symboles (le lien logique entre l'image et son référent médical) à travers deux méthodes d'évaluation : le choix de séquences pictographiques pour une phrase donnée et le choix de pictogramme pour la complétion de séquences à trou. Les tests, menés auprès de 42 participants (26 sans handicap, 16 avec TND), révèlent que le profil des participants influence plus les résultats que la méthode d'évaluation.

Mots clés—Communication alternative et augmentative (CAA), pictogrammes, pharmacie, troubles neurodéveloppementaux

I. INTRODUCTION

Pour la majorité d'entre nous, la communication quotidienne est un acte naturel et fluide. Cependant, pour de nombreuses personnes, celle-ci ne peut pas être assurée par le langage écrit ou parlé seul [1]. Dans le contexte des soins de santé, une communication efficace n'est pas seulement un droit du patient, mais un élément fondamental de la sécurité des soins et de la qualité de la prise en charge [1]. Dans la chaîne des soins, les pharmacies représentent un maillon critique. Le pharmacien n'y assure pas seulement la délivrance de produits, mais il joue un rôle central dans l'éducation thérapeutique, la prévention et le suivi thérapeutique [2]. Pour être efficace, le conseil officinal doit reposer sur une transmission claire d'informations souvent denses et techniques, telles que les posologies, les durées de traitement ou les contre-indications [2]. Or, l'usage prédominant du format verbal et écrit constitue une barrière pour les patients présentant des troubles neurodéveloppementaux (TND), une littératie limitée ou des barrières linguistiques, augmentant ainsi les risques de non-observance et d'accidents médicamenteux [3]. C'est pour pallier ces obstacles que l'intégration de pictogrammes devient essentielle. Loin d'être de simples illustrations, ils servent de supports cognitifs visant à traduire des concepts pharmaceutiques complexes en unités visuelles simples et mémorisables [4]. En remplaçant ou en complétant le message verbal par une séquence d'images structurée, l'objectif est de réduire la charge cognitive du patient et de sécuriser son parcours de

soin [5]. L'enjeu repose alors sur l'iconicité des symboles utilisés, c'est-à-dire leur capacité à évoquer sans ambiguïté leur référent médical [5].

L'objectif de cette étude est d'évaluer la translucidité (le degré de lien logique que l'utilisateur établit entre le symbole et son référent une fois que celui-ci lui a été explicité [5]) de séquences pictographiques fondées sur les pictogrammes ARASAAC [6]. Nous nous focalisons sur la translucidité car en pharmacie le pictogramme est toujours accompagné d'une instruction orale fournie par le professionnel [2], nous cherchons donc à voir si les pictogrammes clarifient les propos du pharmacien. Notre recherche pose deux questions principales : 1) nous voulons savoir si le type de tâche d'évaluation (choisir une séquence pictographique ou compléter un trou avec un pictogramme pour un sens donné) influence les choix faits par les participants ; 2) nous cherchons à voir si les résultats des évaluations varient selon que l'utilisateur a un TND ou non.

Dans la suite, nous dressons d'abord l'état de l'art, en nous focalisant sur la translucidité des pictogrammes et leur utilisation en pharmacie (section II) ; ensuite nous résumons la méthodologie, en expliquant le protocole et le matériel utilisé (section III) ; nous poursuivons avec la présentation des résultats et leur analyse (section IV) puis concluons en section V.

II. ÉTAT DE L'ART : ÉVALUATION DES PICTOGRAMMES

L'accessibilité des informations de santé pour les patients présentant des TND repose largement sur l'utilisation de supports visuels dont l'efficacité est dictée par leur iconicité [7]. Dans la littérature de la Communication Alternative et Augmentée (CAA), ce concept d'iconicité s'articule autour de deux dimensions fondamentales : la transparence et la translucidité [5].

La transparence définit la capacité d'un utilisateur à deviner le sens d'un symbole de manière isolée et sans aide préalable. À l'opposé, la translucidité mesure le lien logique entre l'image et son référent médical. Cette distinction est cruciale dans le domaine pharmaceutique : la terminologie médicale et les protocoles de soin sont rarement « transparents » par

nature [8]. Les concepts liés aux traitements médicamenteux sont indissociables d'un référent externe, qu'il s'agisse du contexte clinique ou de l'explication verbale fournie par le pharmacien lors de la délivrance [9]. Dès lors, l'enjeu de notre étude est de mesurer la translucidité des pictogrammes. Il s'agit d'évaluer la facilité avec laquelle le patient saisit le lien entre l'image et le conseil thérapeutique. Malgré l'utilisation internationale répandue du catalogue ARASAAC, relativement peu d'études ont examiné l'iconicité des pictogrammes dans des séquences pictographiques. Cabello et Bertola [10] ont analysé 38 pictogrammes ARASAAC avec des participants adultes, rapportant des niveaux d'iconicité suffisants, généralement supérieurs à ceux des pictogrammes équivalents de PCS [11] et Blissymbols [12]. Selon Diez [13], les pictogrammes ARASAAC présentaient une iconicité supérieure à celle des pictogrammes PCS et Blissymbols pour les trois groupes cibles évalués : adultes, enfants au développement typique et enfants atteints de troubles du spectre autistique (TSA). Luque et Morillas [10], dans une étude avec de jeunes enfants présentant un retard de langage, des troubles spécifiques du langage ou des TSA, ont montré que les 30 pictogrammes ARASAAC sélectionnés étaient non seulement plus performants que les pictogrammes PCS et Blissymbols en termes d'iconicité, mais aussi plus faciles à apprendre. Plus récemment, une étude à grande échelle a évalué la transparence et la translucidité de 1 525 pictogrammes ARASAAC [5]. Au total, 521 participants hispanophones ont accompli deux tâches : (1) générer un mot pour chaque pictogramme (transparence) et (2) noter les paires pictogramme-mot sur une échelle de 7 points (translucidité). Les résultats ont montré une transparence relativement faible mais une translucidité très élevée, les noms surpassant les verbes et les adjectifs dans les deux mesures. Pour plus de la moitié des pictogrammes (53%), les participants ont donné des noms différents de l'étiquette ARASAAC originale, bien que la plupart aient un lien sémantique [5].

Dans le cas des personnes avec une déficience intellectuelle, il est aussi souvent noté que la validité des réponses fournies lors d'entretiens est compromise par un certain nombre de biais, notamment ces personnes ont tendance à répondre « oui » quelle que soit la question posée [14]. Les recherches sur le biais d'acquiescement suggèrent qu'il peut être réduit en remplaçant le format habituel des questions « oui/non » par un format « either/or » [14]. Les études se sont historiquement concentrées sur la déficience intellectuelle mais moins fréquemment sur la catégorie plus large des troubles neurodéveloppementaux, incluant l'autisme ou le TDAH.

III. MÉTHODOLOGIE

Notre étude repose sur une évaluation de séquences pictographiques spécifiquement conçues pour le conseil pharmaceutique. Une séquence pictographique est une séquence de pictogrammes qui illustre une phrase, par exemple la phrase « Depuis quand avez-vous ces symptômes ? » est représentée de la manière suivante :

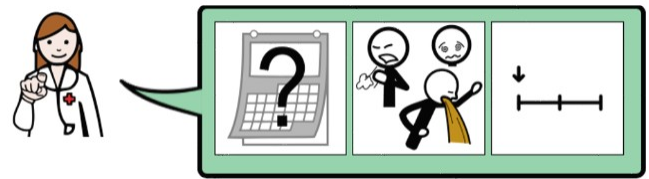


Figure 1: Représentation pictographique de la phrase « Depuis quand avez-vous ces symptômes ? »

Les séquences pictographiques de cette étude ont été produites avec le système PictoDr [15], développé dans le cadre du projet PROPICTO. PROPICTO (acronyme français signifiant PROjection du langage Oral vers des unités PICTOgraphiques) est un projet bilatéral franco-suisse, financé respectivement par l'Agence nationale de la recherche (ANR) française et le Fonds national suisse (FNS) suisse. Ce projet de recherche est mené en collaboration entre le Département de traitement informatique multilingue (TIM) de l'Université de Genève et le Groupe d'étude sur la traduction automatique et le traitement automatique des langues et de la parole (GETALP), rattaché au Laboratoire d'informatique de Grenoble (LIG) [16]. L'objectif général de PROPICTO est de créer des systèmes de traduction de la parole en pictogrammes qui convertissent une entrée vocale en français en séquences de pictogrammes, et d'améliorer ainsi l'accès à la communication pour les personnes non francophones (allophones) ou souffrant de troubles cognitifs.

A. Participants

Notre protocole d'expérimentation a impliqué 42 participants, répartis en deux groupes distincts pour permettre une analyse comparative : un groupe de contrôle composé de 26 personnes sans handicap déclaré, et un groupe de 16 personnes présentant un TND, incluant des profils d'autisme, de TDAH ou de dyslexie (cf. Table I).

Table I: Répartition et profil des participants à l'étude

Groupe	<i>n</i>
Sans handicap	26
TND	16
Autisme	10
TDAH	5
Dyslexie	1
Total	42

B. Procédure et Matériel

Les participants ont effectué successivement trois tâches d'évaluation sous forme de jeux :

- 1) **Choix de séquence** : sélection de la séquence la plus claire parmi deux propositions. La figure 2 illustre les deux options pour la phrase « Venez-vous de commencer un traitement avec des médicaments ? »

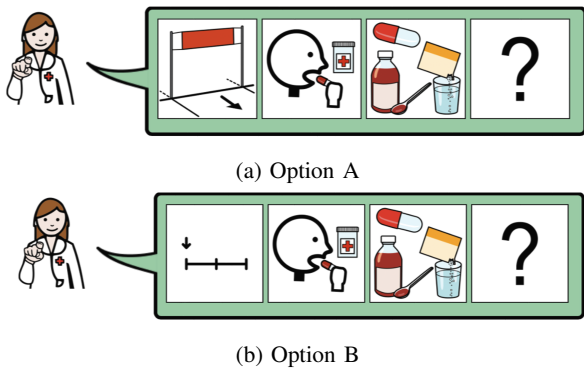


Figure 2: Options A et B proposées pour la phrase « Venez-vous de commencer un traitement avec des médicaments ? » pour la tâche de choix de séquence

2) **Complétion** : choix d'un pictogramme pour compléter une séquence à trou. La figure 3 présente un exemple de séquence à trou pour la phrase « Venez-vous de commencer un traitement avec des médicaments ? » et la figure 4 les deux options proposées pour la compléter.

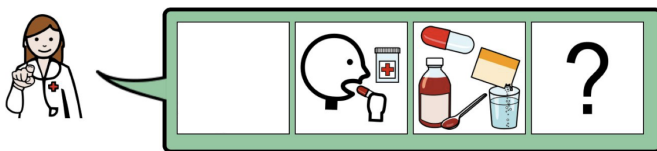


Figure 3: Séquence à trou pour la phrase « Venez-vous de commencer un traitement avec des médicaments ? »

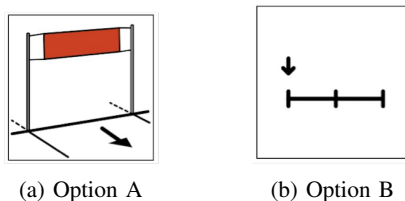


Figure 4: Options A et B proposées pour compléter la séquence pour la phrase « Venez-vous de commencer un traitement avec des médicaments ? » pour la tâche de complétion

3) **Classement** : ordonnancement de six séquences représentant une même question, de la plus compréhensible à la moins compréhensible.

Le matériel se composait de 12 phrases types permettant de tester plusieurs variables :

- utilisation de pictogrammes différents pour un même concept (figure 5).

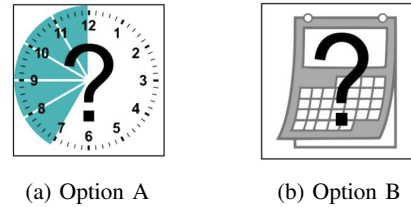


Figure 5: Pictogrammes pour le concept « Depuis quand »

- utilisation de plusieurs pictogrammes simples ou d'un seul pictogramme complexe pour représenter un concept (figure 6).

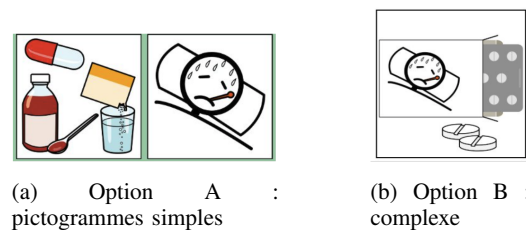


Figure 6: Plusieurs pictogrammes simples ou un pictogramme complexe pour le concept de « Médicament contre la fièvre »

- représentation de la temporalité par un pictogramme spécifique ou par l'ordre des pictogrammes dans la séquence (figure 7).

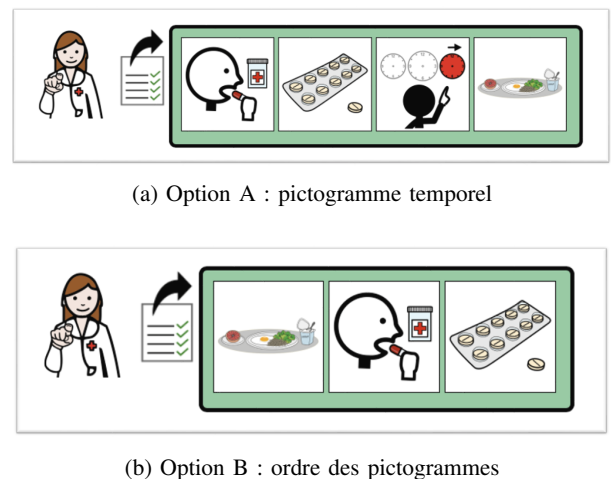
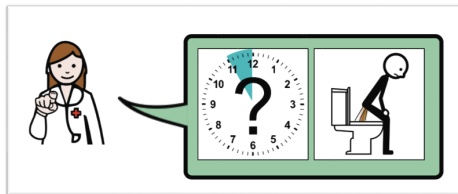


Figure 7: Pictogramme temporel ou ordre des pictogrammes pour le concept « Après le repas »

- ajout d'un pictogramme pour représenter le sujet des phrases interrogatives (« vous ») (figure 8).
- ajout d'un pictogramme pour l'adjectif « similaire » (figure 9).

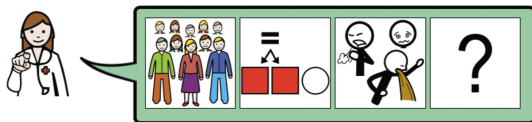


(a) Option A : avec le pictogramme « vous »

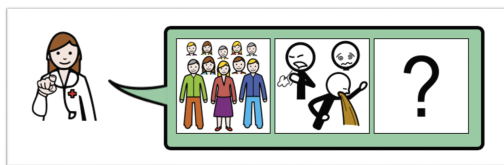


(b) Option B : sans le pictogramme « vous »

Figure 8: Ajout d'un pictogramme pour représenter le sujet des phrases interrogatives (« vous »)



(a) Option A : avec le pictogramme « similaire »



(b) Option B : sans le pictogramme « similaire »

Figure 9: Ajout du pictogrammes « similaire » dans la séquence

- représentation des phrases interrogatives en pictogrammes (les variantes sont visibles dans l'annexe A)

La table II récapitule le nombre de phrases et les variables de l'évaluation. Afin de proposer des tâches courtes et au vu du nombre inégal de participants dans les deux groupes, nous avons appliqué un plan expérimental inter-sujets. Chaque participant a ainsi évalué 5 phrases, selon la distribution suivante :

- 1) Choix de séquence : 2
- 2) Complétion : 2
- 3) Classement : 1

Au total, l'étude a permis de recueillir 210 réponses (5 × 42).

L'annexe A présente un exemple détaillé d'une session avec un participant.

Table II: Nombre total de phrases différentes incluses dans l'évaluation pour chaque tâche et chaque variable

	Tâches			
	Choix séq.	Compl.	Clas.	Total
Dif. pictogrammes	5	7	-	12
Simple vs complexe	3	5	-	8
Temps : ordre vs picto	2	-	-	2
Picto « vous »	1	-	-	1
Picto « similaire »	1	-	-	1
Représentation question	-	-	1	1
Total par tâche	12	12	1	

C. Métrique d'évaluation

Pour répondre à nos deux questions de recherche, nous avons établi un calcul de taux d'accord. Pour chaque phrase au sein de chaque tâche, nous avons identifié l'option (A ou B) qui a été sélectionnée majoritairement au sein de chaque groupe. Le calcul de l'accord (inter-tâches et inter-groupes) est alors binaire :

- Accord : si les deux groupes choisissent la même option pour une phrase donnée.
- Désaccord : si les options diffèrent.

Le taux d'accord (T) est calculé comme le rapport entre le nombre de phrases où on observe un accord (n) sur le nombre total de phrases testés (N) :

$$T = \frac{n}{N} \tag{1}$$

IV. RÉSULTATS ET ANALYSE

L'analyse des résultats se fait en trois étapes. Dans un premier temps, nous étudions l'impact du type d'évaluation (accord inter-tâche) et des groupes (accord inter-groupe) sur le choix des séquences pictographiques et des pictogrammes ; ensuite, nous analysons l'impact des variables ; enfin, nous concluons avec des observations qualitatives sur les données recueillies.

A. Impact des tâches et des groupes

La table III présente l'accord inter-tâches (taux d'accord entre choix de séquence et complétion pour un même groupe) et l'accord inter-groupes (taux d'accord entre sans handicap et TND pour une même tâche).

Table III: Accord inter-tâche et inter-groupe

Type d'Accord	Taux d'accord
Inter-Tâches	
Sans Handicap (Séq. vs Compl.)	71 %
TND (Séq. vs Compl.)	71 %
Inter-Groupes	
Tâche de choix de séquence (Sans hand. vs TND)	71 %
Tâche de complétion (Sans hand. vs TND)	43 %

- Accord Inter-Tâches : les deux groupes obtiennent chacun un taux d'inter-accord de 71% entre les deux tâches de

choix de séquence et de complétion. Ces chiffres suggèrent que la méthode d'évaluation n'a pas d'influence sur les résultats indépendamment du groupe.

- **Accord Inter-Groupes:** le taux plus bas d'accord pour la complétion que pour le choix de séquence (43% vs 71%) montre qu'en tâche de complétion, les deux groupes ne s'accordent pas sur le « meilleur » pictogramme, ce qui suggère que cette tâche conduit à plus de divergences de jugement.

B. Impact des variables

Nous décrivons dans cette section l'impact des autres variables, cf. table II:

- **Ordre des pictogrammes vs Pictogramme pour représenter le temps :** pour exprimer « avant » ou « après », l'ordre des pictogrammes est largement préféré à l'ajout d'un pictogramme temporel explicite (consensus total 5/5 et 2/2 pour « après » pour les deux groupes).
- **Éléments facultatifs :** les deux groupes s'accordent sur le fait que l'omission des pictogrammes pour le pronom sujet (« Vous ») et le qualificatif (« Similaire ») ne nuit pas à la clarté, préférant les séquences plus courtes.
- **Représentation des phrases interrogatives :** le classement montre que le point d'interrogation placé à la fin de la séquence est unanimement jugé comme le plus clair.

C. Autres observations

Nous avons constaté une différence au niveau de la convergence entre les concepts. Pour le pictogramme concret « Poids », l'accord est presque unanime pour les deux tâches. Le groupe sans handicap choisit toujours le même pictogramme (6/6 en séquence, 3/4 en complétion). De manière similaire, le groupe avec TND montre un accord parfait, conservant le même choix dans les deux types de tâches. Cette convergence suggère que pour des concepts concrets, la translucidité du symbole est indépendante de la méthode d'évaluation. En revanche, le pictogramme pour le concept abstrait « Commencer » montre une tendance inverse. Alors que le groupe sans handicap change d'avis selon la tâche (3/4 préfèrent un pictogramme lors du choix de séquence alors que 4/6 préfèrent l'autre pictogramme dans la tâche de complétion), le groupe avec TND tend à être plus constant dans ses choix (3/3 et 1/1 préfèrent toujours le même pictogramme dans les deux tâches). Cette divergence entre les deux groupes pour le concept abstrait suggère que la tâche de complétion exige une analyse plus rigoureuse. Là où une séquence permet une compréhension par le contexte, la complétion isole le symbole et demande une réflexion sur celui-ci.

L'étude révèle également des divergences importantes entre les populations en ce qui concerne les pictogrammes complexes et les pictogrammes simples : pour les médicaments contre la fièvre ou la diarrhée, les deux groupes s'accordent dans la tâche de choix de séquence sur le pictogramme simple. Cependant, en complétion, le groupe sans handicap a tendance à choisir le pictogramme complexe, alors que le groupe TND reste fermement attaché à des pictogrammes simples (4/4

pour le médicament contre la fièvre). Le groupe TND semble ainsi privilégier une correspondance directe « une image = un concept », même si celle-ci implique une séquence plus longue.

V. DISCUSSION ET CONCLUSION

Notre étude aboutit aux conclusions suivantes :

Accord inter-tâche : la tâche de complétion a conduit à plus de divergence entre les groupes. Elle forcerait l'utilisateur à réfléchir au sens précis du pictogramme pour terminer une phrase.

Accord inter-groupe : les deux groupes montrent le même taux d'accord (71 %) entre les deux tâches. Cependant, ce ne sont pas les mêmes pictogrammes qui sont concernés : le groupe sans handicap n'est par exemple pas constant dans le choix des concepts abstraits comme « Commencer »; le groupe avec TND reste plus constant, ce qui montre une dépendance plus forte à l'image elle-même plutôt qu'au type d'exercice proposé.

Préférence pour les pictogrammes simples : le groupe sans handicap préférerait des pictogrammes complexes qui combinent plusieurs concepts. Au contraire, le groupe TND préférerait les pictogrammes simples (une seule idée par image).

Ces résultats préliminaires suggèrent que le groupe a une influence sur les résultats et qu'il est donc nécessaire de travailler avec tous les groupes cibles. Par contre, ils montrent que le type de tâche n'a pas d'influence sur les résultats pour le groupe TND, ce qui devra être confirmé par des études ultérieures.

VI. LIMITES

L'étude est un test pilote qui vise avant tout à déterminer la méthode d'évaluation la plus appropriée pour identifier les meilleures séquences pictographiques et les pictogrammes pour un sens donné selon le groupe cible. Vu sa nature exploratoire, le nombre de participants varie par tâche et par groupe, ce qui rend difficile toute interprétation statistique. Il serait aussi nécessaire d'étudier l'impact de chaque trouble séparément.

REFERENCES

- [1] D. Beukelman and P. Ray, "Communication supports in pediatric rehabilitation," *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, vol. 3, no. 4, pp. 279–288, November 2010, accessed: Aug. 19, 2025. [Online]. Available: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.3233/PRM-2010-0139>
- [2] R. Dowse, "Pharmacists, are words enough? the case for pictograms as a valuable communication tool," *Research in Social and Administrative Pharmacy*, vol. 17, no. 8, pp. 1518–1522, August 2021.
- [3] A. Cristian *et al.*, "Safety considerations for patients with communication disorders in rehabilitation medicine settings," *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, vol. 23, no. 2, pp. 343–347, May 2012.
- [4] C. Tijus, J. Barcenilla, B. C. de Lavalette, and J.-G. Meunier, "Chapter 2: The design, understanding and usage of pictograms," in *Visual Information Communication*. Brill, 2007.
- [5] E. Díez, A. M. Díez-Álamo, M. A. Alonso, D. Z. Wojcik, and A. Fernandez, "Transparency and translucency indices for 1,525 pictograms from the aragonese portal of augmentative and alternative communication," *Frontiers in Psychology*, vol. 15, October 2024.

[6] Arasaac. Accessed: Aug. 19, 2025. [Online]. Available: <https://arasaac.org/>

[7] H. Sletvold, L. A. B. Sagmo, and E. A. Torheim, "Impact of pictograms on medication adherence: A systematic literature review," *Patient Education and Counseling*, vol. 103, no. 6, pp. 1095–1103, June 2020.

[8] R. Vaillancourt, C. Khoury, and A. Pouliot, "Validation of pictograms for safer handling of medications: Comprehension and recall among pharmacy students," *The Canadian Journal of Hospital Pharmacy*, vol. 71, no. 4, pp. 258–266, 2018.

[9] C. Sorfleet, R. Vaillancourt, S. Groves, and J. Dawson, "Design, development and evaluation of pictographic instructions for medications used during humanitarian missions," *Canadian Pharmacists Journal*, vol. 142, no. 2, pp. 82–88, March 2009.

[10] F. Cabello Luque and C. Mazón Morillas, "Iconicidad y facilidad de aprendizaje de los símbolos pictográficos arasaac," *Revista de Logopedia, Foniatría y Audiología*, vol. 38, no. 3, pp. 95–104, July 2018.

[11] Tobii Dynavox, "Picture communication symbols (pcs)," 2024.

[12] Blissymbolics Communication International, "Blissymbolics Resources," <https://www.blissymbolics.org/>, 2024, consulté le 21 février 2024.

[13] E. Diez, M. A. Alonso, N. Rodríguez, and A. Fernandez, "Free-association norms for a large set of words in spanish," 2018.

[14] W. M. Finlay and E. Lyons, "Acquiescence in interviews with people who have mental retardation," *Mental retardation*, vol. 40, no. 1, pp. 14–29, 2002.









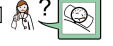







[15] Projet PROPICTO, "pictodr - traduction en pictogrammes pour la communication médicale," <https://propicto.demos.unige.ch/pictodrclient/>, Université de Genève, 2026, consulté le 19 janvier 2026.

[16] Université de Genève, "Propicto," <https://propicto.unige.ch/>, 2026, projet de recherche interfacultaire (FTI et Faculté de Médecine).

APPENDIX

Session 1

Handicap _____ Age _____ Encadrant _____

Type de jeu	Phrase testée	Réponse	Observation
Choisis la meilleure séquence	Venez-vous de commencer un traitement avec des médicaments ?	<input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/> 	
Choisis la meilleure séquence	Depuis quand avez-vous la diarrhée ?	<input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/> 	
Phrase à trou	Prenez 1 comprimé le soir pendant 10 jours	<input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/> 	
Phrase à trou	Vous pesez combien ?	<input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/> 	
Classement		<input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/> 	<input type="checkbox"/>  <input type="checkbox"/> 

Session : Inclusion sociale

Président de session : Frédéric Bousefsaf

Ateliers d'écriture narrative comme technologie d'assistance psychosociale: de l'interaction à l'adaptation mutuelle pour le rétablissement et l'autonomie dans le handicap psychique

Karine Gros, Jim Barachin, Anaïd Maroutian
Chaire Handicap, Emploi et Santé au travail - Fondation
Université Paris-Est Créteil
UPEC (Faculté de santé de Créteil); Inserm IMRB,
SENCODE Team, U955
Créteil, France
Karine.gros@u-pec.fr

Deborah Ducasse, Martin Leurent
Chaire Identification correcte de soi - Fondation Université
de Montpellier
Centre de Thérapies Troubles de l'Humeur et
Émotionnels/Borderline, La Colombière, CHU Montpellier
Institut de génomique fonctionnelle
(CNRS/INSERM/Université de Montpellier)
Montpellier, France

Résumé - Le handicap psychique, notamment le trouble borderline, altère l'autonomie et la vie sociale. L'article défend une vision du rétablissement centrée sur l'identité, le sens et le pouvoir d'agir, au-delà des symptômes. Il présente la réécriture autobiographique en ateliers d'écriture narrative comme une technologie d'assistance psychosociale, avec un cadre théorique, des mécanismes de changement et un essai randomisé en TCC de 3e vague. Les premiers résultats suggèrent une hausse de l'agentivité et une amélioration attendue du fonctionnement social et d'indicateurs identitaires, avec des perspectives d'application pour l'inclusion et la QVCT

Mots-clés—Handicap psychique ; trouble borderline ; rétablissement ; identité narrative ; ateliers d'écriture ; technologies d'assistance ; adaptation mutuelle ; maintien dans l'emploi ; QVCT.

I. INTRODUCTION

La manière dont les technologies d'assistance se construisent dans l'interaction et s'ajustent à l'utilisateur en situation est une problématique, historiquement portée par l'Interaction Humain-Machine, l'ergonomie et la conception centrée utilisateur. Cependant, cette problématique s'étend aujourd'hui à des dispositifs non uniquement matériels ou numériques. Dans le champ du handicap psychique, les obstacles à l'autonomie tiennent certes à des symptômes, mais aussi à des barrières relationnelles, organisationnelles et symboliques : stigmatisation, perte d'affiliation, difficultés de projection, discontinuités biographiques, et fragilisation des compétences nécessaires à la participation sociale et professionnelle (Goffman, 1963; Link & Phelan, 2001; Corrigan, 2004).

Au sein de la Chaire Handicap, Emploi et Santé au travail de la Fondation de l'Université Paris-Est Créteil (Titulaire : Karine Gros) et de la Chaire Identification correcte de soi de la Fondation Université de Montpellier (Titulaire : Deborah Ducasse), nous proposons d'aborder les ateliers d'écriture

narrative (AEN) comme une technologie d'assistance psychosociale : un dispositif collectif instrumenté (consignes, supports, temporalités, règles de sécurité, modalités de retour) qui vise à soutenir des capacités fonctionnelles-clés (auto-compréhension, mentalisation, régulation, communication, planification) par un travail sur l'acceptation ou accueil des émotions associées à certains épisodes clés du récit du soi, puis, la structure et la valence émotionnelle associées à ces épisodes. Cette proposition ne « technicise » pas la subjectivité ; elle rend explicite la dimension de conception du dispositif et ses paramètres d'adaptation (dose, progression, niveau d'exposition, modalités de feedback), afin de permettre une évaluation scientifique et un transfert vers des contextes d'usage (soin, formation, travail). Cette approche s'inscrit dans une logique de conception centrée utilisateur appliquée aux dispositifs psychosociaux. L'assistance ne repose pas ici sur une compensation technique du déficit, mais sur une transformation des possibilités d'action et de participation sociale.

Notre objectif est triple : (1) présenter les fondements théoriques qui justifient l'écriture narrative comme levier de rétablissement identitaire et social – rationnel du protocole soumis au CPP pour l'essai contrôlé randomisé déjà bien construit ; (2) modéliser l'AEN comme dispositif d'assistance basé sur l'interaction et l'adaptation mutuelle ; (3) présenter, en ouverture, un programme de projets de recherche centrés sur des ateliers d'écriture narrative à destination des entreprises et ministères.

II. ÉTAT DE L'ART ET CADRE THEORIQUE

A. Handicap psychique, autonomie et participation : une lecture interactionnelle

La Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé (ICF/OMS) définit le handicap comme

le résultat d'une interaction entre fonctions/structures, activités, participation et facteurs contextuels. Cette conception déplace la question de la « déficience » vers celle des situations de vie : l'autonomie se construit à l'interface entre capacités, environnements, aménagements et supports. Dans cette perspective, une technologie d'assistance peut être comprise comme tout dispositif - matériel, numérique, organisationnel ou psychosocial - qui réduit des barrières et soutient une participation choisie. Dans cette perspective, l'autonomie ne peut être réduite à une propriété individuelle ; elle émerge d'une interaction dynamique entre sujet, récit et environnement.

B. Rétablissement personnel : CHIME et ses enjeux dans les troubles de la personnalité

Les modèles contemporains du rétablissement distinguent amélioration clinique et rétablissement personnel. Le cadre CHIME (Connexion, Espoir, Identité, Sens, Empowerment) met en évidence des processus transversaux ; dans le handicap psychique, l'identité narrative (se reconnaître dans une histoire vivable) et l'empowerment (pouvoir d'agir, statut d'auteur de sa trajectoire) sont structurants car ils conditionnent la reprise d'initiatives et la stabilisation de rôles sociaux (Slade, 2009; Leamy et al., 2011). Le rétablissement personnel implique la possibilité de redevenir auteur de sa trajectoire malgré la persistance éventuelle des symptômes.

L'identité narrative s'inscrit dans un ensemble plus large de formes identitaires, dont certaines sont préverbales : l'expérience affective peut précéder sa mise en mots (p. ex., ressentir l'anxiété avant de pouvoir l'énoncer).

Dans le trouble de la personnalité borderline, l'enjeu clinique initial consiste moins à réorganiser cognitivement les événements qu'à transformer l'identité affective et la posture subjective vers un sentiment de sécurité intérieure, en développant une capacité de contenance et d'accueil émotionnel. Sans entraînement préalable de cette compétence (p. ex., dans un essai contrôlé randomisé de six mois), la révision de la structure narrative et de la valence des épisodes biographiques demeure limitée, avec maintien de modes défensifs (lutte, justification, rigidification interprétative) et de convictions identitaires figées.

Ainsi, l'objectif n'est ni de nier l'événement ni de modifier rétroactivement les émotions passées, mais de transformer la manière dont l'expérience est racontée et reconfigurée au présent, sans positivisme artificiel, afin de permettre une élaboration pouvant soutenir apprentissage, connexion empathique et puissance créatrice. Les processus narratifs étudiés participent à une reprise de pouvoir interprétatif sur les événements de vie.

C. Identité narrative et rupture biographique : pourquoi le récit compte pour l'autonomie

Dans la tradition herméneutique, l'identité peut être décrite comme une continuité temporelle construite par la mise en récit : sélection d'événements, mise en intrigue, attribution de causalités et articulation entre valeurs et actions. La sociologie de la maladie chronique a montré que certains événements de

santé provoquent une rupture biographique, où les évidences de soi et du futur se désorganisent. Dans le handicap psychique, cette rupture est souvent aggravée par la stigmatisation et la disqualification sociale, produisant des récits de soi appauvris (honte, échec, dangerosité) ou polarisés (Ricœur, 1983 ; Link & Phelan, 2001; Corrigan, 2004). Le travail autobiographique permet de restaurer une continuité biographique fragilisée par les expériences de stigmatisation et de rupture sociale.

L'intérêt d'un travail narratif est de rendre cette continuité reconfigurable : l'écriture externalise, ralentit, rend revisable, et autorise la pluralisation des points de vue (témoin, acteur, survivant, apprenant). Le récit devient alors un objet d'intervention : on peut agir sur sa structure (temporalité, cohérence), sur la position énonciative (agentivité, responsabilité), et sur la valence affective (honte, colère, compassion) (White & Epston, 1990).

D. Écriture thérapeutique et interventions narratives : niveaux de preuve et mécanismes plausibles

La littérature sur l'écriture expressive suggère que la mise en mots d'expériences émotionnelles peut être associée à des effets modestes mais robustes sur certains indicateurs de santé et de bien-être, via des mécanismes d'intégration cognitive et d'élaboration affective (Sloan et al., 2023). Cependant, les AEN se distinguent de protocoles expérimentaux courts : ils sont collectifs, dialogiques, et orientés vers la construction d'un récit partageable plutôt que vers la seule catharsis. Les interventions narratives (exposition narrative, révision de vie, thérapies centrées récit) partagent l'hypothèse que la reconfiguration du sens et de la cohérence autobiographique peut soutenir une diminution de la détresse, une augmentation de l'agentivité et une meilleure capacité de projection (Pennebaker & Beall, 1986; Smyth, 1998; Frattaroli, 2006; Baikie & Wilhelm, 2005; Nyssen et al., 2016). Les interventions « par écrit » présentent un intérêt pragmatique en santé mentale, dans la mesure où l'écriture constitue un outil simple, accessible et peu coûteux, susceptible d'augmenter la capacité de prise en charge à ressources professionnelles constantes (Mugerwa and Holden, 2012). Dans ce cadre, la thérapie par exposition écrite — consistant à écrire librement pensées et émotions liées à un souvenir traumatique sans réinterprétation ultérieure — est aussi efficace que l'exposition prolongée pour réduire les symptômes de stress post-traumatique, avec une meilleure adhésion (Sloan et al., 2023).

Toutefois, il ne suffit pas d'« écrire » : l'écriture n'est pertinente que si elle produit un changement de perception fonctionnelle sur soi, source d'apaisement. La transformation du récit autobiographique constitue un levier potentiel de reconfiguration du rapport à soi, aux autres et au monde social. À ce titre, une distinction doit être faite entre les bénéfices possibles de la thérapie par exposition écrite ou écriture expressive (expression libre autour d'un souvenir traumatique) et ceux d'approches centrées sur la réécriture, qui visent à retravailler les souvenirs afin de construire une histoire autobiographique plus cohérente, résiliente, apaisée et valorisante. Plusieurs méta-analyses soutiennent l'efficacité de la thérapie d'exposition narrative sur la symptomatologie post-

traumatique et dépressive, avec des effets pouvant persister jusqu'à un an (Siehl et al., 2021; Raghuraman et al., 2021). L'hypothèse mécanistique sous-jacente est que l'histoire qu'une personne se raconte d'elle-même influence fortement son expérience présente et son bien-être, et que la réécriture peut constituer un acte créatif de relecture des épisodes de vie douloureux, remplaçant une mémoire « fixe » de l'épisode par une mémoire « évolutive » plus fonctionnelle.

Enfin, soulignons une condition déterminante d'efficacité clinique : un encadrement structuré est requis pour favoriser des changements de perspective pertinents plutôt que renforcer des schémas dysfonctionnels ; une revue systématique et méta-analyse montre l'absence de bénéfice de l'écriture thérapeutique lorsqu'elle est pratiquée de façon individuelle et non cadrée, alors que des bénéfices apparaissent lorsque le processus est encadré (Nyssen et al., 2016).

E. Spécificités du trouble borderline : identité, honte, mentalisation et fonctionnement social

Le trouble de la personnalité borderline constitue un enjeu majeur de santé publique, compte tenu de la charge qu'il représente pour la société et pour les personnes concernées. Il s'accompagne d'une souffrance psychique intense, avec retentissement possible sur l'entourage et les professionnels, souvent confrontés à un manque de ressources spécifiques. Fréquent, sévère et invalidant, il est associé à des relations interpersonnelles instables et à une forte intensité émotionnelle. Sur le plan socio-professionnel, il est corrélé à une fragilisation du soutien familial et social, ainsi qu'à des difficultés d'accès et de maintien dans l'emploi, se traduisant par une réussite sociale moindre, des revenus plus faibles, une exposition accrue au chômage et un risque de précarité. Sur le plan thérapeutique, les approches médicamenteuses n'ont pas démontré d'efficacité spécifique (Paton et al., 2015). La prise en charge de référence repose sur des psychothérapies structurées, notamment les TCC de « troisième vague », intégrant la méditation et des compétences de régulation émotionnelle (Stoffers-Winterling et al., 2022). En France, ces interventions restent peu disponibles, car délivrées par un nombre limité d'équipes. Conduites de façon approfondie, elles favorisent une familiarisation progressive, via la pratique méditative, avec une représentation de soi plus résiliente, compatissante et créative.

Les personnes présentant un trouble borderline sont fréquemment surexposées à des événements de vie douloureux, notamment des traumatismes précoces, susceptibles d'altérer la mémoire autobiographique et d'entretenir une représentation de soi dévalorisée (indignité, difficulté à se sentir digne d'être accepté et aimé). La vulnérabilité à la honte et l'instabilité du concept de soi contribuent à l'émergence de récits autobiographiques auto-dévalorisants. L'instabilité identitaire est centrale : fluctuations des représentations de soi, faible clarté du concept de soi, vulnérabilité à la honte et dépendance à l'évaluation d'autrui. Les difficultés de mentalisation et la dysrégulation affective peuvent produire des récits autobiographiques fragmentés, saturés d'affects ou rigidifiés autour de scénarios

relationnels (abandon, intrusion, disqualification), avec retentissement sur le fonctionnement social au-delà des symptômes. Cibler la narration de soi devient alors un levier plausible pour renforcer flexibilité psychologique, autocompassion et capacité à habiter des rôles sociaux (American Psychiatric Association, 2022; Campbell et al., 1996; Tangney & Dearing, 2002).

Dans cette perspective, nous formulons l'hypothèse que des ateliers de réécriture autobiographique pourraient améliorer le fonctionnement socio-professionnel en agissant sur la transformation identitaire.

F. De l'interaction à l'adaptation mutuelle : une grille technologique pour les dispositifs psychosociaux

L'appréhension des ateliers d'écriture narrative sous le prisme des technologies d'assistance marque une rupture épistémologique nécessaire, permettant de passer d'une vision strictement clinique du soin à une modélisation ergonomique et systémique. Parler de technologie d'assistance dans ce contexte implique de préciser rigoureusement les paramètres d'une grille technologique appliquée au psychisme et au lien social, en dépassant la simple compensation pour viser l'autonomie en situation. Le dispositif agit comme une interface socio-technique permettant une adaptation mutuelle entre les capacités du sujet et les exigences de l'environnement social et professionnel.

Il convient d'abord de définir l'objet de l'assistance, qui s'étend ici des capacités fonctionnelles à la participation sociale. Conformément au modèle biopsychosocial de la Classification Internationale du Fonctionnement (CIF/OMS), l'assistance ne vise pas uniquement à pallier un déficit, mais à rendre possible l'activité. Au niveau des fonctions, le dispositif supplée aux défaillances de la mentalisation et de la régulation émotionnelle, fréquemment altérées dans le trouble borderline, en offrant un étayage cognitif externe là où la narration interne est fragmentée ou saturée d'affects. Au niveau de la participation, l'objet assisté est la capacité à soutenir une interaction sécurisée et à habiter un rôle social valorisé (auteur, pair, auditeur), constituant un prérequis indispensable au maintien en emploi et à l'inclusion sociale. L'assistance s'opère via une instrumentation précise de l'interaction, structurant l'atelier comme une interface technique entre le sujet et son vécu. Cette opérativité repose sur une architecture composée de consignes graduées, qui agissent comme des algorithmes directionnels pour l'attention, et de supports matériels (carnets, écrits) qui permettent d'externaliser la pensée pour la rendre tangible et révisable. Le feedback y joue un rôle central : contrairement à une conversation ordinaire, il est paramétré pour fournir non un jugement, mais une information technique sur la structure narrative et l'énonciation. Ce mécanisme de rétroaction permet à l'utilisateur de calibrer sa communication et d'objectiver l'effet de son récit sur autrui, transformant l'expérience subjective en un objet de travail partageable. Enfin, la spécificité de cette technologie réside dans la dynamique d'adaptation mutuelle, qui renvoie à un processus de double apprentissage systémique. D'une part, le dispositif doit faire preuve de modularité en ajustant ses paramètres

d'exigence et de soutien — tels que le niveau d'exposition intime ou la complexité narrative — en réponse aux signaux d'acceptabilité émis par les participants (signes de détresse, dissociation, fatigue). D'autre part, l'utilisateur développe de véritables compétences d'usage : il ne se contente pas de recevoir le soin, mais apprend à instrumentaliser le cadre (règles de confidentialité, droit au retrait) pour réguler sa propre sécurité psychique. Appliquée aux AEN, cette grille permet ainsi de décrire un espace de conception en ancrant l'intervention dans une modélisation rigoureuse des interactions humain-dispositif-environnement au service de l'éthique et de la qualité de vie.

III. MODELISATION DES ATELIERS D'ECRITURE NARRATIVE COMME TECHNOLOGIE D'ASSISTANCE

A. Définition opératoire et architecture du dispositif

Nous définissons un atelier d'écriture narrative comme un dispositif psychosocial structuré visant la transformation des récits de soi et d'expérience, par alternance de production textuelle, lecture partagée et élaboration collective. En tant que technologie d'assistance, il comprend : (1) une couche d'interaction (écriture–lecture–partage–feedback) ; (2) des règles et une sécurité (confidentialité, non-jugement, droit au retrait, cadrage de l'exposition) ; (3) une instrumentation (consignes graduées, supports, temporalités, grilles de feedback, médiations) ; (4) une adaptation (dose, rythme, profondeur selon l'état et les objectifs).

Dans les ateliers de réécriture fondés sur le RCT, la méditation occupe une place au moins équivalente à la réécriture : le changement recherché implique d'abord une transformation affective de la narration, ensuite stabilisée mnésiquement par l'écriture. L'écriture sert d'ancrage et d'intégration d'un déplacement subjectif déjà vécu ; sans modification affective préalable en méditation, la réécriture devient peu opérante, vécue comme artificielle et non authentique. Ainsi, la méditation apparaît comme condition d'accès à une reconfiguration incarnée du soi, sans laquelle la réécriture reste déclarative, fragile et psychologiquement peu crédible.

B. Mécanismes postulés du changement : une chaîne plausible

Nous proposons une chaîne mécanistique en quatre familles: (1) cohérence autobiographique (mise en intrigue, continuité temporelle, attribution de causalité), (2) mentalisation et perspective-taking (pluralisation des points de vue, reconnaissance des états mentaux), (3) reconfiguration affective (nomination, tolérance, transformation de la honte), (4) déstigmatisation et agentivité (récits moins auto-déqualifiants, émergence d'un futur plausible). Ces mécanismes sont attendus comme médiateurs entre l'expérience de l'atelier (interaction, feedback, reconnaissance) et des issues plus fonctionnelles (participation sociale, maintien dans l'emploi, QVCT) (Tangney & Dearing, 2002; Link & Phelan, 2001; Corrigan, 2004).

C. Interaction et feedback : ce qui fait interface

L'atelier agit comme une interface entre vécu et environnement : la consigne cadre l'attention (quoi raconter), l'écriture externalise (mettre à distance), la lecture partagée transforme la signification (être entendu, être reconnu) et le feedback soutient des opérations spécifiques (clarification, cohérence, nuance, point de vue). Le feedback est cadré pour éviter l'évaluation esthétique et privilégier des retours sur l'énonciation (ce que le texte fait apparaître), la structure (temporalité, intrigue) et la résonance (ce que le texte fait à l'autre).

D. Adaptation mutuelle : règles d'ajustement, sécurité et acceptabilité

L'adaptation porte sur plusieurs paramètres : (1) niveau d'exposition autobiographique (du descriptif au plus intime), (2) complexité narrative (événement isolé vs séquence intégrée), (3) degré de dialogue (lecture facultative, modalités de partage), (4) charge émotionnelle (consignes de régulation, pauses, ressource), (5) orientation vers le futur (projection graduée). L'animateur ajuste ces paramètres à partir de signaux d'acceptabilité (détresse, dissociation, évitement) et de la trajectoire du groupe. Réciproquement, les participants apprennent à reconnaître leurs limites, à demander une modulation, et à utiliser le cadre comme ressource (droit au retrait).

E. Déclinaisons e-service et compatibilité avec l'évaluation en contexte d'usage

Sans être un prérequis, une déclinaison numérique peut étendre la continuité d'assistance : carnet sécurisé, rappels de consignes, modules de régulation, et suivi longitudinal. Dans l'esprit de l'IFRATH, l'enjeu n'est pas la numérisation pour elle-même, mais l'alignement avec l'usage : accessibilité, sécurité des données, et évaluation écologique. Des mesures brèves (auto-évaluations avant/après séance, EMA) peuvent documenter l'acceptabilité et la dose reçue, et soutenir une personnalisation prudente.

IV. METHODOLOGIE : ESSAI CONTROLE RANDOMISE - PLAN ET VARIABLES

L'essai randomisé est conçu comme un add-on au suivi habituel (groupe de maintien des compétences apprises en TCC de 3^e vague). La randomisation répartit les participants en deux groupes : (i) ateliers d'écriture aspécifiques (contrôle actif) et (ii) ateliers de réécriture autobiographique (intervention). Le critère principal est le questionnaire de fonctionnement social (QFS, proxy de l'insertion socio-professionnelle) entre pré- et post-intervention, avec suivis à 3 et 6 mois. Les mesures secondaires couvrent fonctionnement socio-professionnel, stress au travail, satisfaction de vie, clarté du concept de soi, estime de soi, honte, solitude et symptômes borderline. L'objectif est d'évaluer une synergie sur des cibles identitaires et fonctionnelles (Rosa et al., 2007).

A. Analyse

La stratégie d'analyse repose sur une approche confirmatoire visant à évaluer l'efficacité de l'intervention sur

le fonctionnement social et les dimensions identitaires. Les analyses statistiques des critères de jugement sont réalisées prioritairement en intention de traiter (ITT). Une analyse de sensibilité sur la population per protocole est également conduite afin d'éprouver la robustesse des résultats. Préalablement aux analyses inférentielles, une analyse descriptive des caractéristiques sociodémographiques et cliniques initiales est effectuée au sein de chaque bras pour s'assurer de la comparabilité des groupes à l'inclusion. Concernant le critère de jugement principal, la variation absolue du score de fonctionnement social (QFS) entre la pré-intervention et la post-intervention immédiate est comparée entre le groupe expérimental (réécriture autobiographique) et le groupe contrôle (écriture aspécifique). Cette comparaison est réalisée à l'aide d'une analyse de covariance (ANCOVA), ajustée sur la valeur de base du QFS ainsi que sur les variables de stratification retenues pour la randomisation (genre et classe d'âge). L'ampleur de l'effet thérapeutique est quantifiée par le calcul du *d* de Cohen et de son intervalle de confiance à 95 %.

Les critères de jugement secondaires, incluant les mesures répétées à 3 et 6 mois post-intervention, sont traités suivant une stratégie analytique identique à celle du critère principal, en respectant les recommandations en vigueur. L'analyse de la sécurité consiste en une description des événements indésirables rapportés dans chaque groupe selon l'intervention reçue.

Enfin, la gestion des données manquantes fait l'objet d'un traitement spécifique. Le mécanisme d'absence des données est exploré pour chaque variable afin de distinguer les processus aléatoires (MAR/MCAR) des processus non aléatoires (MNAR). Sous l'hypothèse d'un mécanisme MAR ou MCAR, une méthode d'imputation multiple (selon Rubin, 1987) est implémentée pour minimiser les biais d'attrition. La concordance des résultats entre la base de données initiale et la base après imputation est vérifiée. Aucune analyse intermédiaire n'est prévue dans le plan expérimental.

B. Éthique, sécurité et gouvernance des données

Le dispositif repose sur le consentement éclairé, le droit au retrait, et des procédures de gestion du risque (activation émotionnelle, dissociation). Les productions sont anonymisées ; la circulation des textes est strictement encadrée. En cas de déclinaison numérique, des exigences renforcées de sécurité (hébergement, chiffrement, contrôle d'accès) sont requises.

V. RESULTATS : OBSERVATIONS PRELIMINAIRES ET HYPOTHESES TESTEES

Dans les ateliers de médecine narrative, les retours des participants et les analyses des échanges suggèrent un renforcement de l'attention au récit et une meilleure tolérance à l'ambiguïté. Les exercices de close reading et de micro-récits facilitent l'identification de dilemmes éthiques et émotionnels, et soutiennent une régulation par les pairs (Charon, 2001, 2006).

Dans l'essai en cours, l'hypothèse principale est une amélioration supérieure du Questionnaire de fonctionnement social dans le groupe réécriture, immédiatement après

intervention et aux suivis. Nous attendons également une amélioration de la clarté du concept de soi et une diminution de la honte. Sur le plan narratif, nous attendons une augmentation de la cohérence autobiographique, une diminution des narrations auto-disqualifiantes et l'émergence d'un futur plausible aligné sur des valeurs (Campbell et al., 1996).

VI. DISCUSSION

A. Contribution au champ des technologies d'assistance

L'apport principal est de rendre explicite un dispositif psychosocial en termes de conception et d'évaluation. En décrivant les couches du dispositif (interaction, règles, instrumentation, adaptation), nous fournissons une grammaire commune avec l'ingénierie des technologies d'assistance : analyse des besoins, spécification de paramètres, critères d'utilisabilité, sécurité et évaluation en contexte d'usage.

B. Adaptation mutuelle : conditions de réussite et points de vigilance

La mutualité suppose des critères opérationnels : surveillance des signaux d'acceptabilité, progression graduée et réversible, et prise en compte de l'environnement. La participation sociale visée nécessite des environnements capacitants (aménagements, collectifs de soutien, managers formés).

C. Transfert vers le travail : inclusion, maintien et QVCT

L'écriture narrative peut faciliter des opérations essentielles au maintien dans l'emploi : formuler des besoins, négocier des aménagements, reconstruire un récit professionnel non stigmatisant, et transformer l'isolement en appartenance. L'atelier soutient ainsi l'interface entre scène interne (identité) et scène externe (rôle, organisation) (Goffman, 1963; Link & Phelan, 2001; Corrigan, 2004).

D. Limites et perspectives : Vers une modélisation trans-contextuelle des dispositifs narratifs

Les ateliers ne remplacent pas les psychothérapies validées et requièrent une formation à l'animation, à la sécurité et au repérage du risque. L'évaluation doit distinguer effets spécifiques et effets non spécifiques. Si la présente étude s'est concentrée sur l'efficacité clinique des ateliers d'écriture narrative auprès d'une population psychiatrique spécifique, développés par la Chaire Identification correcte de soi, la Chaire Handicap, Emploi et Santé au travail a appliqué le dispositif des ateliers d'écriture narrative dans d'autres contextes de vulnérabilité identitaire et professionnelle. Cette ouverture s'articule autour de trois axes prospectifs, répondant aux enjeux de modélisation et d'évaluation en situation d'usage.

1) *La reconstruction du soi professionnel (Axe 1)* : Une première mise en œuvre a concerné la formation des professionnels de l'éducation et de l'enseignement. Dans ce contexte, l'AEN ne vise pas le soin thérapeutique, mais la consolidation du « soi professionnel » face à l'épreuve du réel. Le dispositif est adapté pour traiter l'écart critique entre l'idéal vocationnel et la réalité du terrain, source fréquente de souffrance éthique et de sentiment d'incompétence chez les

enseignants novices. En invitant à la mise en récit d'épisodes significatifs (conflits de valeurs, premières confrontations, réussites inattendues), l'atelier permet de relier les affects aux événements et d'identifier les schèmes d'interprétation sous-jacents. L'objectif est ici de favoriser le déplacement de la position du narrateur vers une posture plus « agentive », celle d'un praticien réflexif capable d'ajuster son action et de restaurer son sentiment de compétence.

2) Médecine narrative et développement des compétences relationnelles (Axe 2) : L'écriture narrative comme moteur de changement

Si la recherche biomédicale permet de comprendre les mécanismes physiopathologiques et d'élaborer des traitements ou recommandations médicales, la dimension sociale, culturelle et organisationnelle de l'obésité en contexte professionnel reste encore largement sous-explorée. Or les sciences humaines et sociales (SHS) offrent un cadre complémentaire pour comprendre les représentations, les expériences subjectives et les contraintes organisationnelles liées à l'obésité au travail (Boltanski, 1971 ; Molinier, 2010). Dans cette perspective, les ateliers d'écriture narrative constituent une modalité d'intervention innovante, inspirée de la médecine narrative (Charon, 2006) et de la recherche participative (Reason & Bradbury, 2008). Ils permettent de relier les savoirs biomédicaux aux vécus des salariés/ des agents, favorisant ainsi une prévention contextualisée et une mise en œuvre plus efficace des recommandations. Dans ce cadre, le recours à des ateliers d'écriture narrative en entreprise peut constituer une modalité innovante, à la fois scientifique et opérationnelle, pour prévenir et lutter contre l'obésité au travail et ses conséquences : le projet OBEPRO propose ainsi de concevoir et d'évaluer un programme de prévention de l'obésité en entreprise qui s'appuie sur la narration comme levier de transformation.

3) Extension à la Qualité de Vie et des Conditions de Travail (QVCT) (Axe 3)

Enfin, un troisième axe explore la transférabilité du modèle vers la santé mentale au travail et la QVCT. L'hypothèse centrale est que certaines problématiques de santé chroniques ou invalidantes, notamment lorsqu'elles sont associées à une stigmatisation, engendrent des « ruptures narratives » analogues aux ruptures biographiques observées en psychiatrie. Dans ces contextes organisationnels, l'atelier narratif a pour vocation de soutenir une reprise de pouvoir interprétatif chez le travailleur et une diminution de l'auto-stigmatisation. Simultanément, le dispositif agit comme un révélateur des déterminants organisationnels des trajectoires (culture managériale, normes implicites, contraintes temporelles), permettant d'informer les politiques de maintien en emploi et d'inclusion.

En somme, ces perspectives dessinent un espace de recherche cumulatif où l'AEN est appréhendé non plus seulement comme un outil de soin, mais comme un dispositif d'assistance psychosociale polyvalent, capable de soutenir l'agentivité et la participation sociale dans des environnements variés (soin, formation, travail).

VII. CONCLUSION

En conceptualisant les ateliers d'écriture narrative comme une technologie d'assistance psychosociale interactive et adaptative, nous proposons un cadre transdisciplinaire novateur. Le dispositif vise l'autonomie par un travail sur l'identité narrative et l'agentivité, avec un transfert vers la participation sociale et professionnelle. La combinaison de méthodes mixtes et d'un essai randomisé permet d'avancer vers une évaluation rigoureuse de ses effets et mécanismes. En requalifiant l'écriture narrative comme technologie d'assistance psychosociale, nous soutenons que l'adaptation mutuelle ne se réduit pas à l'ajustement d'un outil à un individu : elle constitue une propriété émergente d'un système socio-technique où l'autonomie se construit dans l'interaction entre récit, environnement et pouvoir d'agir.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient les participants aux ateliers et les équipes partenaires impliquées dans les dispositifs d'accompagnement et de recherche et les mécènes.

DECLARATIONS

Conflits d'intérêts : les auteurs déclarent ne pas avoir de conflits d'intérêts en lien avec ce travail.

RÉFÉRENCES

- [1] Charon, R. (2001). Narrative medicine: A model for empathy, reflection, profession, and trust. *JAMA*, 286(15), 1897–1902.
- [2] Charon, R. (2006). *Narrative Medicine: Honoring the Stories of Illness*. Oxford University Press.
- [3] Corrigan, P. (2004). How stigma interferes with mental health care. *American Psychologist*, 59(7), 614–625
- [4] Ducasse, D., & Brand-Arpon, V. (2019). *Psychothérapie du trouble borderline*. Elsevier Masson.
- [5] Ducasse, D., & Brand-Arpon, V. (2021). *Le trouble borderline expliqué aux proches*. Odile Jacob.
- [6] Frattaroli, J. (2006). Experimental disclosure and its moderators: A meta-analysis. *Psychological Bulletin*, 132(6), 823–865.
- [7] Goffman, E. (1963). *Stigma: Notes on the Management of Spoiled Identity*. Prentice-Hall.
- [8] Gros, K., Uzan, G., & Morere, Y. (dir.). (2021). *Handicap, vieillissement, autonomie, insertion, technologies*. IFRATH Éditeur..
- [9] Leamy, M., Bird, V., Le Boutillier, C., Williams, J., & Slade, M. (2011). Conceptual framework for personal recovery in mental health: Systematic review and narrative synthesis. *The British Journal of Psychiatry*, 199(6),
- [10] Leurent, M., & Ducasse, D. (2025). The Self-Identification Program (SIP): A Clinically Implemented Third-Wave CBT Deepening Dysfunctional Self-Identification in Mood Disorders. *Medicina*, 61(11),
- [11] Link, B. G., & Phelan, J. C. (2001). Conceptualizing stigma. *Annual Review of Sociology*, 27, 363–385.
- [12] Mugerwa S, Holden JD (2012) Writing therapy: a new tool for general practice? *Br J Gen Pract* 62:661–663.
- [13] Nyssen, O. P., Taylor, S. J., Wong, G., et al. (2016). Does therapeutic writing help people with long-term conditions? *Health Technology*
- [14] Paton C, Crawford MJ, Bhatti SF, et al (2015) The use of psychotropic medication in patients with emotionally unstable personality disorder under the care of UK mental health services. *J Clin Psychiatry* 76:e512-
- [15] Pennebaker, J. W., & Beall, S. K. (1986). Confronting a traumatic event: Toward an understanding of inhibition and disease. *Journal of Abnormal Psychology*, 95(3), 274–281.
- [16] Raghuraman S, Stuttard N, Hunt N (2021) Evaluating narrative exposure therapy for post-traumatic stress disorder and depression symptoms: A meta-analysis of the evidence base. *Clin Psychol Psychother* 28:1–23.
- [17] Ricœur, P. (1983). *Temps et récit*. Tome 1: L'intrigue et le récit historique. Seuil.
- [18] Rosa, A. R., Sánchez-Moreno, J., Martínez-Aran, A., Salamero, M., Torrent, C., Reinares, M., Comes,

- [19] Siehl S, Robjant K, Crombach A (2021) Systematic review and meta-analyses of the long-term efficacy of narrative exposure therapy for adults, children and perpetrators. *Psychother Res* 31:695–710.
- [20] Slade, M. (2009). *Personal Recovery and Mental Illness: A Guide for Mental Health Professionals*. Cambridge University Press.
- [21] Sloan DM, Marx BP, Acierno R, et al (2023) Written Exposure Therapy vs Prolonged Exposure Therapy in the Treatment of Posttraumatic Stress Disorder: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Psychiatry*.
- [22] Smyth, J. M. (1998). Written emotional expression: Effect sizes, outcome types, and moderating variables. *Journal of Consulting and Clinical Psychology*, 66(1), 174–184.
- [23] Stoffers-Winterling JM, Storebø OJ, Kongerslev MT, et al (2022) Psychotherapies for borderline personality disorder: a focused systematic review and meta-analysis. *Br J Psychiatry* 221:538–552.
- [24] Tangney, J. P., & Dearing, R. L. (2002). *Shame and Guilt*. Guilford Press

CookiNUM et technologies pédagogiques numériques : un environnement capacitant à destination d'apprenants en situation de handicap

Marie-Thérèse El Fakhry
Doctorante, Université Paris-Est Créteil (UPEC),
Ecole doctorale Cultures et Sociétés

Thomas Lario
Doctorant, Université Paris-Est Créteil (UPEC),
Ecole doctorale Cultures et Sociétés

Bertrand Mocquet
Expert numérique, Agence de mutualisation des
universités et établissements (AMUE), Chercheur
associé au MICA (UR 4426)

Gérard Uzan
Ingénieur de recherche, Université Paris 8 Saint-Denis,
Laboratoire CHArt

Virginie Demulier
Maître de Conférences, Université Paris-Saclay,
Laboratoire Interdisciplinaire des Sciences du
Numérique (LISN)

Karine Gros
Maître de conférences HDR, Titulaire de la Chaire
Handicap, Emploi et Santé au travail, UPEC,
Laboratoire IMRB Inserm (U955)

Résumé—Sous l'angle de l'accessibilité, l'enjeu de la technologie ne peut se réduire au simple respect des référentiels et des normes. Il réside dans la capacité à considérer la technologie comme un ensemble de dispositifs capables de s'ajuster aux usages réels et à se co-développer avec les acteurs concernés. Cet article analyse le projet CookiNUM, (lauréat France 2030) porté par l'UPEC, qui conçoit un écosystème numérique inclusif pour la formation en cuisine (application mobile, websérie, réalité virtuelle, caméra pédagogique connectée), destiné à des publics en situation de handicap. Composantes de l'étude approfondie du projet, l'analyse de trois entretiens semi-directifs menés auprès de trois équipes (formation, projet et direction), nous mobilisons un cadre croisant environnement capacitant et approche écosystémique du numérique dans l'apprentissage. Les résultats mettent en évidence : (1) une accessibilité intégrée dès la conception comme dimension essentielle de l'usage (utilisation du facile à lire et à comprendre FALC, multimodalité, possibilité de rejouer des gestes techniques), (2) un soutien institutionnel garantissant la sécurisation des choix techniques et organisationnels, et (3) un accompagnement de proximité des formateurs, indispensable pour transformer les ressources numériques en pratiques pédagogiques effectives. Dans le cadre d'un changement de perspectives entre interaction et adaptation en situation pédagogique inclusive, nous discutons ces apports, en mettant en évidence les mécanismes d'adaptation mutuelle entre technologies, collectifs et situations d'apprentissage.

Mots-clés—technologies ; adaptation mutuelle ; inclusion ; environnement capacitant ; formation ; outils numériques.

Abstract—From an accessibility perspective, the challenge of technology cannot be reduced to merely complying with standards and regulations. It lies in the ability to view technology as a set of tools capable of adapting to real-world uses and co-

developing with the involvement of the stakeholders. This article analyzes the CookiNUM project (France 2030), led by UPEC, which designs an inclusive digital ecosystem for culinary training (mobile application, web series, virtual reality, connected pedagogical camera) intended for learners with disabilities.

As part of an in-depth study of the project, we analyze three semi-structured interviews conducted with three teams (training, project, and management). We draw on a framework combining the concept of an enabling environment with an ecosystemic approach to digital technology in learning. The results highlight: (1) accessibility integrated from the early design stages as a core dimension of use (easy-to-read and understand format, multimodality, ability to replay technical gestures); (2) institutional support ensuring the reliability of the technical and organizational choices; and (3) close support for trainers, essential for transforming digital resources into effective pedagogical practices. Within the context of a shift in perspective from interaction to adaptation in inclusive educational settings, we discuss these contributions by emphasizing the mechanisms of mutual adaptation between technologies, collectives, and learning situations.

Keywords—technologies; mutual adaptation; inclusion; enabling environment; education; virtual reality, digital tools.

I. INTRODUCTION

Les politiques d'inclusion des personnes en situation de handicap dans l'enseignement s'appuient aujourd'hui sur un ensemble dense de textes, de référentiels et de dispositifs d'accompagnement (loi n°2005-102 ; décrets d'application ; loi n°2013-660 ; schéma directeur du Handicap ; directive UE

2016/2102). Pourtant, comme le soulignent Canat et al. (2025), la mise à disposition d'un service ou d'un outil ne garantit pas une accessibilité effective des apprentissages. L'enjeu se déplace : il s'agit moins de « rendre accessible » un objet que de construire un environnement d'apprentissage capacitant capable de s'ajuster aux situations d'apprentissages, d'être approprié par les acteurs et de soutenir des libertés réelles d'agir et de choisir.

Dans cette perspective, les technologies numériques ne se résumeront pas à des fonctionnalités de compensation. Elles deviennent des médiations qui reconfigurent l'interaction pédagogique : j'accède, je comprends, je m'entraîne, je produis (pour l'apprenant) et je transmets, je montre, j'accompagne, j'émancipe (pour le formateur), tout en exigeant une adaptation conjointe des organisations, des collectifs et des outils. Le thème de la conférence Handicap 2026 « Technologies d'assistance (TA) : de l'interaction à l'adaptation mutuelle », invite ainsi à documenter les conditions dans lesquelles des dispositifs numériques évoluent au contact des usages, et réciproquement, à travers la manière dont les pratiques s'ajustent à la technologie.

Nous proposons d'éclairer ces mécanismes à partir du projet CookiNUM, lauréat de l'appel à projet France 2030 et porté par l'Université Paris-Est Créteil (UPEC). CookiNUM conçoit un écosystème numérique inclusif pour la formation en cuisine avec une application mobile, une websérie, la réalité virtuelle et une caméra pédagogique connectée (cf. chap III), destiné aux publics en difficultés, particulièrement les apprenants en situation de handicap (Gros *et al.*, 2024). Bien qu'ils ne soient pas des technologies d'assistance au sens strict, ces dispositifs peuvent être rapprochés du cadre défini par la norme ISO 9999 (organisation internationale de normalisation), notamment de l'alinéa 22 relatif aux produits d'assistance pour la communication et l'information, en ce qu'ils visent à soutenir l'accès aux apprentissages. À travers une immersion qualitative, nous examinons comment ces briques numériques deviennent des ressources capacitanes, c'est-à-dire comment elles se transforment en capacités effectives chez l'apprenant, au sein d'un système d'apprentissage sur lequel est adossé le partenariat du projet.

La question de recherche est la suivante : dans quelle mesure peut-on construire un environnement numérique capacitant où des technologies pédagogiques se déploient par adaptation mutuelle entre outils, acteurs et situations d'apprentissage ?

II. CADRES CONCEPTUELS

A. Environnement capacitant et facteurs de conversion

La notion des environnements capacitanes, issue de l'approche par les capacités (Sen, 1999) et formalisée en ergonomie constructive (Falzon, 2013), vise à dépasser

l'analyse des ressources disponibles pour interroger les conditions de leur transformation en possibilités effectives d'action (Many, 2024). Un environnement capacitant cherche à diminuer les contraintes, à soutenir le développement et à offrir des marges de manœuvre. Il se structure autour de trois approches complémentaires : préventive, universelle et développementale (Falzon, 2005 ; Vidal-Gomel et al., 2012). Appliquée au handicap, cette perspective met en lumière le rôle des facteurs de conversion personnels, sociaux et environnementaux (Sen, 1999 ; Robeyns, 2007), complétés par des facteurs pédagogiques (Fernagu-Oudet, 2016), dans la manière dont un dispositif numérique « fonctionne » réellement en contexte d'usage.

Pour opérationnaliser cette lecture, nous retenons cinq dimensions observables : (1) accessibilité, (2) marge de manœuvre, (3) reconnaissance, (4) coopération et (5) soutien organisationnel. Ces dimensions permettent de décrire comment des technologies, des règles et des collectifs peuvent devenir capacitanes, notamment lorsqu'il s'agit d'apprentissages fortement situés, comme les gestes professionnels en cuisine.

B. Approche écosystémique du numérique et adaptation mutuelle favorisant l'assistance

En s'inscrivant dans le modèle écologique de Bronfenbrenner (1979), le numérique peut être interprété comme un écosystème fondé sur des interactions entre acteurs, outils, environnements et règles (Mocquet, 2024). Cette approche distingue plusieurs niveaux : micro (interaction immédiate avec l'outil et le geste d'apprentissage), méso (organisation et coopération intermétiers), exo (cadres externes : appels à projets, normes, partenaires, réglementations) et macro (valeurs et orientations institutionnelles).

Inspirés par les travaux de la sociologie de la traduction (Akrich *et al.*, 2013), les technologies numériques ne sont pas de simples supports ou outils pour nous : elles participent à l'action publique, transforment les pratiques, et s'adaptent en fonction des pratiques et des usages. Cette adaptation mutuelle, se comprend alors comme un processus distribué d'instrumentation et d'instrumentalisation (Rabardel, 1995) : les technologies numériques s'ajustent (itérations, paramétrages, contenus retravaillables) au contact des retours d'usage, tandis que les acteurs ajustent leurs pratiques (scénarisation pédagogique, routines, régulations) en fonction des possibilités et des contraintes des outils. Ce couplage interaction-adaptation constitue l'objet principal de notre étude de cas du projet CookiNUM, pour laquelle nous observons l'assistance technologique apportée aux apprenants, avant et pendant leurs apprentissages.

III. TERRAIN : CookiNUM, pour accompagner les technologies d’assistances dans l’apprentissage

CookiNUM est un projet de recherche-action et d’innovation pédagogique visant à rendre la formation aux métiers de la restauration plus inclusive et accessible à divers publics. Il repose sur un assemblage de briques numériques co-conçues dès les premières étapes de conception (El Fakhry *et al.*, 2025), en s’appuyant sur les principes d’accessibilité universelle (Bergeron *et al.*, 2012). Ces briques numériques sont constitués par :

- Une application mobile, plateforme de liaison élève et enseignant, à la fois bibliothèque de ressources et « boîte à outils » permettant de scénariser des parcours.
- Des contenus WebTV (tutoriels, démonstrations, reportages) offrant des repères partagés et des supports multimodaux pour favoriser l’intégration en milieu professionnel.
- Des capsules immersives en réalité virtuelle (mises en situation pédagogiques) pour s’entraîner en toute sécurité dans le but de développer à la fois les savoir-être et les savoir-faire en milieu professionnel.
- Des caméras en temps réel, reliées à un grand écran, permettent de visualiser des angles habituellement inaccessibles et de revoir les séquences à tout moment. Elles facilitent l’apprentissage situé des gestes techniques grâce à des fonctionnalités contrôlables via commande vocale (ralenti, accéléré, zoom, mise en pause, taggage), contribuant au développement des savoirs, des savoir-faire et à plus d’autonomie dans la réalisation des recettes en cuisine. La partie réseau permet l’organisation de défis et le partage d’enseignements, en interclasses.

L’écosystème de CookiNUM associe des universités (chef de file : UPEC), des partenaires de production et des sites de formation. Les artefacts numériques y jouent le rôle d’objets-frontières, capables d’être interprétés et utilisés de manière différenciée selon les contextes, tout en soutenant une coordination entre métiers et organisations.

IV. METHODOLOGIE

A. Étude de cas qualitative

Notre démarche s’inscrit dans une étude de cas qualitative. CookiNUM mobilise différents acteurs (équipe de conception, direction, formateurs et partenaires institutionnels ¹) intervenant à différentes étapes du déploiement, dans une logique de co-construction et d’implémentation progressive des outils numériques. Au cours du quatrième trimestre 2025, trois entretiens semi-directifs ont été conduits auprès de

parties prenantes exerçant des fonctions clés au sein du projet : (A) équipe interne (conception et déploiement), (B) hiérarchie / direction (pilotage stratégique) et (C) bénéficiaires à ce stade : équipe impliquée dans l’intégration pédagogique des outils au sein des organismes de formation. Les entretiens (visioconférence) ont été enregistrés, transcrits et analysés thématiquement, puis détruits. Les guides d’entretien étaient structurés autour des cinq dimensions des environnements capacitants, avec des ajustements selon les profils interrogés. Ces entretiens avaient pour objectif de recueillir des retours d’expérience sur le déploiement en cours ainsi que des éléments d’analyse des usages, des contraintes organisationnelles et des conditions d’appropriation des outils. À titre illustratif, certaines questions portaient sur l’intégration des principes d’accessibilité « Comment avez-vous intégré les principes d’accessibilité numérique dans la conception des outils ? » ou encore sur les modalités de co-construction entre acteurs « Comment s’est organisée la co-construction entre formateurs, ingénieurs pédagogiques et techniciens ? ». Ces questionnements permettent d’analyser les arbitrages réalisés, les tensions entre exigences techniques et pédagogiques, ainsi que les formes de coopération mises en œuvre dans une perspective capacitaire.

Compte tenu du passage du projet, deux catégories d’acteurs n’ont pas pu être intégrées à ce stade certains partenaires institutionnels mobilisés par un audit qualité et, surtout, les apprenants (bénéficiaires finaux), la mise en place et l’utilisation des outils avec les apprenants étant prévue à la rentrée 2026. Ce choix méthodologique implique un biais de sélection, le corpus reposant principalement sur les perspectives de l’équipe projet, de la direction et des formateurs. Une observation participante, fondée sur l’implication de membres de l’équipe de recherche dans le projet, complète les entretiens et fournit un regard ethnographique situé sur le processus de déploiement.

B. Analyse croisée : matrice « niveaux écologiques × dimensions capacitantes »

L’analyse s’inspire des matrices conceptuelles de Miles, Huberman et Saldaña (2014). Chaque segment de discours est positionné dans une matrice à double entrée croisant les quatre niveaux écologiques (micro, méso, exo, macro) et les cinq dimensions clés des environnements capacitants (accessibilité, marge de manœuvre, reconnaissance, coopération, soutien organisationnel). Cette organisation rend visibles les convergences, les tensions et les discontinuités entre les échelons d’intervention. Assisté par l’intelligence artificielle, ChatGPT-4.1, est utilisé comme outil d’aide au tri des verbatims et à l’extraction des champs thématiques par corpus (scénarios), sans automatisation de l’interprétation. La définition des catégories ainsi que la validation des résultats relèvent d’un travail interprétatif conduit par les chercheurs, fondé sur un dialogue continu entre le cadre conceptuel et les données empiriques.

Dimensions capacitantes	Niveaux	Equipes/ entretiens
-------------------------	---------	---------------------

¹Les établissements de formation en restauration précurseurs (ESAT, GRETA, lycées professionnels)

	écologiques	
(1) Accessibilité	Micro	A – projet
(2) Marge de manœuvre	Méso	B – direction
(3) Reconnaissance	Exo	C – formation
(4) Coopération	Macro	
(5) Soutien organisationnel		

Synthèse du dispositif d'enquête

V. RESULTATS : mécanismes d'adaptation mutuelle

Les résultats sont présentés en privilégiant les mécanismes par lesquels l'interaction avec les technologies se transforme en adaptation mutuelle : ajustements de fonctionnalités des outils au contact des usages, et ajustements des pratiques au contact des outils. Nous synthétisons ci-dessous trois résultats principaux, en cohérence avec le cadre de notre étude.

A. Accessibilité « by design » : de la conformité à l'utilisabilité située

L'accessibilité est unanimement perçue par les acteurs comme un principe structurant du projet et guidant les choix pédagogiques : les outils sont pensés pour être accessibles et utilisables par le plus grand nombre. Au niveau micro, l'accessibilité se matérialise par des choix réduisant la charge cognitive : facile à lire et à comprendre (FALC), pictogrammes, « images parlantes », sous-titrage, transcriptions et possibilité de revoir un geste « sans être jugé ». Ces caractéristiques transforment l'interaction : l'apprenant peut se repérer, comprendre et s'entraîner dans un cadre sécurisant. Par ailleurs, les outils peuvent se conformer aisément aux technologies d'assistances (lecteur d'écran, clavier externe) lors de leur utilisation par les apprenants et les formateurs.

Au niveau méso, l'accessibilité repose sur une organisation progressive et itérative : contenus et sous-titres sont retravaillés avec les formateurs, et l'application mobile est considérée comme une « brique centrale » de scénarisation. Au niveau exo, la mobilisation de référentiels (RGAA², CUA³) dès le cahier des charges et les premières conceptions, sécurise la conformité. Toutefois, les acteurs insistent sur l'écart possible entre conformité et effectivité : l'accessibilité demeure un processus d'amélioration continue. Enfin, au niveau macro, elle devient une valeur institutionnelle, portée par l'idée qu'« il ne suffit pas d'être conforme » pour inclure.

L'accessibilité ne constitue pas seulement une propriété technique des interfaces, mais un principe structurant qui

² RGAA : Référentiel Général d'Amélioration de

l'Accessibilité

³ CUA : Conception Universelle de l'Apprentissage

reconfigure les pratiques pédagogiques et la relation à l'erreur. Ces éléments illustrent une première forme d'adaptation mutuelle : la technologie s'ajuste au fil des itérations (contenus retravaillables, tests) et l'organisation ajuste ses routines de production et de validation, afin que l'accessibilité devienne une qualité d'usage en situation.

B. Portage institutionnel : sécuriser l'innovation inclusive dans la durée

Le second résultat concerne le rôle du portage institutionnel. Les entretiens soulignent une présence visible de la hiérarchie et des décisions structurantes : recrutement de profils spécialisés, pilotage par un chef de projet aux compétences hybrides, planification du déploiement, production de guides et de fiches. Ce soutien augmente la marge de manœuvre des acteurs de terrain : il rend possible l'expérimentation, l'ajustement et la coopération intermétiers, dès lors que la confiance et les résultats sont présents.

Cependant, cette sécurisation reste partiellement contrainte par le format projet et la temporalité des financements. Certaines fonctions (notamment techniques) peuvent intervenir tardivement, et la pérennité dépend de la capacité institutionnelle à stabiliser les ressources. Ici, l'adaptation mutuelle prend une dimension organisationnelle : pour que l'outil s'ajuste aux usages, il faut aussi que la gouvernance et les moyens s'ajustent aux exigences d'une inclusion située.

C. Accompagnement des formateurs : convertir les ressources numériques en pratiques

Le troisième résultat met en évidence le caractère déterminant de l'accompagnement de proximité. Les équipes adoptent une posture de soutien : les formateurs « font » et l'équipe « accompagne ». Des ateliers numériques, des observations en situation et des échanges réguliers favorisent l'appropriation des outils, tout en laissant une autonomie encadrée pour adapter les usages aux contraintes et aux réalités locales. Cet accompagnement agit comme un espace de médiation entre conception et terrain. Cette médiation soutient également la reconnaissance : valorisation des compétences, prise en compte des besoins, climat non jugeant. Elle rend l'adaptation mutuelle tangible : les retours du terrain remontent vers la conception, tandis que les formateurs transforment progressivement les briques numériques en instruments pédagogiques intégrés dans leurs pratiques (scénarios, routines d'usage, régulations).

VI. DISCUSSION

A. De l'interaction à l'adaptation mutuelle : ce que montre CookiNUM

À l'échelle micro, CookiNUM documente une interaction assistée qui repose sur la rejouabilité et la multimodalité : l'accès au geste professionnel se fait par alternance entre démonstration, répétition, retour visuel et guidage. Ce qui

soutient un processus de transformation de l'expérience en savoir opératoire, rejoignant la logique de rétroaction décrite dans le cycle d'apprentissage expérientiel (Kolb, 1984). Cette interaction est rendue possible par des choix de conception (sous-titres, transcriptions, navigation par commande vocale) qui déplacent l'assistance du registre de la compensation vers celui de la mise en capacité également compris comme un passage au « pouvoir d'agir », distingué par Rabardel (2005). À l'échelle méso, l'adaptation mutuelle s'appuie sur des collectifs : comités pédagogiques, retours d'expérience, re-conception des contenus. La ressource produite par la technologie devient alors un objet-frontière, partagé mais réinterprété localement. À l'échelle exo, les normes et les cadres d'appel à projets jouent un rôle d'arbitrage et de contrainte, parfois au détriment d'une phase de faisabilité. À l'échelle macro, l'ancrage académique et la légitimation scientifique (thèses, indicateurs d'impact) contribuent à stabiliser le dispositif et à le rendre transférable.

Ainsi, CookiNUM montre que l'adaptation mutuelle n'est pas un effet automatique de la technologie mais un processus co-constructif et circulaire de conversion différenciée des ressources en capacités effectives, rejoignant les analyses de Chen (2022) sur la distinction entre disponibilité des ressources et liberté réelle d'agir, tout en les élargissant par une approche multiniveaux où l'interaction ne se limite pas au dyadique apprenant-environnement mais s'inscrit dans des boucles socio-techniques d'ajustement intégrant gouvernance, compétences, cadres institutionnels et accompagnement. Le cadre des environnements capacitants permet d'en rendre compte en observant la conversion des ressources numériques en capacités effectives.

B. Apports pour la conception et l'évaluation des technologies pédagogiques incluant l'assistance, en contexte de formation

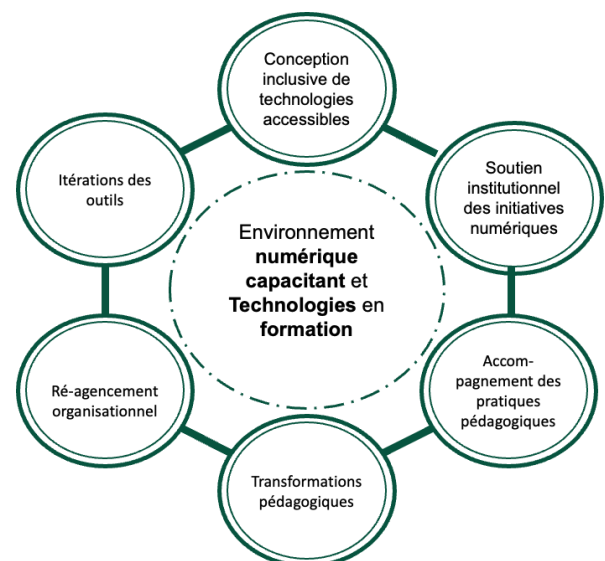
Sur le plan de la conception, trois implications sont relevées : (1) traiter l'accessibilité comme une propriété située et cumulée (contenus, interfaces, scénarios), (2) prévoir des mécanismes de re-travaillabilité des ressources (itérations outillées, retours d'usage, versionnement) et (3) concevoir l'accompagnement comme une fonction du système, pas comme un « supplément ».

Sur le plan de l'évaluation, l'étude souligne l'intérêt d'indicateurs articulant acceptabilité, opérabilité et effets sur les parcours. Les effets sur les apprenants n'ayant pas encore pu être observés en raison des contraintes liées à l'audit et au déploiement des outils, une enquête ultérieure devra documenter l'usage réel des briques numériques en situation d'apprentissage, la dynamique d'autodétermination et l'impact sur la professionnalisation. Cette perspective s'inscrit directement dans les thématiques de Handicap 2026 relatives à l'évaluation en environnement d'usage, à l'IHM et à la collaboration humain-système d'assistance.

VII. CONCLUSION

À partir du cas du projet CookiNUM, cette contribution montre comment un environnement numérique capacitant peut soutenir le déploiement de technologies numériques afin qu'elles deviennent des technologies d'assistance pédagogique en formation, non par la seule innovation de médiation ou de médiatisation, mais par la coordination pérenne entre conception inclusive, soutien institutionnel et accompagnement des pratiques, le tout dans un processus vertueux. L'analyse met en évidence des mécanismes d'adaptation mutuelle : itérations sur les outils, ré-agencements organisationnels et transformations des pratiques pédagogiques. L'enjeu n'est donc pas seulement de produire des outils accessibles, mais d'organiser les conditions institutionnelles et pédagogiques qui rendent possible leur transformation en capacités effectives.

C'est ainsi que nous proposons une représentation d'un environnement numérique capacitant, au centre duquel s'articulent conception inclusive, soutien institutionnel et accompagnement des pratiques, dans une dynamique continue d'itérations des outils, de ré-agencements organisationnels et de transformations pédagogiques, formant un processus évolutif.



Coordination pérenne entre conception inclusive, soutien institutionnel et accompagnement des pratiques

Malgré des limites dues essentiellement au caractère émergent du projet, CookiNUM semble offrir un terrain pertinent pour comprendre comment l'assistance se fabrique dans l'interaction et se stabilise par adaptation mutuelle, au croisement des sciences de l'éducation, de l'ergonomie et du numérique pédagogique.

REMERCIEMENTS

Nous remercions l'IFRATH de nous avoir donné l'opportunité de participer à la conférence Handicap 2026. Nous exprimons également notre gratitude aux personnes interrogées pour leur disponibilité et la confiance accordée, ainsi qu'aux partenaires du projet CookiNUM. Nos remerciements s'adressent également à l'équipe de la Chaire Handicap, Emploi et Santé au Travail de l'UPEC pour son soutien à cette recherche, ainsi qu'aux organismes ayant accompagné le projet CookiNUM, une initiative financée par l'État dans le cadre de l'action « Adaptation et qualification de la main-d'œuvre » du Dispositifs France Formation Innovante Numérique (DEFFINUM), opéré par la Caisse des Dépôts (Banque des Territoires).

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Akrich, M., Callon, M., & Latour, B. (2013). Sociologie de la traduction : Textes fondateurs. In *Sociologie de la traduction : Textes fondateurs*. Presses des Mines. <https://doi.org/10.4000/books.pressesmines.1181>
- [2] Bergeron, L., Rousseau, N., & Leclerc, M. (2012). La pédagogie universelle : Au cœur de la planification de l'inclusion scolaire. *Éducation et Francophonie*, 39(2), 87-104. <https://doi.org/10.7202/1007729ar>
- [3] Bronfenbrenner, U. (1979). *The ecology of human development*. Harvard University Press.
- [4] Canat, S., Monthubert, B. et Benoit, H. (2025). Vers une université inclusive : les processus collectifs, pédagogiques et technologiques à mettre en œuvre. *La nouvelle revue - Éducation et société inclusives*, n° 102(1), 278. Cairn.info.
- [5] Chen, Y. (2022) Conception d'un dispositif de formation capacitant. QPES - S'engager et Pouvoir d'agir, La Rochelle, France. hal-03883867
- [6] El Fakhry, M-T., Demulier, V., Uzan, G., Gros, K. (2025). Co-conception d'outils numériques : illustration parmi des apprenants en situation de handicap et leurs formateurs. *Technologies, Insertion, Handicap, Autonomie, Vieillesse*, Aubervilliers, France. pp.68-73. (hal-05371267)
- [7] Falzon, P. (2005). *Developing Ergonomics, Developing People*. 8th South-east Asian Ergonomics Society Conference SEAES-IPS, Denpasar (Bali), 23-25 mai.
- [8] Falzon, P. (dir.) (2013). *Ergonomie constructive*. Paris : PUF.
- [9] Fernagu-Oudet, S. (2016). L'approche par les capacités au prisme de la formation. In S. Fernagu-Oudet & C. Batal (dir.), *Révolution dans le management des ressources humaines : des compétences aux capacités*. Lille : Septentrion.
- [10] Gros, K., Lis, L., Lacroix, S., El Fakhry, M.-T., Dupont, N., Michels, T., Pradines, M., BioTN, L., & Uzan, G. (2024). Conception de briques numériques adaptées aux besoins des apprenants handicapés en formation professionnelle : Projet CookiNUM.
- [11] Kolb, D.A. (1984) : *Experiential learning : experience as the source of learning and development*.
- [12] Many, H. (2023). Construire un environnement capacitant dans l'enseignement supérieur pour un apprentissage épanouissant et réussi. *Études & Pédagogies*.
- [13] Miles, M. B., Huberman, A. M., & Saldaña, J. (2014). *Qualitative data analysis: A methods sourcebook* (3rd ed.). Sage.
- [14] Mocquet, B. (2024). Rhizome de l'écosystème du numérique universitaire français et nouvelle gouvernance : Mutualisation, gouvernance et numérique universitaire. *Médiations et médiatisations*, (17), 29-57. <https://doi.org/10.52358/mm.vi17.391>
- [15] Rabardel, P. (1995). *Les hommes et les technologies*. Paris: Armand Colin.
- [16] Rabardel, P. (2005). 13. Instrument, activité et développement du pouvoir d'agir. Dans P. Lorino et R. Teulier *Entre connaissance et organisation : l'activité collective* (p. 251-265). La Découverte. <https://doi-org.ezproxy.upec.fr/10.3917/dec.lorin.2005.01.0251>.
- [17] Robeyns, I. (2007). Le concept de capacité d'Amartya Sen est-il utile pour l'économie féministe ? *Nouvelles Questions Féministes*, 26(2), 45-59.
- [18] Sen, A. (1999). Democracy as a universal value. *Journal of Democracy*, 10(3), 3-17.
- [19] Vidal-Gomel, C., Munoz, G., & Dréan, L. (2012). Recherche collaborative : analyse de l'activité en vue de la conception d'outils pour l'École métier "Animaliers et ruminants : acteurs de l'expérimentation d'aujourd'hui", rapport final, contrat université de Nantes-capacités-INRA.

Robotique de téléprésence pour enfants empêchés : regards croisés et perspectives

Nolwenn Gauer^{1,3,*}, Margo Biret^{1,2,*}, Rémi Izoulet⁴, Laurent Gallon⁵, Anke M. Brock², Aurélie Clodic¹, Gwenaël Kaminski³, and Ophélie Carreras³

¹LAAS-CNRS, Université de Toulouse, CNRS, Toulouse, France

E-mail: firstname.surname@laas.fr

²Fédération ENAC ISAE-SUPAERO ONERA, Université de Toulouse, Toulouse, France

E-mail: firstname.surname@enac.fr

³CLLE, UMR5263, Université de Toulouse, CNRS, UT2J, France

E-mail: firstname.surname@univ-tlse2.fr

⁴Service Universitaire de Psychiatrie de l'Enfant et de l'Adolescent, CHU de Toulouse, Hôpital Purpan, Place du Dr Baylac, TSA 40031, 31059 Toulouse cedex 9, France.

E-mail: izoulet.r@chu-toulouse.fr

⁵Université de Pau et des Pays de l'Adour, LIUPPA, Mont-de-Marsan, France

E-mail: laurent.gallon@univ-pau.fr

Résumé—La robotique de téléprésence permet d'accéder à un lieu distant et d'y interagir socialement à travers un robot mobile. Particulièrement adaptée pour l'inclusion de personnes empêchées, elle est pour autant freinée dans son déploiement en raison de problématiques d'utilisabilité. Afin de réfléchir à des solutions, le workshop « Innovations et enjeux de la robotique de téléprésence francophone » a été conduit le 4 Novembre 2025 dans le cadre de la 36^{ème} Conférence Internationale Francophone sur l'Interaction Humain-Machine (IHM 2025) à Toulouse.

A partir de deux cas d'études français (le projet TED-i et le projet Buddy Guard), les participants ont débattu autour de quatre grandes thématiques (design, qualité du réseau, modalités d'interaction et caractérisation du robot) et ont proposé des pistes d'amélioration envisageables. Dans cet article, nous présentons d'abord une comparaison de ces deux cas d'étude qui, bien qu'ayant une portée, un contexte, et des objectifs différents, présentent de nombreuses similarités ainsi que des problématiques communes ; puis nous évoquerons les pistes d'amélioration qui ont émergées à partir de ce regard croisé entre une robotique de téléprésence centrée sur la continuité de la scolarité pour les élèves empêchés (TED-i) et une robotique de téléprésence utilisée dans le cadre hospitalier pour recréer un lien social entre l'enfant et sa famille (Buddy Guard). Ces réflexions ouvrent des pistes de recherche prometteuses pour favoriser l'inclusion sociale des enfants empêchés, en raison de leur état de santé ou de déficiences, à travers l'usage d'un robot de téléprésence.

Mots-clés—Robotique, IHM, Téléprésence, Santé, Éducation

I. INTRODUCTION

Encore relativement récent, le domaine de la robotique de téléprésence a bénéficié d'un essor notable après la pandémie

*Les deux auteurs ont contribué à parts égales à ce travail et à la rédaction du manuscrit.

Ce travail a été soutenu par l'Agence Nationale de la Recherche, projet IPATRO ANR-24-CE33-5498, et la région Occitanie dispositif emergencies, projet n°25000260.

de COVID-19, celle-ci ayant créé un contexte propice à l'adoption de dispositifs permettant de maintenir des interactions à distance [1]. Un dispositif de téléprésence est donc un outil de télécommunication permettant à l'utilisateur de s'immerger dans un environnement distant à l'aide d'un robot le représentant. À l'instar de la visioconférence, ce système donne la possibilité de retranscrire la voix et l'image des utilisateurs (le « pilote », situé dans un environnement 1 et les « locaux » situés dans l'environnement 2 avec le robot) mais il permet aussi au pilote d'évoluer physiquement dans l'espace distant (environnement 2) en contrôlant le robot [2] [3]. Les possibilités d'application de ce type de système sont multiples et semblent converger vers le même objectif : lutter contre l'isolement et favoriser l'inclusion des personnes empêchées.

Dans cette perspective, une expérimentation avec des robots de téléprésence est menée au CHU de Toulouse depuis 2021, auprès d'enfants hospitalisés en isolement protecteur dans le cadre du projet Buddy Guard¹. Cette initiative permet aux enfants de maintenir un lien avec leur famille grâce à une tablette connectée à un robot, lui-même installé à leur domicile. Toutefois, le déploiement de cette solution a révélé plusieurs limites, soulignant la nécessité de mieux caractériser les usages et de repenser conjointement les interfaces du robot et de la tablette.

Le projet de recherche Interaction Paradigm for Telepresence Robotics (IPaTRo²) s'inscrit dans cette continuité et vise à concevoir un dispositif de téléprésence répondant précisément aux besoins des enfants isolés et de leur entourage.

¹Presse: "Grâce au robot Buddy, les enfants malades du CHU de Toulouse conservent un lien avec leur famille"

²<https://wp.laas.fr/ipatro/>

Dans le cadre de ce projet de recherche, nous avons organisé le workshop « Innovations et enjeux de la robotique de téléprésence francophone » qui nous a permis de réunir des acteurs intéressés par la thématique et des intervenants ayant de l'expérience avec la téléprésence en milieu hospitalier et scolaire. Dans ce papier nous parlerons tout d'abord de l'intérêt de la robotique de téléprésence dans les contextes scolaires et hospitaliers, puis nous présenterons une analyse croisée de deux projets : l'un dans le cadre scolaire, l'autre dans le cadre hospitalier. Nous évoquerons ensuite les problématiques abordées lors du workshop.

II. LA ROBOTIQUE DE TÉLÉPRÉSENCE COMME FACTEUR D'INCLUSION

A. Dans le contexte scolaire

A l'instar des cours dispensés à l'hôpital ou à domicile, l'utilisation d'un robot de téléprésence dans le périmètre scolaire entre dans le cadre du droit à l'éducation des enfants empêchés de se rendre physiquement à l'école en raison de problèmes de santé ou de déficiences.

Les enfants, tout comme les parents et les enseignants, perçoivent la téléprésence comme un moyen de recréer du lien grâce à la présence virtuelle de l'élève empêché mais aussi comme un outil de continuité scolaire [4] [5]. Plusieurs travaux mettent en évidence les effets positifs de l'utilisation d'un robot de téléprésence dans le but d'assurer la continuité éducative et l'inclusivité à l'école. Weibel et ses collègues en 2020 [6] ainsi que Powell, Cohen et Patterson en 2021 [7] rapportent que l'utilisation de ces dispositifs facilite les interactions sociales entre les pairs et l'inclusion dans les activités d'apprentissage, réduisant ainsi le sentiment de solitude face à la maladie. Une méta-analyse de Pelizzari, Rocco et Ferrari en 2025 [1] démontre que la téléprésence est utilisée pour maintenir le lien social (29,03% des articles étudiés) suivi de près par les activités d'apprentissage (25,81%). Il ressort également de cette meta-analyse, que la téléprésence permet avant tout une meilleure gestion du stress ressenti et une facilitation de la communication.

Pour autant, l'utilisation d'un robot de téléprésence en classe soulève plusieurs défis : (1) défi technique, avec la nécessité d'une connexion internet stable et d'un matériel fiable [8] ; (2) défi humain, avec le besoin - de la part des pairs et de l'équipe enseignante - d'un suivi accru et d'un plus grand engagement dans l'inclusion de l'enfant (à travers le robot) au sein de la classe [4] mais aussi de prendre en compte l'important effort cognitif des enfants pilotant le robot [9] ; et (3) défi organisationnel, avec la nécessité d'un investissement des parties prenantes pour la réussite du déploiement du dispositif [7].

B. Dans le contexte hospitalier

Il n'est pas rare que le parcours de soins de certaines greffes ou de maladies comme certains cancer comprenne une phase en chambre stérile dans un contexte d'isolement protecteur destiné à protéger l'enfant des germes extérieurs.

Cette mesure entraîne une réduction brutale et drastique des interactions sociales, notamment avec la famille et le cercle amical. Cette situation s'accompagne fréquemment d'une prévalence de la détresse émotionnelle, en particulier d'une anxiété accrue et de symptômes dépressifs chez l'enfant [10]. De même, l'isolement thérapeutique semble favoriser l'émergence d'un sentiment de déconnexion, d'isolement vis-à-vis de l'entourage et de la société [11] [12] ainsi qu'une diminution de l'agentivité perçue, pouvant se traduire par un sentiment d'aliénation et une fragilisation de l'identité personnelle [10].

Par ailleurs, une récente méta-analyse de Almeida et ses collègues (2022) fait ressortir une prédominance élevée de troubles émotionnels comme l'anxiété, la dépression et des symptômes de stress post-traumatique chez les jeunes patients. Ces troubles impactent négativement le développement cognitif des enfants isolés socialement [13]. L'isolement pendant l'enfance semble également concorder avec une augmentation du risque de développer des maladies associées à long terme [14]. De plus, Demetriou et al. [15] ont mis en évidence le développement d'un « mal du pays » (« homesickness »), significativement associé à l'augmentation de la dépression et de l'anxiété, chez les enfants séparés de leur foyer.

C. Bénéfices et limitations associés à l'usage des robots de téléprésence

L'utilisation de robots de téléprésence favorise le renforcement et le maintien du lien social chez les personnes en situation de handicap, notamment celles présentant des limitations motrices [16], des troubles cognitifs tels que la démence [17], ou des troubles développementaux [18]. Par ailleurs, ces robots contribuent significativement à l'amélioration de l'autonomie des personnes avec des déficiences motrices [19]. Ces impacts se traduisent, notamment, par une amélioration du bien-être des personnes concernées [16] [17] [18] [19].

Ainsi, de nombreux travaux exploratoires suggèrent que l'utilisation d'un robot de téléprésence peut améliorer le bien-être psychologique des enfants isolés. D'une part, ces dispositifs atténuent l'apparition d'émotions négatives – telles que le sentiment de solitude et de déconnexion sociale – en rétablissant un lien interactif entre l'enfant, ses pairs et ses proches [7] [20]. D'autre part, une amélioration de l'humeur au cours des périodes d'isolement, imputable au sentiment d'inclusion que procurent ces robots dans la sphère personnelle et scolaire est fréquemment constatée [4] [6] [7]. La téléprésence apparaît, de ce fait, comme un moyen prometteur pour compenser la rupture du lien social lors d'une absence prolongée.

Par ailleurs, bien que la téléprésence réduise l'isolement perçu et est généralement reçus positivement, des limitations techniques, ergonomiques et organisationnelles subsistent. Cela concerne, notamment, la facilité de déploiement, la connectivité réseau ou encore l'adaptation des robots aux besoins des utilisateurs finaux. Ces manques nuisent à l'acceptabilité de ces systèmes [21] [22].

Enfin, rares sont les études qui s'intéressent à un point de vue transversal de la robotique de téléprésence selon le contexte lié, ce qui laisse un manque de connaissances sur les opportunités et les barrières communes ainsi que sur les leviers d'amélioration de ces technologies.

III. MÉTHODE

L'atelier que nous présentons dans cet article s'est tenu lors de la 36^{ème} Conférence Internationale Francophone sur l'Interaction Humain-Machine (IHM 2025) à Toulouse et s'intitule « Innovations et enjeux de la robotique de téléprésence francophone ». L'objectif était de faire un état des lieux de la robotique de téléprésence en France dans le but de créer et animer un réseau francophone autour de cette thématique. Cet atelier consistait en une session d'une journée et a regroupé 17 participants, dont 10 hommes et 7 femmes, venant de différents domaines : robotique, IHM, psychologie, santé ou encore éducation. Les participants étaient issus majoritairement de la région toulousaine et ont participé à l'atelier sur la base du volontariat.

La journée s'est découpée en deux temps : un retour d'expérience sous forme de présentation de la part de deux intervenants, Rémi IZOULET (RI) et Laurent GALLON (LG), et un « World café »³. Pour cela, 4 problématiques ont été choisies par l'ensemble des participants parmi toutes celles évoquées durant la matinée. Les participants (dont RI et LG) ont été répartis par les organisateurs en quatre groupes pluridisciplinaires. Chaque groupe discutait d'une thématique et notait les éléments clés sur une feuille A2. Toutes les quinze minutes, les groupes changeaient de thème et s'appuyaient sur les notes du groupe précédent. Après quatre rotations, une phase de restitution a permis de présenter et expliquer les résultats finaux, pendant que les organisateurs prenaient des notes.

IV. RÉSULTATS

A. Comparaison du contexte scolaire et hospitalier

Rémi IZOULET (RI) et Laurent GALLON (LG) ont respectivement présenté leur projet de recherche autour de la robotique de téléprésence, dans un contexte médical pour le premier (projet Buddy Guard) et d'enseignement pour le deuxième (projet TED-i⁴).

Le projet de recherche Buddy Guard, mené par RI, se passe au CHU de Toulouse depuis janvier 2025. Un robot de téléprésence est proposé aux familles dont l'enfant est hospitalisé dans le contexte d'un isolement protecteur. L'objectif est de lui permettre de garder un lien de présence avec son foyer, notamment sa fratrie. RI s'occupe de toute la gestion de robots, allant de la présentation aux familles jusqu'à la relation

³Méthode d'échange collaboratif en petits groupes favorisant le partage d'idées où les groupes examinent successivement chaque thématique en s'appuyant sur les réflexions des groupes précédents.

⁴<https://www.education.gouv.fr/ted-i-des-robots-de-tele-presence-destines-aux-eleves-hospitalises-326458>

avec le support technique. Cette recherche inclut les enfants hospitalisés (de 7 à 17ans révolus) et leur famille proche. Sur 13 propositions d'inclusions dans le protocole, seuls 4 déploiements ont pu être réalisés. Parmi les 9 propositions non finalisées, 7 sont dues à des problèmes techniques liées aux robots et seulement 2 en raison d'un refus de la famille et/ou de l'enfant.

Le projet TED-i, quant à lui, est un projet du ministère de l'Éducation nationale qui a débuté à la rentrée 2021. Il consiste en la mise à disposition de 3500 robots de téléprésence à destination des élèves du primaire et secondaire absents de leur établissement scolaire pendant plus de 3 semaines pour des raisons de santé. Deux types de robots sont proposés : Buddy pour le primaire (enfants de 5 à 11ans), et Beam pour le secondaire (enfants de 12 à 18ans). LG a été chargé de faire le suivi et l'analyse de ce projet pendant les trois premières années de mise en œuvre (projet Téléscol)⁵. 378 déploiements effectifs ont ainsi été observés et analysés à partir de données quantitatives, liées à l'utilisation des robots, mais également de données qualitatives, issues de questionnaires et d'entretiens auprès des parties prenantes.

Bien que l'utilisation du robot est similaire (éloignement des lieux de vie habituels de l'enfant pour raisons médicales), les contextes et contraintes de ces projets sont différents, le Tableau I résume plusieurs éléments de comparaison entre les deux programmes de recherche. La différence entre les contraintes d'utilisation s'expliquent par la nécessité de respecter les règles de vie du lieu où se situe le robot : la classe pour TED-i (règles strictes pendant les cours), le domicile familial pour Buddy Guard (règles plus souples). De plus, à l'intercours, de nombreux établissements n'autorisent pas le robot à se déplacer dans les couloirs ou la cour pour que le pilote puisse échanger avec les autres élèves (peur d'abîmer le robot), limitant drastiquement les temps de consolidation du lien social avec les pairs. Pour résumer, l'espace où se situe le robot peut être considéré comme **privé** (foyer familial) et **libre** pour Buddy Guard, alors qu'il est **public** (école) et **contraint** pour TED-i. Enfin, il ne faut pas négliger le fait que pour TED-i, le premier objectif officiellement ciblé est la continuité pédagogique, et non pas le recouvrement du lien social (même si en pratique, il est souvent cité comme besoin impérieux).

Tableau I: Comparaison des contextes d'utilisation des robots dans les projets TED-i et Buddy Guard

Critères de comparaison	TED-I - robot scolaire	Buddy Guard - robot médical
Membres du personnel impliqués	multiples	Un seul
Lieu où se situe le pilote	Domicile ou hôpital	Hôpital
Lieu où se situe le robot	En classe	Domicile
Objectif ciblé	Lien social avec pairs / continuité pédagogique	Lien social avec la famille
Contraintes d'utilisation	Agenda de cours à respecter / peu de liberté d'action dans le cours	Usage libre

⁵<https://telescol.hypotheses.org/>

Concernant le déploiement du projet Buddy Guard, RI a mis en avant les points suivants :

- le robot est principalement utilisé pour se déplacer dans le domicile familial (84% du temps) et moins pour communiquer ;
- avec le temps, une diminution des demandes émanant des frères et sœurs visant à se rendre à l'hôpital a été observée. Dans un contexte d'isolement protecteur, cette diminution contribue à la réduction des risques de contamination et pourrait s'expliquer par le maintien d'une relation fraternelle de qualité via l'usage du robot ;
- manque de tablettes configurées uniquement pour l'utilisation avec le robot, empêchant les enfants de s'en servir comme appareil personnel, et ainsi de le bloquer avec des mots de passe par exemple ;
- des soucis lors de la mise en place de la solution car chaque cas doit être traité à la main (pas de réinitialisation automatique de la tablette et du robot) ;
- la qualité du réseau internet est un enjeu majeur d'adhésion au dispositif ;
- le manque d'un système prêt à l'emploi avec une démonstration qui fonctionne directement, afin de convaincre les utilisateurs d'adopter le robot ;
- l'apparence du robot est jugée plaisante par les familles tout en évitant un effet « vallée de l'étrange », qui serait provoqué par un degré de ressemblance anthropomorphique trop fort [23]).

Quant au déploiement du projet TED-i, LG a mis en exergue les points suivants :

- le délai de mise en service du robot est long (au moins trois semaines entre la proposition aux familles et un système fonctionnel) ;
- la navigabilité du robot est très appréciée, mais peu utilisée (application des règles de vie de classe) ;
- les enfants recherchent plutôt la conservation du lien social que la continuité pédagogique (permet d'acquérir / maintenir les compétences psycho-sociales) ;
- le robot n'est pas un outil pédagogique en soi, c'est la façon dont on l'utilise qui fait l'effet. Il permet de garder le lien professeur / élève à distance pendant les pauses quand l'établissement l'autorise à se déplacer (voir plus haut) ;
- une forte adhésion post-expérience des parties prenantes a été observée (90% retenteraient l'aventure) ;
- il est essentiel d'avoir une démonstration / mise en place qui fonctionne sans soucis, au risque d'avoir un refus d'utilisation de la part de l'élève / famille, avant même de s'être connecté en classe une première fois ;
- 30% des utilisations sont imposées aux professeurs (qui ne peuvent pas refuser la venue d'un enfant en classe) et un accompagnement (formation ou référent technique) serait donc nécessaire.

Le tableau II, présente une comparaison complète et synthétique des observations effectuées dans ces deux projets.

Tableau II: Analyse croisée des observations des projets TED-i et Buddy Guard

Critères de comparaison	TED-i	Buddy Guard
Accompagnement des parties prenantes		
Démonstration préalable nécessaire	✓	✓
Préparation (médiation) des co-présents ¹	✓	✗
Mise en place du déploiement		
Membres du personnel impliqués	≥ 4	1
Multi-compétences nécessaire	✓	✓
Processus lourd et chronophage	✓	✓
Ergonomie de la configuration du robot ²	~	~
Utilisation du robot		
Criticité de la qualité réseau	✓	✓
Bonne navigabilité du robot	✓	✓
Qualité audio / vidéo suffisante	~	✓
Poids du robot	✗	✗
Autonomie du pilote ³	✓	✓
Interface de pilotage facile à prendre en main	✓	✓
Acceptation du robot		
Bon degré d'anthropomorphisme ⁴	✓ / ~	✓
Robot imposé aux co-présents	30%	0%
Nécessité de médiation préalable	✓	✓
Forte adhésion post-expérience	✓	✓
Impacts sociaux observés		
Recouvrement du lien avec ses pairs	✓	
Recouvrement du lien avec la fratrie		✓
Interactions novatrices ⁵	✓	✓
Besoin de présence plus important que besoin de communiquer	✓	✓
Impacts psychologiques observés		
Recouvrement en partie d'une vie normale	✓	✓
Soulage les parents	✓	✓

¹ Il s'agit ici de préparer élèves et enseignants / fratrie à l'arrivée du robot (pourquoi un robot, que peut-il faire, comment interagir avec lui, ...)

² Ce résultat s'applique uniquement au robot Buddy, commun aux deux projets. Le robot Beam de TED-i semble plus abouti sur ce point

³ Pour les élèves du primaire, l'autonomie est partielle. Cela est dû à la difficulté pour des enfants de leur âge de mesurer le bon respect des règles de vie de classe à travers le robot

⁴ Degré d'anthropomorphisme de Buddy supérieur à celui de Beam

⁵ Au travers du jeu pour la fratrie / via réseaux sociaux pour les élèves du secondaire (aucune innovation observée pour les élèves du primaire)

Finalement, malgré les différences de contexte d'utilisation soulignées précédemment, la plupart des observations se rejoignent. Cela semble indiquer que l'impact du robot « masque » ces différences, en permettant à l'enfant de s'extraire de sa « bulle médicale » et de son isolement pour recouvrer des bribes de « vie normale », y compris quand celles-ci impliquent des efforts conséquents (par exemple pour suivre le rythme de classe). Ces premières constatations doivent néanmoins être confirmées par plus d'observations de déploiements, notamment dans Buddy Guard.

B. Brainstorming commun

Lors de la dernière partie, nous avons réalisé un « World café » autour de quatre thématiques préalablement identifiées par les participants de l'atelier : le design, la qualité du réseau, les modalités d'interactions et la différence entre robot compagnon, robot de téléprésence et systèmes de visioconférence. Voici ce qui a été retenu des échanges.

Design: Une différenciation entre apparence et conception a été faite. Du côté de l'apparence, il est clairement ressorti que le degré d'anthropomorphisme doit rester modéré afin que le robot de téléprésence reste un outil et ne tombe pas dans la « vallée de l'étrange ». Des questions se sont posées quant à la place et l'impact des couleurs, des vêtements ainsi que de la culture sur la perception que l'utilisateur peut avoir du robot. Pour la conception, il a été relevé que les caractéristiques physiques doivent prendre en compte les contraintes environnementales et contextuelles, mais aussi les attentes de l'utilisateur (par exemple on s'attend à ce qu'un robot avec des bras puisse attraper des objets). Il est également important de prendre en compte la conception dans son ensemble : transport du robot, adaptabilité du comportement (vitesse, approche...), facilité d'utilisation autant pour le pilote que pour le personnel, etc.

Qualité du réseau internet: Une faible qualité du réseau a un impact majeur sur le sentiment de présence : frustration, perte d'informations, augmentation de l'attention nécessaire et donc de la charge mentale. Cela entraîne des problématiques d'acceptabilité surtout lors de la première impression. Concernant les problèmes liés à la qualité du réseau, il est nécessaire de faire des choix sur ce qu'il faut maintenir en priorité (vidéo, audio, contrôle...), mais aussi de prévoir les comportements à adopter. Il a été proposé d'avoir un mode « économie de réseau », un affichage « en temps réel » de l'état du réseau ou encore une cartographie des endroits de la maison où le robot a une meilleure connexion de sorte à ce qu'il s'y rende de manière autonome en cas de perte. Toutes ces solutions sont à mettre en perspective avec les différentes contraintes que peuvent impliquer les lieux dans lesquels les robots sont déployés : pas toujours de choix sur le réseau (par exemple, pas de wifi disponible), difficultés d'adapter ou de modifier l'environnement, personnel limité pour s'occuper de la gestion du réseau, etc.

Modalités d'interactions: Dans le cas d'un robot de téléprésence, différentes interactions existent : pilote/interface de contrôle, locaux/robot, humains/humains (via le robot), etc. Il est nécessaire de prendre en compte ces particularités d'interaction, à la fois séparément mais aussi dans leur ensemble de manière à reproduire le plus fidèlement possible les sentiments de présence et co-présence et d'assurer une bonne expérience utilisateur. L'exemple à l'hôpital le montre bien : il existe une interaction supplémentaire incarnée par RI, qui permet de créer le lien entre chaque « entité ». Au cours des discussions sur ce thème, différentes idées ont pu émerger comme : (1) le contrôle du robot en réalité virtuelle ; (2) l'ajout de repères spatialisés, par exemple une ceinture haptique qui vibre lorsque quelqu'un passe derrière le robot ; (3) l'adaptation de la vitesse ; (4) ou encore le contrôle du robot en cliquant directement sur des objets dans le flux vidéo. D'autres idées, encore difficilement réalisables techniquement, ont été proposées : retours olfactifs, veste haptique et thermique pour reproduire des comportements

affectueux... Pour la plupart des idées, il a été discuté de la faisabilité – tant technique, logistique, organisationnelle que humaine – ainsi que de la pertinence de celle-ci.

Compagnon, téléprésence ou visioconférence: L'objectif de cette problématique était de poser des frontières plus explicites entre ce qui différencie un robot compagnon, d'un robot de téléprésence, d'une simple visioconférence. Nous sommes tombés d'accord sur le fait que les principales dimensions à considérer pour différencier ces trois types d'interactions sont : (1) le contrôle sur le robot ainsi que sa mobilité, (2) l'incarnation de celui-ci et (3) son rôle perçu. La visioconférence a été décrite comme un simple moyen de communication, sans incarnation d'identité ni de mobilité. Ce manque d'incarnation peut amener à « oublier » la personne en visioconférence et de l'exclure ainsi des discussions. Un robot compagnon, quant à lui, est une entité à part entière et agit en autonomie. Il sert souvent un but non professionnel, car il est utilisé comme accompagnateur et a pour via la création d'une relation « émotionnelle » entre le robot et l'utilisateur. L'interaction est uniquement humain-robot dans ce cas. A contrario, un robot de téléprésence sert d'avatar à la personne qui le dirige en lui donnant un corps dans un espace distant, ce qui permet de recréer un lien entre les personnes. L'interaction est plus complexe (humain-robot-humain), mais ce n'est qu'un outil, qui est téléguidé par un opérateur humain qui projette sa propre identité en lui. Il y a aussi une notion de mouvement, mais sans autonomie : *peut-on réellement parler de robot dans ce cas ?*

V. DISCUSSION

Les débats autour des différentes problématiques ainsi que le regard croisé entre téléprésence en contexte hospitalier et téléprésence en milieu scolaire mettent en lumière différents points de tension qu'il est primordial de régler pour s'assurer d'une bonne acceptabilité *a priori*, mais également d'une bonne expérience utilisateur durant l'utilisation du système de téléprésence.

En premier lieu, les problèmes associés à la stabilité de la connexion internet sont critiques. Les malfonctions liées au réseau endommagent la première impression des potentiels futurs utilisateurs alors qu'il est nécessaire que celle-ci soit positive pour s'assurer d'une bonne acceptation. Pour autant, selon Saeki et Ueda en 2024 [24], une « bonne » apparence (c'est-à-dire un design hautement ou moyennement apprécié) du robot permettrait une plus grande tolérance aux erreurs du robot, bien que cela n'ait pas été testé dans le cadre de la téléprésence. Il serait intéressant d'étudier spécifiquement l'impact de l'apparence du robot sur la tolérance des participants aux erreurs de ce dernier. La forme et l'apparence du robot devraient être alignées avec sa fonction, conformément au principe d'affordance, sans pour autant négliger un niveau d'anthropomorphisme adapté [25] [26]. De plus, bien qu'il soit important de repenser l'organisation autour du déploiement des robots de téléprésence dans le but de réduire le temps

nécessaire à leur mise en place dans le cadre scolaire, il ne faut pas non plus que cela repose uniquement sur les épaules d'une seule personne comme dans le projet Buddy Guard. Il est essentiel de permettre à l'entourage (professeurs, soignants, parents, ...) de bénéficier d'une formation accessible afin de faciliter la mise en place et de réduire l'investissement nécessaire de chaque partie prenante.

Ainsi, dans le cadre du projet IPaTRo, les scientifiques devront prendre en compte le besoin (1) d'une procédure de déploiement bien définie, pour rendre la mise en place des robots rapide et efficace ; (2) de résoudre les challenges liés à la connexion réseau de manière à maximiser l'adhésion des parties dès la présentation ; (3) d'avoir un design à la fois utilisable, fonctionnel et acceptable ; (4) d'avoir un support technique simple et efficace. Les éléments énoncés tout au long de l'article présentent néanmoins plusieurs limites. D'une part, le nombre réduit et l'hétérogénéité des participants, bien qu'étant une richesse lors des échanges, limitent la représentativité des résultats. D'autre part, le format atelier, fortement dépendant des dynamiques de groupe, expose les *insights* à des biais interactionnels. Par ailleurs, la comparaison entre les contextes scolaire et hospitalier doit être interprétée prudemment, en raison d'une asymétrie importante entre un projet de grande ampleur (TED-i) et un projet beaucoup plus restreint en termes de moyens et de population (Buddy Guard). Enfin, la nature exploratoire de la démarche limite la généralisation des conclusions, qui devront être confirmées par des investigations complémentaires. De ce fait, ce workshop et cet article visent plutôt à présenter des pistes de recherche à explorer dans de futures études.

Finalement, même s'il reste de nombreux défis à relever, la robotique de téléprésence laisse imaginer un futur plus inclusif, où différentes situations d'exclusion pourront être résolues par cette nouvelle technologie.

REMERCIEMENTS

Un grand merci à tous les participants et participantes du workshop d'avoir partagé leurs idées et connaissances avec autant d'entrain et de générosité.

REFERENCES

- [1] F. Pelizzari, S. Rocco, and S. Ferrari, "Integrating robotics in hospital and home education: A systematic review of innovative teaching practices," *Continuity in Education*, 2025.
- [2] C. Dussarps, A. Lehmanns, L. Gallon, F. Dubergey, and A. Abénia, "La présence à distance dans les pratiques enseignantes : le cas des robots de téléprésence," *Revue Education, Santé, Sociétés*, 2020.
- [3] L. Gallon, "Des robots pour maintenir les liens dans l'enseignement," *Ébullitions [en ligne]*, 2023.
- [4] M. Weibel, S. Skoubo, C. Handberg, L. B. Bertel, N. C. Steinrud, K. Schmiegelow, I. K. Hallström, and H. B. Larsen, "Telepresence robots to reduce school absenteeism among children with cancer, neuromuscular diseases, or anxiety—the expectations of children and teachers: A qualitative study in denmark," *Computers in Human Behavior Reports*, vol. 10, p. 100280, 2023.
- [5] E. L. Vegeberg, M. W. Willard, M. L. Andersen, L. B. Bertel, and H. B. Larsen, "Educational robotics: Parental views of telepresence robots as social and academic support for children undergoing cancer treatment in denmark," *Computers in Human Behavior: Artificial Humans*, vol. 5, 2025.
- [6] M. Weibel, M. K. F. Nielsen, M. K. Topperzer, N. M. Hammer, S. W. Møller, K. Schmiegelow, and H. B. Larsen, "Back to school with telepresence robot technology: A qualitative pilot study about how telepresence robots help school-aged children and adolescents with cancer to remain socially and academically connected with their school classes during treatment," *Nursing Open*, 2020.
- [7] T. Powell, J. Cohen, and P. Patterson, "Keeping connected with school: Implementing telepresence robots to improve the wellbeing of adolescent cancer patients," *Frontiers in Psychology*, 2021.
- [8] V. Ahumada-Newhart and J. S. Olson, "Going to school on a robot: Robot and user interface design features that matter," *ACM Trans. Comput.-Hum. Interact.*, 2019.
- [9] J. A. Rode, Y. Feng, H. Zhang, R. Rosman, A. S. Bastaman, J. King, M. H. Samson, X. Dong, A. Walker, M. Horton, J. C. Read, M. Oliver, and H. Elmimouni, "Playful telepresence robots with school children," in *Proceedings of the 13th Nordic Conference on Human-Computer Interaction*, NordiCHI '24, ACM, 2024.
- [10] R. Lee and L. Halliday, "The psychological effects of protective isolation on haematological stem cell transplant patients: an integrative, descriptive review," *Supportive Care in Cancer*, 2025.
- [11] N. Searle, M. Askins, and A. Bleyer, "Homebound schooling is the least favorable option for continued education of adolescent cancer patients: A preliminary report," *Medical And Pediatric Oncology*, 2003.
- [12] J. C. Boles, D. L. Winsor, B. Mandrell, J. Gattuso, N. West, L. Leigh, and S. M. Grissom, "Student/patient: the school perceptions of children with cancer," *Educational Studies*, vol. 43, 2017.
- [13] I. De Laia Almeida, J. Rego, A. Teixeira, and M. Moreira, "Social isolation and its impact on child and adolescent development: a systematic review," *Revista Paulista de Pediatria*, 2022.
- [14] A. Danese, T. Moffitt, H. Harrington, B. Milne, G. Polanczyk, C. Pariante, R. Poulton, and A. Caspi, "Adverse childhood experiences and adult risk factors for age-related disease: Depression, inflammation, and clustering of metabolic risk markers," *Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine*, vol. 163, 2009.
- [15] E. Demetriou, K. Boulton, M. Bowden, R. Thapa, and A. Guastella, "An evaluation of homesickness in children: A systematic review and meta-analysis," *Journal of Affective Disorders*, vol. 297, 2022.
- [16] G. Zhang and J. P. Hansen, "People with motor disabilities using gaze to control telepresence robots," in *Extended Abstracts of the 2020 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, (New York, NY, USA), pp. 1–9, ACM, Apr. 2020.
- [17] W. Moyle, C. Jones, M. Cooke, S. O'Dwyer, B. Sung, and S. Drummond, "Connecting the person with dementia and family: a feasibility study of a telepresence robot," *BMC Geriatr.*, vol. 14, p. 7, Jan. 2014.
- [18] N. Friedman and A. Cabral, "Using a telepresence robot to improve self-efficacy of people with developmental disabilities," in *Proceedings of the 20th International ACM SIGACCESS Conference on Computers and Accessibility*, (New York, NY, USA), pp. 489–491, ACM, Oct. 2018.
- [19] R. Leeb, L. Tonin, M. Rohm, L. Desideri, T. Carlson, and J. d. R. Millan, "Towards independence: A BCI telepresence robot for people with severe motor disabilities," *Proc. IEEE Inst. Electr. Electron. Eng.*, vol. 103, pp. 969–982, June 2015.
- [20] L. A. Chubb, C. B. Fouché, M. Agee, and A. Thompson, "'being there': technology to reduce isolation for young people with significant illness," *International Journal of Inclusive Education*, vol. 27, 2023.
- [21] V. A. Newhart and J. S. Olson, "My student is a robot: How schools manage telepresence experiences for students," in *ACM CHI'2017*.
- [22] M. Fletcher, C. Bond, and P. Qualter, "User perspectives of robotic telepresence technology in schools: A systematic literature review," *Educational Psychology in Practice*, vol. 39, 2023.
- [23] K. F. MacDorman, "La vallée de l'étrange de mori masahiro," *e-Phaistos*, Oct. 2019.
- [24] W. Saeki and Y. Ueda, "Sequential model based on human cognitive processing to robot acceptance," *Frontiers in Robotics and AI*, vol. 11, 2024.
- [25] N. Calvo-Barajas, G. Perugia, and G. Castellano, "The effects of robot's facial expressions on children's first impressions of trustworthiness," *29th IEEE RO-MAN*, 2020.
- [26] K. Klüber and L. Onnasch, "Appearance is not everything - preferred feature combinations for care robots," *Computers in Human Behavior*, vol. 128, 2022.

Session : Rééducation cognitive et du langage

Présidente de session : Julie Lang

Evaluation of a Digital Avatar by Children with Dyslexia

Adaptability of Speech Therapy Follow-up in a Context of Limited Access to Care

Agnès Piquard-Kipffer
CY-INSEI/Grhapes/ Chaire Unesco AUEN
Suresnes, France

Jérémy Zytnicki
Université Sorbonne Paris Nord
LEPS UR3412
Bobigny, France

Adama Diourté
CY-INSEI/Grhapes
Suresnes, France

Abstract— This study refers to part 1 of the AVI-Corse project, conducted with children with dyslexia, which aimed to evaluate the contribution of an avatar with automatic lip synchronization in a listening comprehension task, as well as to gather the children's views on its motivational aspect. The encouraging results highlight the potential of such tools as complementary aids in speech therapy and open up prospects for their integration in areas facing limited access to care.

Keywords— speech-language therapy ; digital technologies ; digital avatar ; dyslexia ; lip-reading ; assessment ; language and communication

I. INTRODUCTION

Dyslexia is a specific and persistent disorder of written language, widely documented in the scientific literature, and classified within the category of Specific Language and Learning Disorders (SLD) [1] [2]. It is characterised by persistent difficulties in learning to read, resulting in spelling problems that affect academic performance, despite normal intellectual ability and appropriate teaching [3][4]. If the written aspect of language is primarily affected, children often use oral compensation strategies to support their written comprehension [5]. Research conducted on young children at risk of dyslexia (aged 5), who are just beginning to learn to read, has shown that their metaphonological performance is reduced when they do not have the visual information provided by lip reading [6]. These results suggest that visual cues from facial and lip movements help to support their analysis of phonological units, which is not yet fully stabilised. In contrast, in typical children, whose audio-phonatory system is functional, the use of visual information appears to be less decisive. It should be noted that in older children with developmental dyslexia, two hypotheses are discussed in the literature. The first postulates less reliance on visual information, linked to a deficit in the recruitment of brain networks involved in audiovisual integration. The second, on

the contrary, suggests an increased reliance on these cues, which are used as a compensatory mechanism for auditory-phonological difficulties. Some data support this second perspective, showing that the presence of facial cues can facilitate the encoding of written words in dyslexic children, particularly those with the lowest reading levels [7] [8]. From this perspective, the use of a 'talking head' – a digital avatar with automatic lip synchronization – could constitute a relevant tool in speech therapy, strengthening the articulation of auditory and visual modalities, both orally and in support of written language. Furthermore, the gamification of learning offered by the use of avatars could encourage young dyslexics to engage in an activity. Several studies have demonstrated the benefits of a playful approach for these young people, including in international contexts and in languages other than French [9] [10]. A literature review proposes a categorisation of digital technologies used to support students with SLD, including specific intervention protocols, serious games, educational games with the possible use of augmented reality or virtual reality. The impact on dyslexic students is considered to be positive overall in helping them to overcome their reading difficulties and related skills (such as attention, concentration, visual perception and phonological awareness), notably via the motivational lever [11]. Despite their promising nature, these perspectives, mainly oriented towards school compensation, remain relatively underdeveloped in the field of speech therapy, particularly concerning remediation devices in the French language, as illustrated by a synthesis study on the use of virtual reality [12]. This situation limits their scientific validation as well as their integration into care practices. It also contrasts with current clinical challenges for children with SLD, whose support requires structured, long-term follow-up. In this regard, the HAS (French National Authority for Health) emphasizes the importance of ensuring a continuity of speech therapy care, based on regular and prolonged follow-up, an essential condition for the effectiveness of interventions [3].

Few studies have investigated the comparative effects of different presentation modalities on oral comprehension in children with SLD. To our knowledge, no previous study has directly compared three modalities - a human speaker, a digital avatar, and an audio-only condition - in children with dyslexia in an ecological home-based context. Existing work in speech and language therapy has mainly explored digital avatars through qualitative or non-comparative approaches. For instance, a previous study by the authors [15] described the use of a digital storybook with an avatar narrator in children with developmental language disorders, in school or clinical settings and without comparing modalities. Similarly, an Italian study [16] evaluated a virtual reality rehabilitation protocol in a heterogeneous SLD population not exclusively composed of children with dyslexia. Their study focused on executive functions in a laboratory setting rather than on oral comprehension or modality comparison. More recently, the authors [20] highlighted the growing interest in home-based digital avatars in speech therapy, while underlining the limited number of comparative studies. Another component of the AVI-Corse project also examined family perceptions, including those of siblings and parents, regarding avatar use in daily home-based support.

In this context, the present study, conducted as part of Phase 1 of the AVI-Corse project, aims to evaluate digital avatars animated by automatic lip synchronization (Dynamips technology, <https://dynamips.com>) [13] in support of speech therapy management. Its originality lies in the ecological home-based evaluation of children with SLD. The study examines the articulatory quality and comprehensibility of the avatar, its potential impact on oral comprehension, and its communicative attractiveness for young users [14].

We formulate as a first hypothesis that the audiovisual cues provided by the avatar can support the oral comprehension of children with an SLD. Our second hypothesis postulates that this technology presents a motivating character within a speech therapy support framework, likely to encourage regular use. More broadly, the study questions the conditions for integrating these tools into care, particularly to support their continuity and the empowerment of children and their families. By evaluating the experience of young users and giving them a voice, this research aims to fill a gap in the literature and explore the conditions under which digital avatars could constitute a relevant, acceptable, and complementary lever in speech therapy management.

Beyond the comparison of presentation modalities, this study addresses a major clinical challenge: how digital tools may support accessible, motivating, and continuous speech therapy follow-up for children with dyslexia in ecological home-based conditions.

II. METHODOLOGY

Our study initially included 45 children, including 15 deaf children, but the present article focuses on 30 children: 15 presenting with Dyslexia (SLD G) and 15 forming the control

group (CG, cf. Table I), see details in [14]. This choice is in line with previous work [6][15] conducted with younger children at risk of dyslexia, and allows us to evaluate whether lip reading remains an effective lever in older children, this time with the support of an animated digital face (avatar), on both cognitive and motivational levels. It also contributes to reducing profile heterogeneity and specifying the specific effects of the avatar in the speech therapy context.

A. Sources and Relays for Recruitment and Ethics

Several meetings were organized beforehand with the ARS (Regional Health Agency) of Corsica to detail the project as well as the study framework and personal data protection measures in accordance with the GDPR. The Research Ethics Committee (CER) of the INSEI validated the parental consent form and the referral form to the data protection officer (favorable opinion CER AG11PI04-2025). An information note presenting the project was transmitted to participating parent associations and medico-social structures, who relayed it to the families. Those interested then contacted the research team and participated in an initial interview, by phone or in person, to present the research and clarify the participation modalities.

B. Participants

The 30 children included in the study were divided into two groups: 15 children presenting with dyslexia (SLD G) and 15 typically developing children constituting the CG. Among the dyslexic children, nearly half (8/15) were either remote from care (4/15) or engaged in irregular speech therapy follow-up (4/15), while the others benefited from regular follow-up.

TABLE I. PARTICIPANTS : 2 GROUPS OF CHILDREN

Sample size (N=30)	SLD Group	Control Group
Number of children	15	15
Girls	6	7
Boys	9	8
Mean Age	11.3	10.11
Age Min	8.4	8.10
Age Max	14.11	13.4

The inclusion criteria were based on satisfactory performances in two tests administered at the beginning of the experimental phase, to guarantee the instructions comprehension and adequacy to the protocol. Verbal and non-verbal capacities were evaluated using the ECS-II [17], with no significant difference observed between the two groups.

Children presenting with a neurodevelopmental disorder affecting communication, in particular Autism Spectrum Disorder (ASD), were not eligible for inclusion in this study.

C. Experimental procedure

The research unfolded in five steps:

1. Presentation of the research, of the researcher(s) - one or two depending on the missions - and collection of consent.
2. Discovery of the premises, verification of equipment and internet access.
3. Scenography of the interview space with children's literature picture books, mandalas, etc.. The scenography participates in the gamification of our research and tends to favor the young people's adherence to the protocol. Anamnestic data were also collected during this time in contact with the parents.
4. Viewing of sixty videos with a sentence pronounced in three different modalities: twenty videos show an avatar speaker (Av) ; twenty videos show a human speaker (H); twenty videos show a black screen without the presence of any speaker (Audio). The protocol was inspired by speech therapy research dissertations [18][19] and adapted to young people with SLD, notably with the preceding gamification phase introduced. We asked the children to point to one image among four in an image booklet.

The booklet contains 60 plates with three identical series of 20 plates, presented randomly according to the modalities (H, Av, Audio). The instruction was as follows: "You are going to watch videos, each time, for each video, you will point in the booklet to the image that best matches the sentence you hear" (authors translation from French). The task aimed to evaluate the fine comprehension of morphological cues, notably gender and number, as well as syntactic cues such as negation and relative clauses. The objective was to test whether automatic lip synchronization could enhance access to subtle oral grammatical markers by making certain phonological contrasts more visually salient through lip-reading cues. This may be particularly relevant for children with SLD, who can experience difficulties in processing or discriminating phonologically similar forms. For example, visual speech cues may facilitate the distinction between forms such as "le/la" or singular/plural markers in utterances such as "les enfants jouent" or "la fille le regarde" ("the children play" or "the girl looks at him").

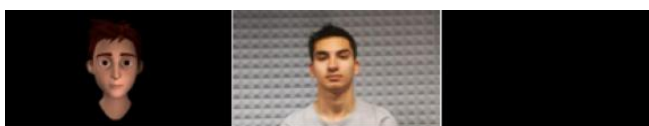


FIGURE I. EXPÉRIMENTAL SETUP: VIDEOS (AV, H, AUDIO)
 Note. Source : Dynalips

5. Two-part interview, first with the child then with the family-parents and siblings. The results concerning families and siblings have been reported in a previous article [20]. In the present paper, we focus on children's perceptions of the avatar following the video-viewing task (step 4). Semi-structured questions explored several dimensions related to the avatar, including pleasantness, motivation for home-based speech therapy support, modality preferences (human speaker, avatar, or audio-only), intelligibility, and comprehension. A free discussion time was also

provided. The present article specifically reports results related to pleasantness, motivation, and modality preferences.

C. *Data Analysis Criteria*

Our results will highlight, on the one hand, quantitative data collected during experimental step 4. The statistical results corresponding to the comparison of scores obtained by the children in the three modalities presented (Av, H, and Audio) will be exposed. On the other hand, the qualitative results obtained during the interviews with the children will be described. They will be presented as histograms for closed-ended responses, with more in-depth analysis covering the open exchanges with the children.

III. RESULTS

A. *Quantitative Results*

• Inter-group Results

Statistical analyses were performed using R software. An Analysis of Variance (ANOVA) was conducted to examine the group effect. When the ANOVA revealed a significant effect, post hoc comparisons were conducted using the Tukey test (Tukey's Honest Significant Difference). This made it possible to precisely identify the significant differences between the control and SLD groups (inter-groups, see Table II and Figure II) and also the differences within each group (intra-group, see Table III and Figure II).

TABLE II. INTER-GROUP RESULTS

Mean Scores (60 sentences)	Human Modality/20	Avatar Modality/20	Audio Modality/20
Control Group MEAN (SD)	17.67 (2.23)	17.40 (1.96)	16.93 (2.76)
SLD Group MEAN (SD)	15.60 (2.13)	16.47 (2.07)	11.60 (3.60)
p-value	< .05	ns	< .05

In the Human modality, a significant difference is observed between the groups, with children in the CG obtaining higher scores than those in the SLD G (mean difference = 2.067, p = 0.037; 95% CI [0.11; 4.03]).

In the Avatar modality, no significant difference is highlighted between children in the CG and those in the SLD G (mean difference = 0.933, p = 0.448).

In the Audio-only modality, children in the CG present the highest mean score (M = 16.93; SD = 2.76), while SLD children obtain a lower score (M = 11.60; SD = 3.36). The difference between the groups is significant (mean difference = 5.333, p = 0.001; 95% CI [2.14; 8.53]).

• Intra-group Results

For the CG, no modality effect is observed. The performances obtained in the three conditions (H, Av, and Audio) appear globally comparable, with no statistically significant difference

between them. It should be noted that the H modality presents a slightly higher mean (M = 17.67) than those of the Av (M = 17.40) and Audio (M = 16.93) modalities. Thus, the results indicate equivalent levels of sentence comprehension regardless of the presentation modality (see Table III and Figure II).

TABLE III. INTRA-GROUP RESULTS

Mean Scores (60 sentences)	Human Modality/20	Avatar Modality/20	Audio Modality/20	Within-G comparison
CG MEAN (SD)	1,67 (2.23)	17.40(1.96)	16.93 (2.76)	ns
SLD G MEAN (SD)	15.60 (2.13)	16.47 (2.07)	11.60 (3.60)	Audio< H&Av, p<.05

For the SLD G, on the other hand, mean scores highlight variations according to the modality. The Audio-only condition is associated with the lowest performances (M = 11.60), while the H modality occupies an intermediate position (M = 15.60). The Av modality corresponds to the highest scores (M = 16.47).

Control Group SLD Group

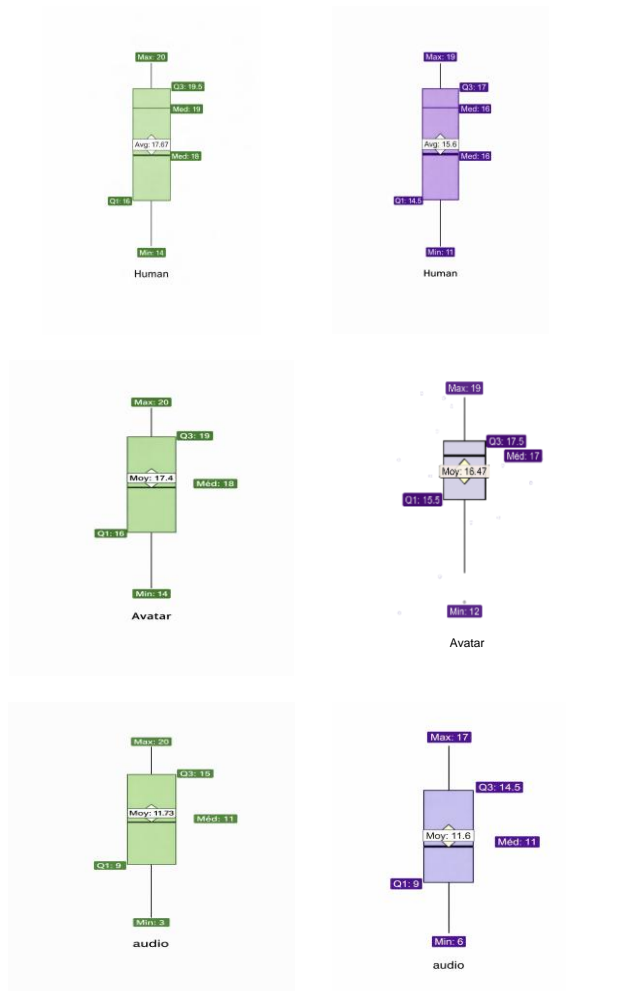


FIGURE II. Box Plot Analysis Results

Furthermore, the dispersion of the results differs according to the conditions: the Audio modality presents a higher standard deviation (SD = 3.36), reflecting greater inter-individual variability, whereas the Av (SD = 2.07) and H (SD = 2.13) modalities show more homogeneous performances. Among SLD children, the gap between the Audio and Avatar modalities corresponds to nearly five additional correctly understood sentences out of twenty, and four additional sentences between the Audio and H modalities.

B. Qualitative Results

Qualitative results provide us with complementary elements regarding the children's subjective perception. It notably contributes to (1) refining the evaluation of the avatar by comparing it to the other modalities (human speaker and audio only), and (2) explaining the differences obtained between the auditory and audiovisual modalities (H + Av) in the quantitative results. To do this, we questioned the children about their perception in terms of the avatar's pleasantness, preferences among the three modalities, and motivation. The questions presented in the figures are authors' translations from French.

- Avatar's pleasantness: "Do you find the avatar pleasant?"

The perception of the tools' pleasantness is generally positive in both groups, slightly more homogeneous in the CG than in the SLD children (see Figure III). Indeed, the majority of children in the CG (14/15) found the tools pleasant, with one participant remaining undecided. In the SLD G, 11 children also expressed a favorable opinion, while three declared themselves unsatisfied and one child was undecided. The children considered the avatars overall quite well-drawn, some comparing them to video games or cartoons. A few girls expressed a preference for a female avatar.



FIGURE III. RESULTS ON THE AVATAR'S PLEASANTNESS

- Avatar's motivation: "Do you find the avatar motivating to accompany you at home when you do speech therapy exercises?"

The majority of children in both groups stated that the avatar was motivating, with 12/13 children from the CG and 8/15 children from the SLD group answering positively. One child

from the CG while seven SLD children answering negatively. One child from the CG expressed a lack of motivation. These children explained that the task was not very playful and that the avatar did not look smiling, which could have reduced the overall activity's appeal (see Figure IV).

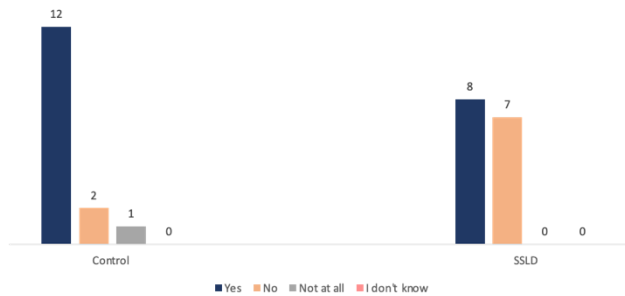


FIGURE IV. RESULTS ON THE AVATAR'S MOTIVATIONAL IMPACT

- Preference: "Do you prefer when the human speaks, the avatar speaks or the voice alone?"

Speaker preferences present a slightly different pattern between the two groups. In the CG four children preferred the avatar, five chose the human speaker, and six indicated having no preference, judging the Avatar and the human speaker to be equivalent. Among the SLD children, six preferred the avatar, five chose the human speaker, three declared an equivalent preference for both modalities, and one child expressed a preference for all three modalities. The children specify, regardless of their group, that they would like an avatar that looks like them (see Figure V).

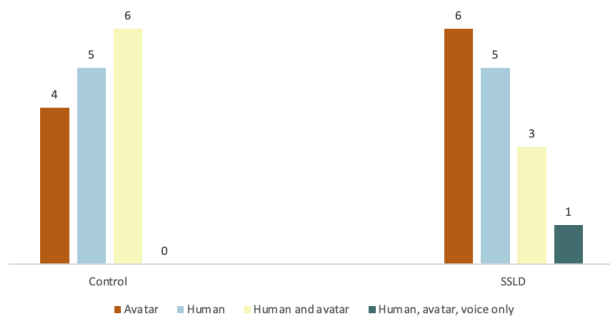


FIGURE V. RESULTS ON THE PREFERRED MODALITY/SPEAKER

III. DISCUSSION

A. Comprehensibility and communicative attractiveness

Regarding comprehensibility, the results show distinct modality effects across the two groups of children. As expected, the control group does not show a difference in performance between modalities. This observation can be explained by the children's ability to fully exploit auditory information without the need for visual support, in agreement with observations in the literature [6] [7] [8]. Conversely, in children presenting with an SLD, the results show that the

provision of visual cues significantly improves their oral comprehension, significantly increasing the number of correct responses [6] [7]. These data are consistent with some previously cited works which observe in dyslexic children, or at least a portion of them, a reliance on visual cues to compensate for weakened audio-phonatory feedback. Our study complements these data. The lack of a significant difference between human and avatar suggests that the latter constitutes a reliable substitute, capable of supporting fine oral comprehension despite slight lip synchronization flaws.

Regarding pleasantness, the avatar was globally appreciated by the children, regardless of their group. Among SLD children, however, it was not always motivating enough to support autonomous use at home, although it was predominantly designated as the preferred speaker. The children's feedback suggests that motivation could be reinforced by personalizing the avatar to more closely match their image, increased emotional expression, as well as the integration of more playful activities.

B. Limitation

Our study has certain limitations, notably a relatively modest sample size despite the heterogeneity of the SLD G, as well as the lack of objective measurement of motivation. However, these constraints were partly offset by the possibility of conducting the experiments at home, facilitating the inclusion of participants across the territory and reflecting ecological implementation conditions.

C. Perspectives

The avatar could be used in various contexts such as teleconsultation or telerehabilitation and thus participate in the continuity of care throughout the Corsican territory. The results obtained in a previous study on the implementation of these avatars in the family home were encouraging.

Furthermore, the avatar could also promote children's self-determination in their care by granting them a superior power to act compared to what they have experienced in the past. Finally, the digital dimension could favor the intensive stimulation of certain exercises.

To continue, we could deepen our study with a longitudinal approach in order to observe the motivational dynamics between the human and the avatar, as well as the continuity of care via the avatar at home in an ecological context over several months. It would also be interesting to further compare different types of avatars vs. different activities to identify universal levers. Interest could also focus on what children look at when they are in front of the avatar. The introduction of eye-tracking measures could thus improve our understanding of the importance of visual cues in the field of oral comprehension when facing a digital avatar compared to a human. Finally, the

research could be continued by evaluating digital avatars during speech therapy sessions.

CONCLUSION

To conclude, this study aimed to evaluate the contribution of a digital avatar using lip synchronization technology in an oral comprehension task with SLLDs children. The results showed a significant benefit of the audiovisual modality (avatar or human speaker) compared to the audio-only modality, which confirmed the importance of articulatory cues in the processing of oral language. The absence of a significant difference between the avatar and the human speaker may suggest that the avatar's visual modality is efficient and convincing enough for youth, despite imperfect lip synchronization.

The avatar could thus participate in the continuity of speech therapy care for the child in the Corsican territory. Longitudinal and ecological studies will allow the evaluation of the avatar's effects on the continuity of home care, as well as its efficiency regarding the child's phonological and language skills.

Acknowledgment

The ARS of Corsica played a leading and unifying role alongside several partners: the PEP associations and their home-care services, the MDPH of Corsica, the URPS for speech therapy, as well as Corsica-Dys TDAH, a parents' association. Many thanks to the families, the children, and the speech therapists!

REFERENCES

- [1] American Psychiatric Association. (2013). *Diagnostic and Statistical Manual of Mental Disorders (DSM-5)* (American Psychiatric Association).
- [2] World Health Organization. (2019). *International Classification of Diseases, 11th Revision (ICD-11)*. World Health Organization. <https://icd.who.int>
- [3] Haute Autorité de Santé. (2017). *Comment organiser le parcours de santé pour les troubles spécifiques du langage et des apprentissages ?* https://www.has-sante.fr/upload/docs/application/pdf/2018-01/guide_tsla
- [4] A. Piquard-Kipffer, & T. Léonova (2017). Scolarité et handicap : Parcours de jeunes dysphasiques ou dyslexiques-dysorthographiques âgés de 6 à 20 ans. *ANAE*, 147, 139–147. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01601654>
- [5] R. Van Rijthoven, T. Kleemans, E. Segers, & L. Verhoeven (2022). *Compensatory role of verbal learning and consolidation in reading and spelling of children with dyslexia*. *Annals of Dyslexia*, 72(3), 461–486. <https://doi.org/10.1007/s11881-022-00264-2>
- [6] A. Piquard-Kipffer, T. Cavadini, L. Sprenger-Charolles, & E. Gentaz (2021). Impact of lip-reading on speech perception in french-speaking children at-risk for reading failure assessed from age 5 to 7. *L'Année psychologique*, 121(2), 3-18. <https://doi.org/10.3917/anpsy1.212.0003>.
- [7] M. A. Galazka, N. Hadjikhani, M. Sundqvist & J. Åsberg Johnels (2021). Facial speech processing in children with and without dyslexia. *Annals of Dyslexia*, 71(3), 501–524. <https://doi.org/10.1007/s11881-021-00226-5>
- [8] L. Gijbels, A.K.C. Lee, & J.D. Yeatman (2023). Children with developmental dyslexia have equivalent audiovisual speech perception performance but their perceptual weights differ. *Developmental Science*, 27(1), e13431. <https://doi.org/10.1111/desc.13431>
- [9] J.M. Rodríguez-Ferrer, A. Manzano-León, J.M. Aguilar-Parra & A. Cangas (2023). Effectiveness of gamification and game-based learning in Spanish adolescents with dyslexia : A longitudinal quasi-experimental research. *Research in Developmental Disabilities*, 141, 104603. <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2023.104603>
- [10] A. Vasalou, R. Khaled, W. Holmes, & D. Gooch (2017). Digital games-based learning for children with dyslexia: A social constructivist perspective on engagement and learning during group game-play. *Computers & Education*, 114, 175-192. <https://doi.org/10.1016/j.compedu.2017.06.009>
- [11] H. Yaacob, N.Z. Zakariya, & S. M. Mohd Rashid (2024). *Technology-based interventions for dyslexic children: A systematic literature review (SLR)*. *International Journal of Academic Research in Business and Social Sciences*, 14(2), 574–595. <https://doi.org/10.6007/IJARBS/v14-i2/20826>
- [12] M. Capobianco, C. Puzzo, C. Di Matteo, A. Costa, & W. Adriani (2025). Current virtual reality-based rehabilitation interventions in neuro-developmental disorders at developmental ages. *Frontiers in Behavioral Neuroscience*, 18, 1441615. <https://doi.org/10.3389/fnbeh.2024.1441615>
- [13] S. Ouni & G. Gris (2018). Dynamic lip animation from a limited number of control points: Towards an effective audiovisual spoken communication. *Speech Communication*, 96, 49- 57. <https://doi.org/10.1016/j.specom.2017.11.006>
- [14] A. Piquard-Kipffer, K. Martinelli, L. Dussere, A. Sancier, J. Zytnicki, C. Barbot-Bouzit, & S. Ouni (2024). AVI-Corse : méthodologie et enjeux d'un projet participatif. Des avatars numériques au service du langage et de la communication. *La nouvelle revue - Éducation et société inclusives*, 98-99(1), 341-353. <https://hal.science/hal-04314092v1>
- [15] A. Piquard-Kipffer (2016). *Un album numérique pour raconter une histoire avec un avatar narrateur*. XVIèmes rencontres internationales en orthophonie - Orthophonie et technologies innovantes. <https://inria.hal.science/hal-01403204>. Ortho-edition, 449-471.
- [16] V. Di Giusto, G. Purpura, C. F. Zorzi, R. Blonda, E. Brazzoli, P. Meriggi, T. Reina, S. Rezzonico, R. Sala, I. Olivieri, & A. Cavallini (2023). *Virtual reality rehabilitation program on executive functions of children with specific learning disorders: A pilot study*. *Frontiers in Psychology*, 14, 1241860. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2023.1241860>
- [17] A. Khomsi (1997). *Evaluation des compétences scolaires : cycle des apprentissages fondamentaux. ECS II*. Éditions du Centre de Psychologie Appliquée (ECPA).
- [18] L. Dussere (2020). *Compréhension morphosyntaxique dans une situation de communication audio-visuelle : incidence du choix d'un avatar parlant auprès d'enfants présentant une surdité* [Mémoire de fin d'études, Université de Lorraine]. Mémoire présenté pour l'obtention du certificat de capacité d'orthophoniste soutenu le 24 juin 2020 à l'Université de Lorraine.
- [19] A. Sancier (2022). *Apports d'un avatar audiovisuel sur la compréhension morphosyntaxique d'enfants avec une surdité sévère à profonde*. [Mémoire de fin d'études, Université de Lorraine].
- [20] A. Piquard-Kipffer, & J. Zytnicki (2025). Implémentation d'avatars numériques dans la prise en soin orthophonique à domicile d'enfants sourds ou présentant un trouble spécifique du langage ou des apprentissages : Représentations de parents et de fratries. *Glossa*, (146), 7-23. <https://doi.org/10.61989/by9s0c98>

Positionnement de ScenaProd en ergothérapie pour les personnes présentant des troubles cognitifs : une étude exploratoire

Clémence Chassan

Institut de Formation en Ergothérapie- CHU de Toulouse
Laboratoire CHART

Brigitte Le Pévédic

Université de Brest, Bretagne INP
Laboratoire Lac-STICC

Céline Jost

Université Paris 8
Laboratoire CHART

Jean-Michel Caire

Institut de Formation en Ergothérapie- CHU de Toulouse

Résumé—L'ambition du projet PRIM (Playing and Recording with Interactivity and Multisensoriality) est de fournir un outil informatique permettant à des utilisateurs de toute discipline de concevoir des activités interactives entre humains et objets numériques sans connaissance en programmation informatique. L'objectif est de séparer le processus cognitif de création de la tâche de programmation. Le projet adopte une démarche de conception centrée utilisateur et itérative autour d'un prototype, le logiciel ScenaProd, inspiré des principes de la conception assistée par ordinateur. Ce prototype constitue un support à l'exploration et à la critique par les utilisateurs, et non une finalité en soi. Co-conçu avec des personnes issues de disciplines variées (informatique, éducation, art, psychologie, ergothérapie et ergonomie), ScenaProd a préalablement été évalué en termes d'utilisabilité auprès de 50 personnes de la population générale. Cet article présente une étude menée auprès d'étudiants de dernière année en ergothérapie à l'IFE de Toulouse, qui ont utilisé ScenaProd dans le cadre d'un travail pratique de conception d'activités de rééducation et réadaptation. Les participants ont ensuite répondu à un questionnaire visant à analyser leur appropriation de l'outil, sa pertinence pour leur pratique future et les limites perçues. Nos contributions sont doubles : (1) expliciter le contexte professionnel et les contraintes de conception propres aux ergothérapeutes, et (2) identifier les points forts et les limites de ScenaProd en vue de guider ses évolutions futures. Nous discutons enfin le potentiel de généralisation de ces enseignements à d'autres domaines tels que l'éducation, l'art ou la recherche en sciences humaines.

Mots clés—*réadaptation ; rééducation ; cognition ; ScenaProd ; ergothérapie ; activités de vie quotidienne*

I. INTRODUCTION

L'ergothérapie est une profession de santé centrée sur la personne qui « favorise la santé et le bien-être en soutenant la participation à des occupations significatives que les individus souhaitent, doivent ou sont censés faire dans leur vie quotidienne » [1]. Ainsi, l'ergothérapie vise à soutenir la participation des personnes aux activités de la vie quotidienne conformément à leurs attentes et à leurs besoins. Dans cette perspective, l'outil informatique peut remplir plusieurs rôles. Il

peut constituer un moyen de compensation, mais aussi un support de rééducation en sollicitant des fonctions altérées afin d'améliorer les performances de la personne. Grâce à ses nombreuses possibilités d'adaptation, l'informatique représente un outil particulièrement pertinent pour les ergothérapeutes, dont la pratique repose sur une approche centrée sur la personne et la mise en place de solutions individualisées et évolutives. La flexibilité de l'outil informatique permet ainsi un contrôle fin des fonctionnalités, répondant à des besoins que l'environnement réel ne peut pas toujours satisfaire [2].

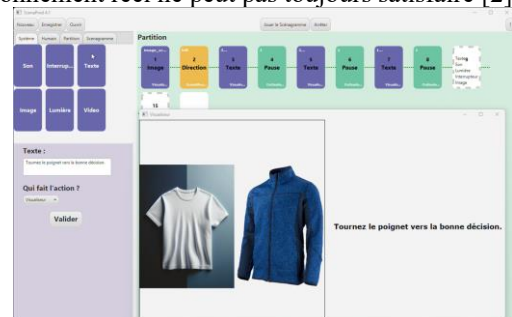


Figure 1 : Capture d'écran de ScenaProd

Le logiciel ScenaProd, co-conçu dans le cadre du projet PRIM [3], offre cette flexibilité en permettant aux utilisateurs de créer leurs activités et de les adapter à chaque patient. La Figure 1 montre une activité en cours de conception où le patient doit indiquer quel habit est le plus approprié à la météo du jour. Globalement, ScenaProd permet de créer des activités avec du texte, des images, des vidéos, du son, de la lumière ou d'allumer/éteindre des appareils électriques. Il permet également de définir les actions de l'humain : appui sur une touche du clavier ou sur un contacteur et mouvement à effectuer avec une articulation. Un travail précédent, mené avec des enseignantes spécialisées, a permis de faire valider le principe général de ScenaProd par la population générale et d'identifier ses apports dans le domaine du Handicap [4].

Cet article présente la suite de ce travail en positionnant ScenaProd dans le domaine de la rééducation pour des

personnes ayant des troubles cognitifs. La section II de l'article présente le contexte professionnel des ergothérapeutes par rapport à l'usage de la technologie et les besoins qui émergent. La section III décrit la méthodologie utilisée pour permettre de positionner ScenaProd. La section IV présente les résultats tandis que la section V discute et conclut l'article.

II. CONTEXTE

Les ergothérapeutes sont notamment amenés à accompagner les personnes présentant des troubles cognitifs. Ces personnes sont particulièrement en difficultés vis-à-vis de leurs interactions avec l'environnement. Les troubles cognitifs constituent une conséquence fréquente des atteintes neurologiques et neurodégénératives, avec des répercussions significatives sur l'autonomie et la participation des personnes dans leur vie quotidienne. Ils peuvent affecter différentes fonctions mentales supérieures, telles que la mémoire, l'attention, le langage, les capacités visuospatiales ou les fonctions exécutives, et sont observés dans de nombreuses pathologies, notamment les accidents vasculaires cérébraux, les traumatismes crâniens, la sclérose en plaques ou les maladies neurodégénératives [5]. Si certains déficits cognitifs peuvent être identifiés à l'aide de tests standardisés, leur impact fonctionnel réel se manifeste principalement dans les situations de vie quotidienne, souvent complexes, peu structurées et fortement dépendantes du contexte. Les ergothérapeutes sont donc au premier plan de leur accompagnement.

Parmi ces troubles, les atteintes des fonctions exécutives occupent une place centrale en raison de leur rôle transversal dans la régulation des comportements orientés vers un but. Les fonctions exécutives regroupent un ensemble de processus cognitifs de haut niveau permettant l'initiation, la planification, l'organisation, la flexibilité mentale, l'inhibition et l'autorégulation des comportements [6]. Elles sont essentielles à l'adaptation de l'individu à des situations nouvelles et à la gestion simultanée de plusieurs exigences environnementales. Leur altération compromet la capacité à coordonner des actions efficaces et adaptées, en particulier dans des contextes écologiques complexes.

L'importance des fonctions exécutives se manifeste particulièrement dans la vie quotidienne, où elles permettent la réalisation d'activités significatives, non routinières et adaptées au contexte. Des études ont montré que des déficits exécutifs, même subtils, sont associés à une réduction de la participation à des activités instrumentales, sociales ou de loisirs indépendamment des déficits moteurs ou autres symptômes les plus évidents [7].

Dans ce contexte, l'ergothérapie, en tant que profession centrée sur la participation occupationnelle, joue un rôle essentiel dans l'évaluation et l'accompagnement des personnes présentant un syndrome dysexécutif. En s'appuyant sur des situations écologiques et significatives, l'ergothérapeute vise à comprendre l'impact fonctionnel des troubles cognitifs et à mettre en place des stratégies de compensation, d'adaptation de l'environnement ou de rééducation, afin de soutenir l'engagement de la personne dans ses activités quotidiennes [8].

Contrairement aux interventions focalisées uniquement sur la restauration de fonctions cognitives isolées, les ergothérapeutes privilégient des stratégies visant à soutenir la performance dans des occupations significatives, en tenant compte des interactions entre la personne, l'activité et l'environnement [9].

La littérature récente met en évidence plusieurs catégories de stratégies ergothérapeutiques mobilisées dans l'accompagnement des personnes présentant un syndrome dysexécutif. Les approches compensatoires constituent un axe majeur d'intervention, notamment à travers l'utilisation d'aides externes, de routines structurées, de supports visuels ou d'outils numériques visant à réduire la charge cognitive et à soutenir l'organisation, la planification et le rappel des actions [10]. Ces stratégies permettent de contourner les déficits exécutifs afin de maintenir l'engagement dans les activités de la vie quotidienne. Par ailleurs, les approches métacognitives, telles que la méthode, sont de plus en plus documentées. Elles visent à développer la capacité des personnes à analyser leur propre performance, à identifier des stratégies efficaces et à les généraliser à différents contextes occupationnels. Ces interventions, centrées sur la résolution de problèmes dans des activités réelles, apparaissent particulièrement pertinentes pour répondre à la variabilité et à la complexité des situations de vie quotidienne rencontrées par les personnes présentant des troubles exécutifs [11].

A ce jour, en France, plusieurs outils informatiques sont utilisés pour l'entraînement cognitif chez les personnes présentant des troubles exécutifs ou cognitifs, tels que RehaCom, R.O.G.E.R et COVIRTUA Cognition®.

- RehaCom est un logiciel modulable qui propose des exercices ciblant la mémoire, l'attention et certaines fonctions exécutives. Il fournit un feedback immédiat et permet un suivi de la progression du patient dans un cadre de rééducation classique [12]
- R.O.G.E.R est un jeu sérieux immersif conçu pour l'évaluation et l'entraînement des fonctions cognitives, intégrant des scénarios simulés permettant de travailler la planification, la flexibilité et la prise de décision dans un environnement sécurisé [13]
- COVIRTUA Cognition® propose des environnements virtuels simulant des situations de vie quotidienne afin d'entraîner plusieurs fonctions cognitives simultanément, incluant l'attention, la mémoire et les fonctions exécutives dans un contexte écologique [14]

Bien que ces outils soient efficaces pour stimuler et entraîner certaines composantes exécutives, aucun de ces dispositifs n'a été développé spécifiquement comme outil de compensation. En pratique, ils ciblent principalement l'amélioration ou l'entraînement cognitif, et non la substitution directe d'une fonction déficiente dans le quotidien. La compensation reste aujourd'hui assurée par des outils externes classiques (orthèses cognitives, rappels électroniques, routines visuelles) plutôt que par ces logiciels. Les outils externes classiques tels que les agendas électroniques, les systèmes de rappels, ... peuvent être utiles, mais n'ont pas la flexibilité

nécessaire pour les besoins de chaque personne en fonction de leur vie quotidienne et de leurs troubles.

Dans ce contexte, là où les solutions existantes entraînent des fonctions cognitives dans des environnements standardisés, ScenaProd se distingue par sa capacité à créer des séquences sur mesure, étroitement liées aux routines et aux contextes de vie des personnes. Cette personnalisation en fait un outil mobilisable pour la rééducation, mais aussi pour la compensation, un besoin actuellement non couvert par les logiciels disponibles.

Dans les travaux précédents, ScenaProd a obtenu une bonne adhésion par la population générale et a démontré son intérêt et son potentiel pour le domaine du handicap, ainsi que pour la création, la formation et la communication [4]. Actuellement, ScenaProd est un outil généraliste, et il convient de vérifier s'il est adapté au domaine de la rééducation.

Ainsi, pour améliorer notre outil, il est important d'interroger les futurs utilisateurs pour qu'il réponde à leurs besoins. La principale question qui se pose est : Comment le dispositif ScenaProd peut-il être intéressant à utiliser en ergothérapie auprès d'une population atteinte de troubles cognitifs ?

III. METHODOLOGIE

L'enquête présentée ici est une enquête mixte. Elle s'inscrit dans un processus itératif de conception centrée utilisateurs dans le cadre du développement de ScenaProd.

L'enquête a été menée dans le cadre d'un partenariat entre l'Université Paris 8 et l'Institut de Formation en Ergothérapie (IFE) du Centre Hospitalier Universitaire de Toulouse.

A. Objectifs de l'étude

Les objectifs spécifiques étaient les suivants :

- Identifier les points forts du dispositif dans un contexte ergothérapique ;
- Identifier les limites et difficultés d'utilisation ;
- Identifier les populations de patients pour lesquelles ScenaProd pourrait être pertinent ;
- Dégager des axes d'amélioration du dispositif ;
- Analyser les facilités et difficultés d'utilisation en lien avec le score d'aisance perçue et le score d'utilisabilité (SUS).

Nous avons utilisé une échelle d'aisance numérique spécifiquement élaborée dans le cadre de ce projet. Cette échelle mesure l'aisance dans l'exécution de différentes tâches informatiques, regroupées en catégories pondérées (tâches quotidiennes, paramétrages, applications, opérations informatiques), permettant de produire un score global d'aisance numérique sur 100.

B. Participants

Les participants étaient des étudiants en ergothérapie inscrits en 3^{ème} année d'étude à l'Institut de Formation en Ergothérapie du CHU de Toulouse. Ils se situaient à deux semaines de l'obtention de leur diplôme, ce qui garantit un niveau avancé de formation théorique et clinique, ainsi qu'une bonne

connaissance des troubles cognitifs et des stratégies d'intervention en ergothérapie. Une population étudiante a été retenue afin de recueillir des projections d'usage de personnes formées aux approches actuelles, libres des contraintes de l'exercice professionnel, et en mesure d'évaluer l'intérêt de l'outil pour leur future pratique. Les critères d'inclusion étaient : être étudiant en ergothérapie en fin de formation initiale, avoir participé à l'intégralité de l'intervention (présentation, tutoriel et phase d'utilisation libre de ScenaProd), avoir utilisé le dispositif conformément à la consigne donnée et avoir complété le questionnaire d'évaluation post-utilisation. 25 participants ont été inclus dans l'analyse ($n = 25$).

Des données sociodémographiques ont été recueillies, incluant l'âge, le genre et les types de structures dans lesquelles les participants avaient effectué leurs stages ou exercé (secteurs sanitaire, médico-social, libéral, santé mentale, rééducation).

C. Déroulement de l'enquête

L'enquête s'est déroulée sous la forme d'une intervention de trois heures, organisée en présentiel.

Dans un premier temps, une présentation générale de ScenaProd a été réalisée afin de présenter le dispositif et son fonctionnement global.

Les participants ont ensuite suivi un tutoriel guidé, leur permettant de se familiariser avec les principales fonctionnalités du dispositif et d'atteindre un niveau minimal d'autonomie dans son utilisation.

Dans un second temps, les participants ont pris part à une phase d'utilisation libre, avec pour consigne de concevoir un scénario destiné à un patient, en lien avec des problématiques cognitives qu'ils jugeaient pertinentes (par exemple troubles exécutifs, mnésiques ou attentionnels). Cette phase visait à observer les usages spontanés du dispositif, les stratégies de conception mobilisées et les éventuelles difficultés rencontrées.

D. Outil de collecte de données

À l'issue de la session d'utilisation, les participants ont complété un questionnaire auto-administré en ligne structuré en plusieurs parties.

1) Données quantitatives

L'utilisabilité du dispositif a été évaluée à l'aide du System Usability Scale (SUS), outil standardisé composé de dix items évalués sur une échelle de Likert à cinq points. Le SUS permet d'obtenir un score global d'utilisabilité perçue, largement utilisé dans l'évaluation des systèmes interactifs. Nous avons utilisé sa version française validée le F-SUS [15].

Un score d'aisance numérique, évoqué en partie A, a également été calculé à partir d'une série de questions évaluant le niveau de difficulté perçue pour différentes tâches numériques du quotidien. Ces items permettent d'estimer le niveau d'aisance numérique des participants, afin d'examiner son lien avec la perception de l'utilisabilité de ScenaProd.

2) Données qualitatives

Le questionnaire comprenait également plusieurs questions ouvertes, visant à recueillir des données qualitatives sur : les difficultés rencontrées lors de l'utilisation du dispositif ; les aspects jugés intéressants ou appréciés ; la possibilité d'utiliser

ScenaProd dans une future pratique ergothérapique ; les contextes d'utilisation envisagés et les populations concernées ; les fonctionnalités à ajouter ou à améliorer ; les facilitateurs potentiels pour l'intégration du dispositif en ergothérapie.

Ces questions permettaient d'enrichir les données quantitatives par une analyse fine de l'expérience utilisateur et des projections professionnelles des participants.

E. Analyse des données

Les données quantitatives (scores SUS et score d'aisance) ont fait l'objet d'une analyse descriptive, permettant d'identifier les tendances générales en matière d'utilisabilité et de facilité d'usage. Des analyses exploratoires ont été réalisées afin d'examiner les relations entre le score d'aisance numérique et la perception de l'utilisabilité du dispositif.

Les données qualitatives issues des questions ouvertes ont été analysées selon une analyse thématique, visant à identifier les thèmes récurrents relatifs aux points forts, aux limites, aux usages potentiels et aux axes d'amélioration de ScenaProd dans un contexte ergothérapique.

IV. RESULTATS

A. Présentation de la population

L'échantillon est composé de 25 étudiants en ergothérapie en fin de formation à l'Institut de Formation en Ergothérapie du CHU de Toulouse. L'âge moyen des participants est de 27,6 ans (médiane : 21 ; min 20 ; max 54). Le groupe d'étudiants est composé de 19 femmes et 6 hommes, ce qui est représentatif de la répartition démographique observée dans la profession d'ergothérapeute. Neuf participants ont repris les études et ont eu une activité professionnelle avant les études d'ergothérapie. Seize participants sont en suite d'étude et n'ont jamais exercé en dehors des stages, excepté les emplois étudiants.

Les participants présentent des parcours de stage variés, incluant des expériences dans les secteurs sanitaire, médico-social, de la rééducation, de la santé mentale et du libéral, témoignant d'une exposition diversifiée aux problématiques de troubles cognitifs et aux contextes d'intervention ergothérapique. Cette hétérogénéité a permis de recueillir des points de vue variés quant aux usages potentiels du dispositif dans différents cadres cliniques.

B. Scores d'aisance numérique et d'utilisabilité

Aisance numérique - Le score d'aisance numérique présente une valeur moyenne de 84,2/100 d'aisance perçue chez les participants pour l'utilisation des outils numériques du quotidien. Les tâches simples et fréquemment rencontrées (envoi de messages, recherche d'informations en ligne, utilisation d'applications courantes) sont majoritairement jugées faciles, tandis que certaines tâches plus techniques (gestion de paramètres avancés, manipulation de fichiers ou opérations techniques spécifiques) sont perçues comme plus complexes par une partie des participants.

Utilisabilité - L'utilisabilité du dispositif ScenaProd, évaluée à l'aide du F-SUS, présente un score moyen de 61,2/100. Selon les seuils d'interprétation pour le SUS, ce score correspond à une utilisabilité perçue moyenne, indiquant que le dispositif est

utilisable mais nécessite des améliorations pour optimiser l'expérience utilisateur.

Les items du SUS mettent notamment en évidence :

- un intérêt pour l'utilisation du système dans un cadre professionnel ;
- une perception de complexité initiale ;
- un besoin d'apprentissage et de familiarisation avant une utilisation autonome.

Remarque - Lors de la mise en corrélation des scores, il apparaît que les participants présentant une aisance numérique plus élevée rapportent une meilleure perception de l'utilisabilité du dispositif, soulignant l'importance de l'accompagnement et de la formation pour favoriser l'appropriation de ScenaProd.

C. Population visée par ScenaProd

L'analyse des réponses qualitatives montre un consensus autour de la pertinence de ScenaProd pour l'accompagnement de personnes présentant des troubles cognitifs (84%), et plus particulièrement des atteintes des fonctions exécutives. Certains participants (28%) vont plus loin et identifient le dispositif comme potentiellement utile auprès de personnes ayant des difficultés de planification, d'organisation, de prise de décision ou de flexibilité cognitive.

Plusieurs catégories de populations sont mentionnées telles que les personnes présentant des lésions cérébrales acquises (AVC, traumatismes crâniens), des pathologies neurodégénératives ou des troubles du neurodéveloppement, notamment lorsque l'objectif thérapeutique porte sur l'autonomie et la participation dans des activités de la vie quotidienne. La Figure 2 présente les différentes catégories de populations proposées par les participants.

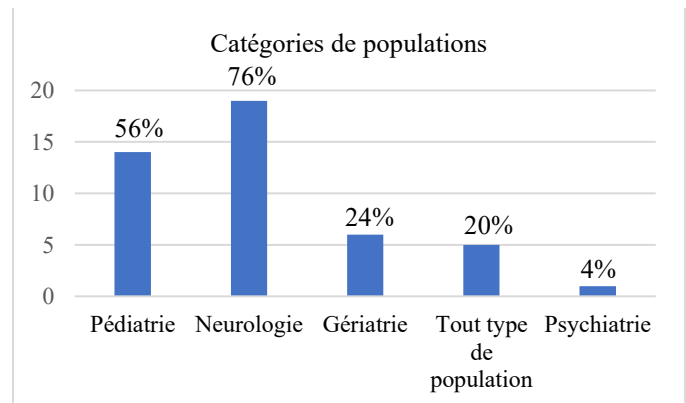


Figure 2 : Catégories de populations proposées par les participants

D. Points forts de ScenaProd

Plusieurs points forts récurrents ont été identifiés par les participants.

Pour 60% des participants, le caractère personnalisable et adaptable du dispositif constitue l'atout principal rapporté. Les participants soulignent la possibilité d'ajuster finement les scénarios aux capacités, aux besoins et aux objectifs spécifiques des patients, en cohérence avec une approche ergothérapique centrée sur la personne.

Pour 48% des participants, l'accessibilité du dispositif est également mise en avant, notamment en raison de son potentiel d'utilisation dans différents contextes (cabinet, institution, domicile) et de sa compatibilité avec une démarche progressive d'accompagnement.

Pour 32% des participants, ScenaProd est un outil ludique, favorisant l'engagement et la motivation des patients, en particulier dans le cadre d'interventions cognitives parfois vécues comme répétitives ou peu significatives.

Enfin, quelques participants (16%) décrivent ScenaProd comme un outil innovant, se distinguant des logiciels d'entraînement cognitif classiques par son orientation vers des situations écologiques et significatives, proches des activités de la vie quotidienne.

E. Limites identifiées

Malgré ces éléments positifs, plusieurs limites ont été relevées.

Pour 40% des participants, le temps de prise en main du dispositif apparaît comme un frein potentiel, en particulier lors des premières utilisations. Les participants rapportent un besoin de familiarisation important avant de se sentir à l'aise dans la conception des scénarios.

Le dispositif est également décrit comme peu intuitif sur certains aspects, notamment dans l'organisation des fonctionnalités et la compréhension de certaines commandes, vis-à-vis des termes employés, ce qui peut constituer un obstacle à une utilisation fluide sans accompagnement préalable, d'après 16% des participants.

Enfin, la présence de bugs techniques ou de dysfonctionnements ponctuels est mentionnée, comme le besoin de redémarrer le dispositif pour lancer le scénario, ou des problèmes d'enregistrement, pouvant impacter l'expérience utilisateur et limiter l'intégration du dispositif dans un contexte clinique réel, selon 44% des participants.

F. Axes d'amélioration proposés

Les participants formulent plusieurs propositions d'amélioration.

Le développement de tutoriels détaillés et de formations dédiées est fréquemment suggéré (44%) afin de faciliter la prise en main du dispositif par les professionnels.

La mise à disposition de scénarios pré-définis, modulables selon les objectifs thérapeutiques, est également identifiée comme un levier pour soutenir l'appropriation de l'outil et réduire la charge de conception initiale, pour 24% des participants.

L'adaptation du dispositif aux différentes interfaces numériques (ordinateur, tablette, écran tactile) est perçue comme un axe essentiel pour améliorer l'accessibilité et l'intégration de ScenaProd dans les pratiques ergothérapeutiques quotidiennes (32% des participants).

Enfin, 84% des participants déclarent se projeter dans l'utilisation de ScenaProd dans leur future pratique professionnelle, témoignant d'un fort potentiel d'appropriation du dispositif par les ergothérapeutes en formation.

Les 16% ne se projetant pas dans l'utilisation du dispositif ont tous témoigné que l'outil informatique ne les intéressait pas particulièrement dans leur future pratique et que le temps de prise en main leur paraissait trop long pour utiliser l'informatique en générale. Ils ont mis des scores entre 50 et 57.5/100 au F-SUS.

V. DISCUSSION

Cette étude, destinée à orienter la conception de ScenaProd en fonction des usages et besoins en ergothérapie, met en évidence plusieurs enseignements clés. Il convient toutefois de préciser que ces résultats émanent d'un échantillon restreint d'étudiants en ergothérapie, et qu'une poursuite de l'étude, après correction des freins techniques identifiés, sera conduite auprès d'un public élargi d'ergothérapeutes diplômés. En effet, l'étude met en évidence une intention d'adoption élevée : 84 % des répondants se projettent à utiliser ScenaProd en pratique, alors même que l'utilisabilité perçue (F-SUS = 61,2/100) demeure moyenne. Cela permet d'entrevoir des gains rapides possibles grâce à des améliorations ciblées (apprentissage, guidance, fiabilité).

De plus, lors de l'évaluation réalisée auprès de la population générale [4], le score de F-SUS était de 84/100. Ainsi, l'outil peut paraître trop généraliste pour la population des ergothérapeutes et devra être améliorée selon les recommandations retirées de cette étude.

Les retours de 60% des participants qui valorisent la personnalisation et l'ancrage dans les routines convergent avec les approches métacognitives en ergothérapie comme l'approche CO-OP qui vise la résolution de problèmes dans des tâches significatives, et qui montre des bénéfices fonctionnels en contexte réel auprès de personnes présentant des troubles des fonctions exécutives [16]. Les recommandations récentes en rééducation cognitive après traumatisme crânien (INCOG 2.0) préconisent aussi les approches métacognitives, avec feedback et l'auto-correction, centrées sur des problèmes du quotidien, ce qui rejoint l'orientation vie quotidienne opérationnalisée par ScenaProd (séquençage, indices, feedback, scénarios écologiques) [17]. Enfin, au sujet du milieu écologique, des revues récentes rappellent qu'il ne suffit pas de ressembler au réel : les dispositifs doivent prédire la performance en vie quotidienne et favoriser le transfert ; le fait que ScenaProd porte les scénarios dans les environnements de vie s'inscrit ainsi dans une perspective de validité écologique opérationnelle [18]. C'est la raison pour laquelle la plateforme ScenaSuite [3], dont fait partie ScenaProd, a été créée pour créer des scénarios multisensoriels en activant des fonctions d'objets intelligents comme des lampes connectées, des prises connectées, des robots, des capteurs de mouvements, etc. Cela permet de créer des scénarios où les gestes sont ceux de la vie quotidienne.

L'orientation des répondants vers la pédiatrie, les troubles du neurodéveloppement ainsi que vers les traumatismes crâniens et les autres lésions cérébrales acquises est cohérente avec les données probantes en faveur de supports visuels et séquentiels et d'entraînements exécutifs centrés sur des tâches concrètes. Chez l'enfant présentant des troubles du neurodéveloppement ou un trouble du spectre de l'autisme, les plannings visuels, les séquençages et les supports de transition améliorent l'engagement et l'autonomie à l'école comme au domicile

[19,20]. Concernant les adultes atteints de lésions cérébrales acquises, les guides de pratiques recommandent les stratégies et les compensations, y compris l'assistance technologique, en contexte de vie quotidienne [21]. Ces éléments confortent le positionnement clinique pressenti pour ScenaProd, qui s'appuie sur des scénarios personnalisés, des séquences guidées et des indices contextualisés au service d'objectifs fonctionnels.

Bien que ScenaProd n'ait pas été conçu pour être ludique, ce qualificatif est spontanément choisi par 32% des participants, ce qui est encourageant au regard des travaux en santé documentant les effets positifs sur la motivation, l'observance et l'auto-gestion des patients quand les objectifs fixés sont concrets [22].

Enfin, concernant les aspects techniques et de prise en main, il apparaît plusieurs axes de modification et d'amélioration : (1) Corriger les blocages et bugs techniques ; (2) Fluidifier l'utilisation avec plus d'options possibles (dupliquer ou effacer des parties de scénarios, mettre des chronomètres, ajouter une barre de progression...) et des scénarios prédéfinis ; (3) Favoriser l'apprentissage et la prise en main avec différents supports tels que des tutoriels détaillés et des formations (4) Adapter le dispositif sur différentes interfaces numériques. Ces améliorations seront réalisées en collaboration avec des ergothérapeutes pour que les fonctionnalités ajoutées et les supports d'apprentissage développés répondent à leurs besoins.

VI. PERSPECTIVES ET CONCLUSION

Cette étude est encourageante quant à la pertinence clinique de ScenaProd (personnalisation, tâches écologiques, compensation possible) avec les approches ergothérapeutiques actuelles (stratégies métacognitives, supports visuels, transfert) afin de compléter utilement le paysage existant - centré surtout sur l'entraînement cognitif - en fournissant un dispositif de scénarisation occupationnelle personnalisable et mobilisable en rééducation et en compensation. Il sera cependant nécessaire de corriger les bugs et d'améliorer la prise en main pour gagner en utilisabilité. Suite à cela de nouvelles évaluations du dispositif pourront être réalisées auprès d'ergothérapeutes diplômés, tout d'abord en situations simulées, puis en situations cliniques réelles avec leurs patients.

REMERCIEMENTS

Nous souhaitons remercier l'équipe de l'Institut de Formation en Ergothérapie de Toulouse ainsi que les étudiants volontaires ayant participé à cette étude. Nous remercions également l'Université Paris 8 pour son soutien.

REFERENCES

[1] World Federation of Occupational Therapists. *About Occupational Therapy* [Internet] 2025. from: <https://www.wfot.org/about-occupational-therapy>

[2] Bajpai P, Solanki PV. Telehealth and digital innovations in occupational therapy in India: a transformative shift. *Indian J Occup Ther*. 2024;56(3):67-68. DOI:10.4103/ijoth.ijoth_16_25 .

[3] Jost C, Debloos J, Archambault D, Le Pévédic B, Sagot J, Sohier R, et al. PRIM Project: Playing and Recording with Interactivity and Multisensoriality. In: Proceedings of the ACM International Conference on Interactive Media Experiences (IMX '21 Association for Computing Machinery; 2021. p. 223-227. DOI:10.1145/3452918.3465487

[4] Jost C, Debloos J, Piquard-Kipffer A, Barbot-Bouzit C, Le Pévédic B. Perspectives d'apport du projet PRIM dans le domaine du handicap. In: Handicap 2022, 12e conférence de l'IFRATH sur les technologies

d'assistance: "Humaines et artificielles, les intelligences au service du handicap"; 2022 Juin; Paris, France.

[5] Lezak, M. D., Howieson, D. B., Bigler, E. D., & Tranel, D. (2012). *Neuropsychological assessment* (5th ed.). Oxford University Press.R.

[6] Stuss DT, Knight RT, editors. *Principles of frontal lobe function*. 2nd ed. New York (NY): Oxford University Press; 2013.M. Young, The Technical Writer's Handbook. Mill Valley, CA: University Science, 1989.

[7] Suchy Y., Gereau Mora M., DesRuisseaux L.A., & Brothers S.L. (2023) It's complicated: Executive functioning moderates impacts of daily busyness on everyday functioning in community-dwelling older adults. *Journal of the International Neuropsychological Society*, 29: 850-858, <https://doi.org/10.1017/S1355617723000048><https://doi.org/10.1017/S1355617723000048> *Journal of the International Neuropsychological Society*, 29: 850-858, <https://doi.org/10.1017/S1355617723000048> *Journal of the International Neuropsychological Society*, 29: 850-858, <https://doi.org/10.1017/S1355617723000048>

[8] World Federation of Occupational Therapists. Position Statement: Occupational Therapy and Rehabilitation [Internet]. 2019: <https://wfot.org/resources/occupational-therapy-and-rehabilitation>

[9] Smallfield S, Metzger L, Green M, Henley L, Rhodus EK. Occupational Therapy Practice Guidelines for Adults Living With Alzheimer's Disease and Related Neurocognitive Disorders. *Am J Occup Ther*. 2024;78(1):7801397010.

[10] Radomski MV, Anheluk M, Bartzen MP, Zola J. Effectiveness of interventions to address cognitive impairments and improve occupational performance after traumatic brain injury: a systematic review. *Am J Occup Ther*. 2016;70(3):7003180050p1-7003180050p9. doi:10.5014/ajot.2016.020776.

[11] Mohakud K, Sahu S, Das SP, Sahoo S. Efficacy of metacognitive strategy training on reducing disability of post-stroke survivors: a pilot study. *J Assoc Med Sci*. 2022;55(3):82-90.

[12] Bogdanova Y, Yee MK, Ho VT, Cicerone KD. Computerized cognitive rehabilitation of attention and executive function in acquired brain injury: a systematic review. *J Head Trauma Rehabil*. 2016;31(6):419-433. doi:10.1097/HTR.0000000000000203.

[13] Serlet S (2019). R.O.G.E.R Help software for the diagnosis and rehabilitation of cognitive disorders. *Front. Neurosci. Conference Abstract: 13th National Congress of the Belgian Society for Neuroscience* . doi: 10.3389/conf.fnins.2019.96.00033

[14] COVIRTUA Healthcare. Solution: COVIRTUA Cognition [Internet]. from: <https://www.covirtua.com/solution>

[15] G. Gronier and A. Baudet, "Psychometric evaluation of the F-SUS: Creation and validation of the French version of the System Usability Scale.," *International Journal of Human-Computer Interaction*, 2021.

[16] Dawson DR, Anderson ND, Bar Y, Binns MA, Chui A, Hunt AW, et al. Comparing the CO OP Approach™ to usual occupational therapy for adults with executive dysfunction following acquired brain injury: A randomized controlled trial. *Brain Sci*. 2025;15(11):1195.

[17] Jeffay E, Ponsford J, et al. INCOG 2.0 Guidelines for Cognitive Rehabilitation Following Traumatic Brain Injury, Part III: Executive Functions. *J Head Trauma Rehabil*. 2023;38(1):52-64.

[18] Pinto JO, Dores AR, Peixoto B, Barbosa F. Ecological validity in neurocognitive assessment: Systematized review, content analysis, and proposal of an instrument. *Appl Neuropsychol Adult*. 2025;32(2):577-594.

[19] Macdonald L, Trembath D, Ashburner J, Costley D, Keen D. The use of visual schedules and work systems to increase the on-task behaviour of students on the autism spectrum in mainstream classrooms. *J Res Spec Educ Needs*. 2018;18(4):254-266.

[20] Liang Z, Lee D, Zuo J, Liang S. The use of visual schedules to increase academic-related on-task behaviors of individuals with autism: a literature review. *Int J Dev Disabil*. 2024. doi:10.1080/20473869.2024.2402124.

[21] Wheeler S, Acord-Vira A. Occupational therapy practice guidelines for adults with traumatic brain injury. *Am J Occup Ther*. 2023;77(4):7704397010.

[22] Johnson D, Deterding S, Kuhn KA, Staneva A, Stoyanov S, Hides L. Gamification for health and wellbeing: A systematic review of the literature. *Internet Interventions*. 2016;6:89-106.

Session : Rééducation motrice

Présidente de session : Karine Gros

Evaluation objective d'une rééducation motrice assistée des membres supérieurs

1st Neila Cherifa KAZI TANI

Laboratoire d'Automatique
Université de Tlemcen, Algérie
Laboratoire LCOMS
Université de Lorraine

2nd Amine HADJ ABDELKADER

Laboratoire d'Automatique
Université de Tlemcen, Algérie

3rd Yann Morère

Laboratoire LCOMS
Université de Lorraine, France

4th Guy Bourhis

Laboratoire LCOMS
Université de Lorraine, France

5th Mohammed Benmansour

Centre de Rééducation Physique
CHU Tlemcen, Algérie

Résumé—La rééducation assistée par exosquelette représente une avancée majeure dans la prise en charge des déficits neuromoteurs des membres supérieurs. Cette approche technologique permet de proposer des exercices répétitifs, intensifs et standardisés, favorisant la plasticité cérébrale et l'amélioration fonctionnelle. Grâce aux mesures cinématiques qu'elle fournit, elle offre également la possibilité d'adapter les protocoles thérapeutiques aux besoins spécifiques de chaque patient et d'assurer un suivi précis de l'évolution clinique.

Dans cette étude, nous avons analysé l'évolution des paramètres cinématiques extraits d'un système de rééducation assistée par exosquelette du membre supérieur des patients ayant subi un AVC ischémique ou une lésion post-traumatique. Nous étudions un ensemble de données réelles d'une tâche fonctionnelle, en réalisant une analyse intra-patient pour une évaluation des performances au fil des séances, complétée par une analyse inter-patient à l'aide du test non paramétrique de Wilcoxon.

Résultats : la loi de Fitts ne s'est pas révélée applicable dans ce contexte. En revanche, l'analyse intra-patient montre qu'avec l'augmentation du niveau de difficulté, les trajectoires deviennent plus directes (diminution du Path Ratio), plus fluides (diminution du nombre de pics de vitesse) et plus contrôlées (vitesse maximale légèrement réduite). L'analyse inter-patient révèle des améliorations significatives entre la première et la dernière séance pour l'ensembles des paramètres cinématiques étudiés, témoignant d'une récupération motrice globale.

Conclusion : La rééducation assistée par exosquelette permet une amélioration mesurable de la précision, la rapidité, la réactivité et de la fluidité du mouvement. L'approche combinant paramètres cinématiques et tests non paramétriques constitue un outil pertinent pour un suivi personnalisé et une adaptation des protocoles thérapeutiques.

Mots clés—Orthèse robotisée, Membres supérieurs, Paramètres cinématiques, Rééducation assistée.

I. INTRODUCTION

L'accident vasculaire cérébral (AVC) constitue aujourd'hui l'un des principaux problèmes de santé publique à l'échelle mondiale [6], en raison de sa forte incidence et de son

important taux de mortalité et de handicap [1]. Il résulte le plus souvent d'une obstruction des vaisseaux sanguins cérébraux par un caillot, mais peut également être causé par la rupture d'un vaisseau, entraînant une hémorragie intracérébrale [3]. Parmi les séquelles les plus fréquentes, l'hémiplégie, généralement associée à des déficits moteurs, sensoriels et cognitifs, ainsi qu'à des troubles du langage et de la vision, affectant considérablement la qualité de vie des survivants [1]. Selon l'OMS, une majorité des survivants présentent des dysfonctionnements des membres, en particulier des membres supérieurs, nécessitant une rééducation prolongée [4]. Bien que des entraînements intensifs et répétés soient essentiels à la récupération, peu de patients suivent réellement les programmes de rééducation recommandés [1].

La rééducation active est mise en œuvre de manière progressive, en fonction de l'évolution de l'état clinique du patient, et repose sur des principes thérapeutiques bien établis. Elle vise à restaurer ou à compenser les déficits fonctionnels induits par l'AVC, en s'adaptant aux besoins spécifiques de chaque patient. Les premières phases post-AVC sont reconnues comme une période clé pour la récupération neurologique et fonctionnelle [1].

Dans ce contexte, le recours à des dispositifs de rééducation assistée par robot, tels que l'orthèse Arméo Spring [10], semblent prometteurs pour aider les physiothérapeutes dans leurs activités. Ce dispositif permet de proposer des entraînements intensifs, répétitifs et personnalisés du membre supérieur [6]. Associée à des outils d'analyse avancée des trajectoires motrices, cette approche offre également la possibilité d'un suivi objectif de la récupération, soutenant ainsi les professionnels de santé et favorisant l'engagement du patient dans sa rééducation ce qui favorise sa réintégration dans les activités de vie quotidienne [7].

La présente étude vise à développer une approche d'évaluation objective de la rééducation des patients post-AVC

et post-traumatiques, fondée sur l'analyse des trajectoires motrices enregistrées à l'aide de l'orthèse robotisée Arméo Spring.

Les données cinématiques extraites des exercices fonctionnels réalisés au cours du programme de rééducation ont permis de détecter des indicateurs quantitatifs de la performance motrice, notamment la vitesse maximale du mouvement, la fluidité ainsi que la précision de la trajectoire.

Dans la continuité des travaux précédents sur la validité et la réactivité des mesures cinématiques [8], cette étude propose une analyse approfondie des adaptations motrices :

- Application de la loi de Fitts, afin d'examiner la relation entre l'indice de difficulté et le temps de mouvement ;
- Analyse intra-patient, pour suivre l'évolution des performances au fil des séances ;
- Analyse inter-patient, pour comparer les stratégies motrices entre participants.

L'évolution des capacités motrices sera évaluée à l'aide de mesures quantitatives et d'analyses statistiques adaptées, notamment le test de Wilcoxon [9] pour les comparaisons entre pré et post-rééducation.

II. METHODE

A. Equipement

Dans cette étude, les séances de rééducation ont été réalisées à l'aide de l'exosquelette de membre supérieur Armeo Spring [10] (Figure 1). Il permet d'assister les mouvements du bras (épaule, coude et poignet), grâce à un mécanisme de compensation gravitationnelle par ressorts, facilitant ainsi la réalisation des exercices assistés dans un environnement virtuel pour les patients présentant des troubles moteurs aux membres supérieurs. Le système est également conçu pour une utilisation bilatérale, compatible avec les sujets droitiers et gauchers.



Figure 1 : Dispositif Arméo Spring utilisé pour la rééducation des membres supérieurs [10].

B. Tâches et exercice

Pour l'évaluation fonctionnelle du membre supérieur, nous avons analysé la tâche du jeu « Attraper la coccinelle ». La tâche est réalisée via une interface virtuelle affichée sur un écran d'ordinateur positionné face au participant, correspondant

à un plan vertical bidimensionnel. Chaque séance consiste en une succession d'apparitions de cibles à différents emplacements dans le plan. Le patient doit déplacer un curseur avec sa main, en agissant sur l'effecteur de l'orthèse, afin d'atteindre la coccinelle (Figure 2). Dès que la cible est touchée, ou si le temps imparti pour l'atteindre est dépassé, elle disparaît et une nouvelle cible apparaît ailleurs. L'exosquelette agit comme un dispositif d'acquisition, reproduisant le mouvement de l'effecteur distal à travers le déplacement du curseur. Chaque mouvement du bras pour atteindre une cible est considéré comme une trajectoire élémentaire, et la séance complète est composée d'une succession de ces trajectoires. Ces dernières sont enregistrées tout au long de la séance de rééducation, fournissant des données exploitables pour l'analyse des trajectoires motrices.



Figure 2 : Interface du jeu « Attraper la coccinelle ».

Les trajectoires non alignées correspondent à l'ensemble des mouvements enregistrés, qu'ils atteignent ou non la cible. Ces trajectoires brutes et bruitées permettent de visualiser la variabilité et la dispersion spatiale des mouvements, ainsi que la diversité des stratégies motrices adoptées par les patients. Elles constituent une première étape pour observer la qualité globale des mouvements avant tout traitement ou sélection.

Pour l'analyse quantitative, seules les trajectoires utiles, c'est-à-dire celles ayant atteint la cible, sont conservées. Ces trajectoires sont ensuite alignées au point de départ et nettoyées afin de réduire le bruit.

Pour étudier la directionnalité, l'espace de travail a été divisé en quadrants, permettant d'analyser la répartition des trajectoires selon la cible visée.

C. Loi de Fitts

Pour compléter l'analyse des mouvements du patient, nous avons intégré la loi de Fitts dans notre protocole méthodologique. Dans le cadre d'une tâche de pointage, cette loi, décrit une relation linéaire entre le temps de mouvement et les contraintes spatiales de la tâche, en particulier la distance à la cible et la taille de celle-ci, regroupées au sein d'un indice de difficulté [11]. Parmi les différentes formulations proposées, la formulation de Shannon est fréquemment utilisée, car elle présente une meilleure adéquation aux données expérimentales, en particulier pour des valeurs faibles de l'indice de difficulté, comparativement à la formulation originale de Fitts [11]. Le temps de mouvement est calculé selon la relation suivante :

$$T = a + b \log_2 \left(1 + \frac{D}{w} \right) \quad (1)$$

- Distance (D) : Eloignement du curseur par rapport à la cible ;
- Width / Largeur (W) : Taille de la cible ;
- a et b : Constantes empiriques propres à l'appareil utilisé ;
- $\log_2(1+ D/W)$: Appelé indice de Difficulté (ID) ; il montre que la difficulté augmente de façon logarithmique.

Dans le domaine de la rééducation du membre supérieur, notamment chez les patients ayant subi un accident vasculaire cérébral, la loi de Fitts est largement exploitée pour évaluer la qualité des mouvements de pointage et quantifier les capacités motrices résiduelles. Plusieurs études ont montré que les paramètres issus de ce modèle permettent de suivre l'évolution des performances au cours de la rééducation et peuvent être utilisés pour adapter dynamiquement la difficulté des exercices, en particulier dans les environnements de rééducation assistée par ordinateur ou par robot [12].

D. Données cinématiques

Les données cinématiques collectées des exercices constituent un élément central dans notre étude et elles sont utilisées pour l'analyse objective des performances motrices. Les paramètres qui nous intéressent sont :

- Path Ratio : c'est le rapport entre la distance parcourue par la main et la distance euclidienne droite vers la cible ;
- Vitesse maximale : représente la valeur la plus élevée atteinte au cours du mouvement ;
- Temps de réaction (TR) : intervalle de temps entre l'apparition du stimulus et le début mesurable du mouvement ;
- NVP (Number of Velocity Pics) : nombres de pics successifs détectés dans le profil de vitesse au cours du mouvement.

E. Hypothèses

Nous posons l'hypothèse que les paramètres cinématiques extraits des trajectoires de pointage reflètent le niveau fonctionnel du membre supérieur chez les patients post-AVC et post-traumatiques. Plus précisément :

- Un Path Ratio (proche de 1) indique un mouvement précis et efficace ;
- Une vitesse maximale élevée est associée à un meilleur niveau moteur ;
- Un temps de réaction court traduit une meilleure réactivité ;
- Un nombre de pics de vitesse (NVP) faible reflètent une fluidité supérieure du mouvement et une régularité dans la trajectoire.

F. Population

L'étude a été menée auprès d'un échantillon de 7 patients, 2 femmes et 5 hommes, tous ayant subi un AVC ischémique ou une lésion cérébrale post-traumatique.

Tous les participants étaient engagés dans un programme de rééducation par l'orthèse Arméo Spring, disponible auprès du service de réadaptation physique du Centre Hospitalier Universitaire de Tlemcen, Algérie. La fréquence des séances

variait selon le statut du patient : les patients hospitalisés bénéficiaient de 4 à 5 séances par semaine, tandis que les patients externes réalisaient 2 à 3 séances hebdomadaires et chaque séance durait entre 30 et 45 minutes. Attraper la coccinelle, n'était pas le seul exercice effectué durant la séance : l'ergothérapeute supervise les séances de travail et ajuste les exercices, le niveau de difficulté et l'espace de travail selon les capacités de chaque patient. La présente étude se concentre exclusivement sur l'analyse des trajectoires issues de l'exercice « Attraper la coccinelle », sélectionné pour évaluer la fluidité, le contrôle moteur et la performance cinématique du membre supérieur.

Bien que la population inclue des patients post-AVC ischémiques et des patients présentant une atteinte traumatique, tous poursuivaient un objectif thérapeutique identique : optimiser la récupération fonctionnelle du membre supérieur. Aucune analyse différenciée selon la pathologie n'a été menée dans cette étude.

Tableau I : données des patients

Sujet	Age	Sexe	Pathologie	Bras rééduqué
Sujet 1	39	Femme	AVC Ischémique	Gauche
Sujet 2	50	Homme	AVC Ischémique	Droit
Sujet 3	49	Femme	AVC Ischémique	Droit
Sujet 4	30	Homme	Traumatisme crânien	Gauche
Sujet 5	70	Homme	AVC Ischémique	Gauche
Sujet 6	71	Homme	AVC Ischémique	Droit
Sujet 7	18	Homme	Traumatisme crânien	Droit

III. RESULTATS ET DISCUSSIONS

L'ensemble des analyses a été réalisé à l'aide de scripts développés sous MATLAB, permettant le filtrage des données brutes, la sélection des trajectoires valides et l'extraction des paramètres cinématiques.

A. Analyse des trajectoires motrices

Pour visualiser la qualité des mouvements réalisés par les patients, nous avons représenté les trajectoires élémentaires enregistrées lors des séances dans une figure combinée (Figure 3). La figure 3.a montre l'ensemble des trajectoires, incluant à la fois les mouvements qui atteignent la cible et ceux qui n'y parviennent pas, permettant de constater la variabilité et la dispersion spatiale des mouvements bruts. La figure 3.b présente uniquement les trajectoires utiles, c'est-à-dire celles ayant atteint la cible, après alignement au point de départ et nettoyage du bruit. Cette représentation met en évidence la forme moyenne des mouvements, leur régularité et leur fluidité, et constitue la base pour l'analyse cinématique et directionnelle, ainsi que pour l'application de la loi de Fitts.

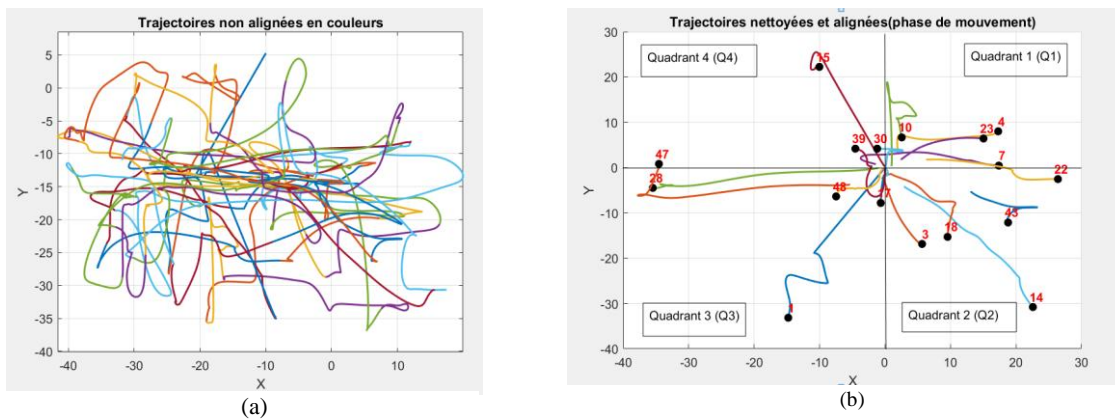


Figure 3 : Comparaison des trajectoires motrices. (a) Trajectoires brutes et non alignées montrant la variabilité spatiale. (b) Trajectoires utiles, alignées et nettoyées, permettant l'analyse et la comparaison des mouvements.

B. Analyse basée sur la loi de Fitts

Dans un premier temps, la relation entre l'indice de difficulté (ID) et le temps de trajectoire a été examinée conformément à la loi de Fitts. Les données ont été analysées globalement puis séparément par quadrant afin d'évaluer un éventuel effet directionnel sur la performance motrice. Les représentations graphiques de l'ID en fonction du temps de trajectoire ne mettent pas en évidence la relation linéaire croissante attendue. Les points présentent une dispersion importante, et les ajustements linéaires montrent des coefficients de détermination (R^2) faibles quelque soit la direction du mouvement. Ainsi le temps de trajectoire n'augmente pas proportionnellement à l'indice de difficulté comme le prédit le modèle théorique.

La Figure 4 illustre cette relation entre l'indice de difficulté et le temps de trajectoire pour l'ensemble des mouvements, mettant en évidence la dispersion des points et l'absence de tendance linéaire attendue.

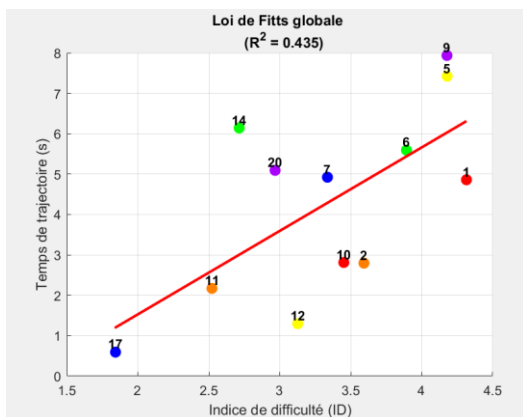


Figure 4 : Exemple de l'application de la loi de Fitts sur les trajectoires globales d'un patient.

Pour examiner un éventuel effet directionnel du mouvement du bras sur la performance motrice, les trajectoires ont ensuite été analysées séparément par quadrant (Figure 5).

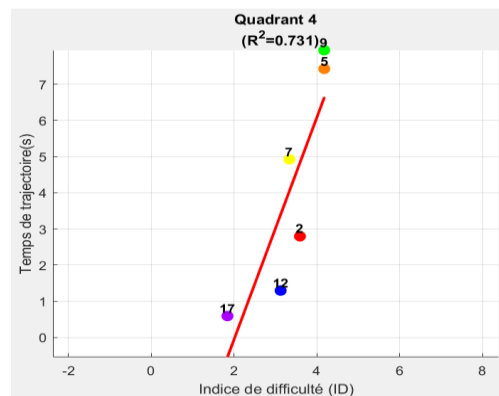


Figure 5 : Exemple d'un quadrant de la loi de Fitts.

Cette analyse affinée par quadrant confirme que la loi de Fitts n'est pas applicable dans ce contexte, quelle que soit la direction du mouvement.

Ces résultats suggèrent que, dans notre population et dans le contexte expérimental proposé, la loi de Fitts ne permet pas de décrire de manière fiable la performance motrice. Cette absence de relation claire indique que d'autres facteurs influencent significativement l'exécution du mouvement.

C. Analyse des paramètres cinématiques

Compte tenu des limites observées avec l'approche basée sur la loi de Fitts, une analyse plus fine des paramètres cinématiques a été réalisée afin de caractériser la performance motrice intra- et inter-patients. Les quatre paramètres analysés étaient : la vitesse maximale, le temps de réaction, le Path Ratio (PR) et le nombre de pics de vitesse (NVP), représentant respectivement la rapidité, la réactivité, la précision et la fluidité du mouvement.

1. Analyse intra-patient

L'analyse longitudinale des trajectoires a montré que la plupart des patients présentaient une amélioration progressive de la vitesse maximale et de la fluidité du mouvement au fil des séances. La variation ne peut être validée statistiquement à cause de la faiblesse des échantillons.

Pour illustrer l'évolution individuelle au cours du programme de rééducation, nous présentons ici une étude de cas.

Les boxplots comparant les niveaux 1 et 2 mettent en évidence des tendances et une variabilité intra-individuelle caractéristiques de la rééducation motrice. Ces niveaux représentent une augmentation progressive de la difficulté caractérisée par un accroissement de la distance aux cibles et une réduction du temps maximal, définie par l’ergothérapeute. Le boxplot du PR (Figure 6) montre une diminution au niveau 2, indiquant que les trajectoires du patient deviennent plus directes et efficaces lors de l’atteinte de la cible. Ceci indique une meilleure prise en main de l’exercice par le patient, ce qui concorde avec l’augmentation du niveau de difficulté préconisé par l’ergothérapeute.

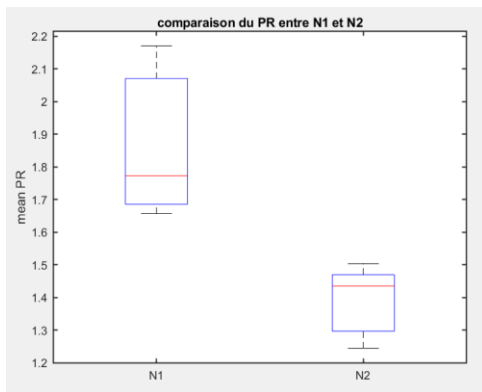


Figure 6 : Comparaison du PR entre 2 niveaux.

La médiane de NVP (Figure 7) diminue au niveau 2, ce qui reflète un profil de vitesse plus homogène et régulier de rééducation, traduisant une amélioration de la fluidité du mouvement.

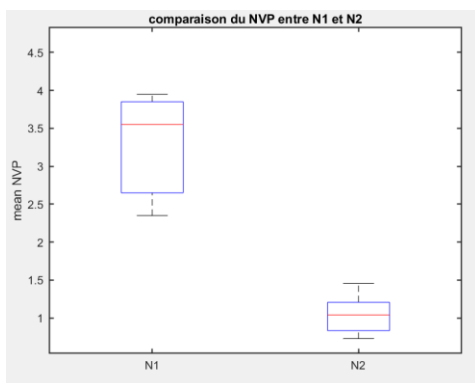


Figure 7 : Comparaison du NVP entre 2 niveaux.

La vitesse maximale augmente, la médiane a légèrement diminué au niveau 2 (Figure 8), ce qui suggère que le patient exécute les mouvements un peu plus lentement lorsque la tâche devient plus difficile.

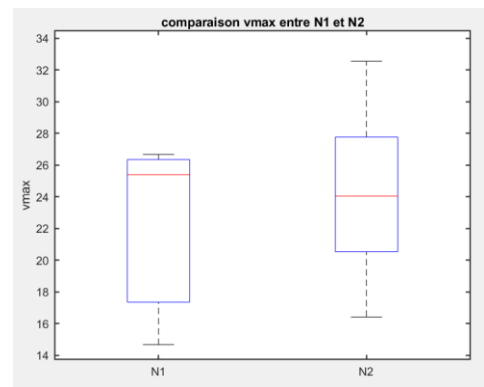


Figure 8 : Comparaison de la vitesse maximale entre 2 niveaux.

2. Analyse inter-patient

Pour évaluer l’effet global de la rééducation, les paramètres cinématiques ont été comparés entre la première et la dernière séance pour l’ensemble des patients. Les résultats statistiques sont représentés dans le tableau II, incluant les médianes et les p-values issues du test de Wilcoxon [9] pour des données appariées.

Tableau II : Comparaison inter-patient des paramètres cinématiques entre la première (S1) et la dernière séance (Sf) ; les p-values proviennent du test de Wilcoxon pour données appariées

Variables	Médiane S1	Médiane Sf	p-value
Mean Path Ratio	2.0870	1.4421	0.046875
Vitesse maximale	22.5310	33.532	0.046875
Mean TR	2.9960	1.9098	0.03125
Mean NVP	2.75	2	0.046875

Les résultats montrent une diminution significative du Path Ratio de trajectoire ($p=0,046875$), une augmentation significative de la vitesse maximale ($p=0,046875$) et une diminution significative du temps de réaction (TR) ($p=0,03125$) et du nombre de pics de vitesse (NVP) ($p=0,046875$), entre le début et la fin du programme de rééducation. Ces observations traduisent une amélioration globale de la précision, la rapidité, la réactivité et la fluidité du mouvement chez l’ensemble des patients.

Pour compléter cette présentation, les distributions des paramètres sont illustrées graphiquement par des boxplots (Figure 9), permettant de visualiser la variabilité inter-patient et de confirmer visuellement les différences significatives mises en évidence par le test statistique.

L’amélioration significative observée pour l’ensemble des paramètres confirme que la rééducation assistée par orthèse robotisée permet une récupération motrice mesurable. La cohérence entre l’analyse statistique et la visualisation graphique confirme la sensibilité des paramètres cinématiques à détecter les changements fonctionnels des membres supérieurs au cours de la rééducation.

IV. Discussion

Les résultats obtenus montrent que la loi de Fitts ne permet pas de modéliser de manière satisfaisante la relation entre l’indice de difficulté et le temps de trajectoire dans notre protocole expérimental. L’absence de relation linéaire claire et les faibles coefficients de détermination indiquent que le

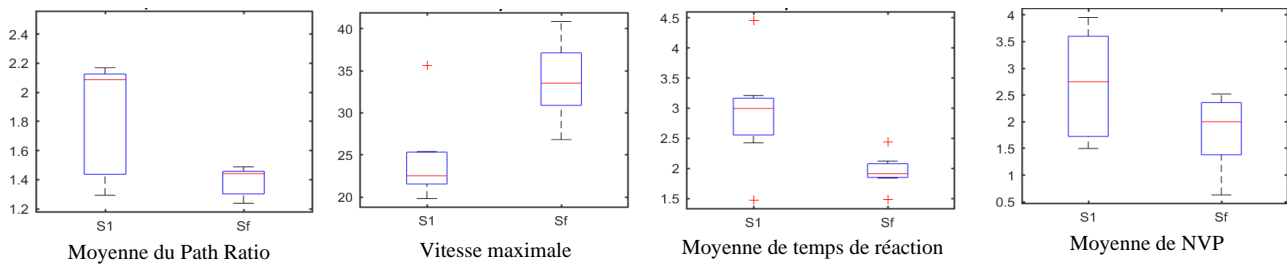


Figure 9 : Boxplot comparant les paramètres cinématiques inter-patient entre la première et la dernière séance de rééducation.

modèle ne décrit pas fidèlement le comportement moteur des participants dans ce contexte. Cette inadéquation peut s'expliquer par plusieurs facteurs : contraintes neuro-motrices liées aux séquelles de l'AVC ischémique, limitations des mouvements dans certaines directions.

Au niveau intra-patient, le patient ajuste ses mouvements en réponse à l'augmentation de la difficulté : bien que la vitesse maximale ait légèrement augmenté, la médiane a légèrement diminué, indiquant que si certains mouvements sont plus rapides, la majorité des gestes sont exécutés plus lentement et de manière plus contrôlée. Cette combinaison, surtout lorsqu'elle s'accompagne d'une réduction du NVP, suggère que les mouvements deviennent plus fluides et précis, reflétant un meilleur contrôle moteur du membre supérieur. La réduction du PR indique que les trajectoires sont devenues plus directes et présentent moins d'oscillations. Ces ajustements traduisent une optimisation du contrôle moteur malgré la variabilité intrinsèque entre des essais.

L'analyse inter-patient révèle, quant à elle, une cohérence globale des tendances observées. Bien que chaque patient présente des variations individuelles, les paramètres étudiés montrent des modifications fines et comparables du comportement moteur, ce qui illustre leur sensibilité et leur robustesse pour la comparaison entre participants.

V. Conclusion

Les résultats obtenus montrent que l'augmentation du niveau de difficulté de la tâche influence significativement sur les paramètres cinématiques analysés. En particulier, la diminution de la vitesse maximale suggère une adaptation du comportement moteur, traduisant une exécution plus lente et probablement plus contrôlée des mouvements lorsque la tâche devient plus exigeante.

Les résultats soulignent l'intérêt d'une approche combinée et individualisée pour évaluer la performance motrice en rééducation. L'intégration de modèles théoriques et d'indicateurs cinématiques détaillés constitue un outil prometteur pour affiner le suivi des patients et personnaliser les protocoles thérapeutiques.

Une première perspective consistera à élargir l'échantillon pour confirmer les tendances observées et intégrer d'autres paramètres de contrôle moteur.

Références

- [1] S. Miao, C. Shen, X. Feng, Q. Zhu, M. Shorfuzzaman, et Z. Lv, « Upper Limb Rehabilitation System for Stroke Survivors Based on Multi-Modal Sensors and Machine Learning », *IEEE Access*, vol. 9, p. 30283-30291.
- [2] L. Iuppariello, G. Faiella, P. Macias, M. Cesarelli, M. Nespoli, et F. Clemente, « Novel kinematics indexes for the upper limb reaching movements evaluation with robotic exoskeleton », in *2020 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Bari, Italy: IEEE, juin 2020, p. 1-5.
- [3] X. Jiang et al., « Blood-brain barrier dysfunction and recovery after ischemic stroke », *Prog Neurobiol*, vol. 163-164, p. 144-171, 2018.
- [4] M. Shaughnessy, B. M. Resnick, et R. F. Macko, « Testing a Model of Post-Stroke Exercise Behavior », *Rehabilitation Nursing*, vol. 31, n° 1, p. 15-21, janv. 2006
- [5] A. Bouatrous, Conception et développement d'un environnement de rééducation fonctionnelle personnalisée basé sur la réalité virtuelle, Thèse de doctorat, École nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique, Université des Sciences et de la Technologie Houari-Boumediène, p.178, 2024. [En ligne]. Disponible sur : [USTHB Repository](#)
- [6] D. Hwang, J.-H. Shin, et S. Kwon, « Kinematic Assessment to Measure Change in Impairment during Active and Active-Assisted Type of Robotic Rehabilitation for Patients with Stroke », *Sensors*, vol. 21, n° 21, oct. 2021
- [7] J. Iqbal et K. Baizid, « Stroke rehabilitation using exoskeleton-based robotic exercisers: Mini Review », *Biomedical Research*, vol. 26, no 1, p. 197-201, 2015
- [8] Y. Meziani, A. Hadj-Abdelkader, Y. Morère, G. Bourhis, M. Karaouzène et M. Benmansour, « Évaluation clinimétrique des mesures cinématiques de rééducation du membre supérieur », *11th Congrès Handicap 2020 (IFRATH)*, pp. 1–6, 2020.
- [9] F. Wilcoxon, « Individual comparisons by ranking methods », *Biometrics Bulletin*, vol. 1, no 6, p. 80-83, 1945.
- [10] « Armeo@Spring - Système de rééducation du bras by Hocoma | MedicalExpo » <https://www.medicaexpo.fr/prod/hocoma/product-68750-438442.html>, Consulté le 22 février 2026.
- [11] H. R. Hartson et al., « Human-Computer Interaction: A Journal of Theoretical, Empirical and Methodological Issues of User Science and of System Design » Volume 7, Number 1, p 91-139.
- [12] L. Zimmerli, C. Krewer, R. Gassert, F. Müller, R. Riener, et L. Lünenburger, « Validation of a mechanism to balance exercise difficulty in robot-assisted upper-extremity rehabilitation after stroke », *J NeuroEngineering Rehabil*, vol. 9, n° 1, p. 6, 2012.
- [13] A. Olczak, A. Truszczyńska-Baszkak, et A. Stępień, « The Use of Armeo@Spring Device to Assess the Effect of Trunk Stabilization Exercises on the Functional Capabilities of the Upper Limb—An Observational Study of Patients after Stroke », *Sensors*, vol. 22, n° 12, juin 2022.

ScenaMouv : dispositif portable pour le suivi du mouvement des articulations

Constance Bault
Université Polytechnique Hauts-de-France
Laboratoire LAMIH
Valenciennes

Brigitte Le Pévédic
Université de Brest, Bretagne INP
Laboratoire Lab-STICC
Plouzané

Céline Jost
Université Paris 8
Laboratoire CHArt
Saint-Denis

Ines Di Loreto
Université Technologique de Troyes
Laboratoire LIST3N
Troyes

Abstract— Les dispositifs technologiques de rééducation sont souvent spécifiques à une pathologie ou à une région corporelle et reposent sur des technologies coûteuses ou limitées au contexte de recherche, ce qui freine leur transférabilité clinique. Cet article présente ScenaMouv, un système portable de capture des mouvements articulaires conçu pour être générique et adaptable à différentes activités. Un capteur fixé sur l'articulation est couplé à des jeux interactifs fournissant un retour visuel immédiat. Le système a été développé selon une approche centrée utilisateur impliquant plus de 1100 participants (grand public et professionnels, dont 58 ergothérapeutes) au cours d'itérations successives sur dix mois. Une évaluation finale menée auprès de 27 ergothérapeutes (tests d'activités, observations, questionnaires F-SUS et TAM) révèle une excellente utilisabilité (F-SUS = 86,9/100) et une forte intention d'intégration dans la pratique professionnelle. Ces résultats positionnent ScenaMouv comme un dispositif générique pertinent pour la rééducation.

Keywords— ergothérapie, rééducation, dispositif portable, DIY

I. INTRODUCTION

D'après l'appel à action pour 2030, publié par l'OMS en 2017 [1], la rééducation est une composante essentielle du continuum de soins, aux côtés de la prévention, du traitement et des soins palliatifs. L'OMS indique que la demande en rééducation va continuer d'augmenter au regard du vieillissement de la population et du nombre croissant de personnes confrontées à des maladies, des traumatismes ou des situations de handicap. La rééducation permet la récupération de fonctions perdues ou le ralentissement du déclin fonctionnel associé aux maladies chroniques ou dégénératives. Elle vise à restaurer l'autonomie fonctionnelle des patients, à améliorer leur qualité de vie, et à favoriser leur réinsertion sociale et professionnelle. Elle constitue donc un enjeu sociétal important.

La rééducation est différente selon les conséquences des contextes pathologiques, par exemple : empêchement à participer à la vie quotidienne dès le plus jeune âge [2], perte d'autonomie et qualité de vie [3] ou perte des fonctions motrices ou cognitives [4]. L'évaluation et la rééducation précoce sont déterminantes pour maximiser les chances de récupération et de compensation des fonctions lésées [2], [5], [6], [7], [8], [9].

Les principes fondamentaux d'une rééducation efficace reposent sur plusieurs éléments clés identifiés par la recherche clinique : l'intensité des séances, la répétition des exercices, et l'utilisation d'activités suffisamment stimulantes et orientées vers la fonction [4], [8], [10], [11], [12], [13], [14], [15], [16]. La répétition permet la consolidation des apprentissages moteurs et favorise la plasticité cérébrale, tandis que l'orientation vers la fonction garantit que les exercices correspondent à des tâches significatives pour le patient dans sa vie quotidienne. Toutefois, la nécessité de séances régulières et répétitives sur le long terme représente un défi majeur : cette répétition, bien qu'essentielle pour induire les modifications neuroplastiques nécessaires à la récupération, peut affecter la motivation des patients [3], [4], [7], [9], [10], [11], [15], [17], [18], [19], [20], [21] constituant ainsi un enjeu majeur de la rééducation moderne. Dans ce contexte, le développement d'outils interactifs adaptés aux pratiques des professionnels constitue un levier potentiel pour soutenir la mise en œuvre de séances répétitives et fonctionnelles.

Cet article s'inscrit dans cette problématique et propose un dispositif interactif visant à accompagner les exercices répétitifs de rééducation. La section suivante présente un état de l'art discutant de la diversité des situations de rééducation, des problématiques communes rencontrées, des technologies utilisées, des principales contributions dans les travaux récents, ainsi que des défis qui restent à relever. La section III décrit ScenaMouv, notre proposition d'un dispositif de captation des mouvements articulaires couplé à des jeux interactifs destinés à enrichir l'expérience des séances répétitives. La section IV présente le cadre expérimental mis en place pour évaluer l'acceptabilité du dispositif et son appropriation par les ergothérapeutes. Enfin, les résultats obtenus sont détaillés en section V, tandis que la section VI conclut cet article.

II. ETAT DE L'ART

A. Diversité des situations de rééducation

La littérature récente en rééducation met en évidence une grande hétérogénéité des contextes cliniques, structurée le plus souvent par pathologie ou par partie du corps. De nombreux travaux se concentrent sur la rééducation post-AVC, principale

cause de handicap chez l'adulte [10], en particulier sur la récupération du membre supérieur [4], [7], [8], [11], [13], [14], [15], [16] ou du membre inférieur [22], [23]. D'autres pathologies font également l'objet d'investigations : troubles du spectre autistique avec interventions centrées sur les compétences sociales [21], maladie de Parkinson et évaluation des troubles moteurs [17], sclérose en plaques et auto-rééducation à domicile [20], paralysie cérébrale chez l'enfant avec troubles moteurs, cognitifs et posturaux [2], [9], ou encore déficiences durables chez les personnes ayant eu un cancer [3]. Au-delà de cette structuration par pathologie, certains travaux adoptent une approche fonctionnelle centrée sur une partie du corps : motricité fine de la main et préhension [18], [24], coude [25], ou contrôle postural chez l'enfant [9].

Cette double structuration reflète la diversité des besoins rééducatifs, mais souligne également le caractère transversal et fondamental de la rééducation dans les parcours de santé.

B. Problématiques transversales

Les travaux en rééducation mettent en évidence des défis transversaux, indépendants des pathologies. Le **maintien de l'engagement** constitue un obstacle majeur : l'adhésion décline souvent quelques semaines ou mois après l'introduction d'un système de rééducation [3], [10], [11], [20], [21]. Les jeux sérieux et la ludification sont proposés comme leviers motivationnels [10], [11], [4], [26], [17], [18], [3], sans pour autant garantir un engagement durable.

Ces limites soulignent la nécessité d'une **personnalisation fine** [7], [14], [19], [21]. L'hétérogénéité des profils rend les protocoles standardisés insuffisants : ce qui fonctionne pour un patient peut s'avérer inefficace, voire contre-productif, pour un autre. Il apparaît ainsi nécessaire d'adapter les activités aux caractéristiques individuelles et d'appuyer cette adaptation sur des **mesures objectives des progrès** [5], [13], [27]. Ces données fournissent un retour informatif au patient, renforçant la motivation par la visualisation concrète des améliorations et offre un outil de suivi précis au thérapeute [13], [27].

L'efficacité dépend également de la **pertinence thérapeutique**, c'est-à-dire de l'adéquation entre les exercices proposés et les déficits fonctionnels ciblés. Une enquête menée auprès de 112 thérapeutes confirme que ce manque de pertinence explique l'efficacité limitée de nombreux systèmes de rééducation [11]. En outre, les systèmes généralistes intègrent peu les gestes du quotidien [10], ce qui limite le **transfert des acquis** vers la vie réelle [2], [10], [11], [21] : un patient peut réussir un exercice en séance sans pouvoir l'appliquer dans son environnement.

Enfin, l'**accès au soin** est contraint par l'éloignement géographique, la pénurie de professionnels, les limitations motrices et les coûts de transport [3], [4], [5], [7], [13], [20], [22], [23], [26], [27]. Ces barrières structurelles motivent le développement de solutions de télééducation et d'IoT, dont le déploiement à large échelle soulève encore des défis techniques et organisationnels.

C. Solutions technologiques existantes

Les solutions technologiques utilisées en rééducation sont variées. Par exemple, pour avoir des situations écologiques, des **systèmes tangibles spécifiques** sont développés, par exemple

un objet spécifique pour le travail de la préhension [10], [11] ou des briques de construction pour l'évaluation de la paralysie cérébrale [2]. Ces systèmes sont fortement adaptés aux objectifs thérapeutiques, mais manquent de polyvalence. C'est également le cas pour les **systèmes robotiques**, comme les bras robotique ou les exosquelettes, souvent développés pour contrôler la force [4], [14] ou accompagner les mouvements [7], [25]. Ces systèmes permettent un contrôle précis et une assistance adaptative, mais sont difficilement transportables, contrairement aux **systèmes à base de capteurs** qui peuvent être intégrés à des objets manipulés ou portés pour quantifier les mouvements sans assistance physique directe [17], [22], [23], [27]. Ces approches favorisent la portabilité et les mesures objectives au détriment de la contextualisation de l'activité, contrairement à la **réalité virtuelle et augmentée (RV/RA)**, largement explorée pour sa capacité à proposer des environnements immersifs et contrôlés dans des contextes variés [3], [8], [9], [15], [16], [18], [21], [26]. La RV/RA permet de scénariser des exercices et de diversifier les contextes d'entraînement, bien qu'elle ne permet pas d'agir sur les contraintes motrices réelles et repose sur des équipements spécifiques. Au contraire les **applications mobiles** s'appuient sur des dispositifs déjà présents dans le quotidien des patients. Les capteurs embarqués peuvent être exploités pour le suivi du mouvement [13]. Mais les applications sont surtout utilisées pour leur potentiel motivationnel [19], [20]. Leur utilisation favorise l'accessibilité et la diffusion à grande échelle, mais cela reste limité aux capacités matérielles du téléphone.

Enfin les **interfaces cerveau-ordinateur**, notamment l'EEG [28], constituent une voie émergente pour les patients avec déficits moteurs sévères, leur permettant de faire des exercices précocement et même depuis leur lit [6]. Cependant ces dispositifs demeurent complexes à mettre en œuvre, ce qui limite leur déploiement généralisé.

D. Défis et perspectives

Au-delà des enjeux précédemment identifiés, plusieurs défis persistent. L'**intégration conjointe des dimensions cognitives et motrices** constitue un objectif central, les troubles moteurs étant fréquemment associés à des difficultés exécutives et d'apprentissage [2]. Les systèmes récents cherchent à adresser simultanément ces composantes, reconnaissant leur interdépendance dans le processus de rééducation [2], [9].

Un **fossé** demeure également entre **recherche et adoption clinique** [21], [24]. Malgré des résultats probants, notamment pour la réalité virtuelle, l'usage réel par les praticiens reste limité [21], en raison d'un manque d'informations pratiques et d'une sous-utilisation des dispositifs disponibles [24].

L'**utilisabilité à domicile sans supervision** représente un autre défi majeur [4], [27]. Les systèmes doivent minimiser leur intrusion dans la vie quotidienne et favoriser l'adhésion autonome sur le long terme [27], dans un contexte où l'accès aux structures de rééducation reste contraint [3].

Ces constats soulignent la pertinence de dispositifs portables, polyvalents et applicables à différentes localisations corporelles, intégrant ludification généralisable [3], [4], [10], [11], [17], [18], [26] et retours visuels objectifs en temps réel [5], [13], [27].

III. PROPOSITION : SCENAMOUV

La section II a mis en évidence le fait que la convergence des problématiques et la diversité des contextes d'application suggèrent la pertinence de solutions transversales : dispositifs portables polyvalents, ludification généralisable, retour visuel immédiat, et applicabilité à un large spectre de situations cliniques. Ces caractéristiques ont guidé la conception de notre proposition. En plus de cela, le processus de conception s'est appuyé sur 5 grands principes de développement ancrés dans la pratique professionnelle de l'ergothérapie (détaillés plus bas), discipline de la première autrice de cet article. En effet, les ergothérapeutes sont des professionnels habilités et habitués à fabriquer des aides techniques et à les utiliser avec leurs patients et disposent d'un savoir-faire créatif et situé pour répondre à des besoins fonctionnels spécifiques. Cependant, ce sont souvent des personnes qui n'ont pas de formation à la technologie et qui n'ont pas le bagage nécessaire pour créer des aides techniques *technologiques*. Notre objectif est donc de permettre aux ergothérapeutes de concevoir et de fabriquer eux-mêmes un outil technologique utilisable directement en séance. Ainsi, nous avons défini cinq principes de conception : l'objet technique doit (1) être facilement fabricable ; (2) utiliser le moins de ressource possible dans un esprit de durabilité ; (3) être open source et pouvoir être enrichi par tout le monde de manière à ce que chacun puisse bénéficier des ajouts des autres ; (4) être modulaire pour s'intégrer facilement dans de nouvelles activités ; (5) être utilisable simplement et rapidement pour ne pas prendre trop de temps sur la séance. En effet, les séances des ergothérapeutes sont courtes et s'enchaînent rapidement, il est donc exclu de perdre du temps avec le système informatique.

C'est dans ce cadre que nous avons conçu ScenaMouv : un module électronique portable et reconfigurable, pensé comme une « brique technologique » réutilisable dans différents scénarios de rééducation. Comme le montre la Figure 1, ScenaMouv est composé d'une carte électronique ESP32 mini reliée à une centrale inertielle (MPU 6050). La carte utilise la connexion Bluetooth pour envoyer ses orientations en X et en Y. ScenaMouv est positionnable sur toutes les articulations du corps (excepté les petites articulations, comme celles des doigts, pour cette version du prototype) grâce à des bandes agrippantes positionnées à l'arrière. Le montage s'effectue en seulement 7 gestes et permet d'obtenir un module électronique très brut mais assez solide, avec des composants qui tiennent bien en place, et une batterie capable d'alimenter les composants pendant plus de 25 heures, soit environ 3 journées de travail complètes.

Trois jeux ont été développés en Python, en utilisant la bibliothèque Ursina (pour le développement de jeux en 3D) afin de disposer de plusieurs exemples représentant la genericité de ScenaMouv, dans l'objectif d'avoir un démonstrateur pour obtenir des retours d'un maximum d'utilisateurs potentiels. Chaque jeu dure moins d'une minute afin d'être testé rapidement. L'objectif dans la prochaine étape du projet sera de concevoir des activités de vie quotidienne pour pouvoir les intégrer à des séances de rééducation, par exemple « tartiner du beurre », « se brosser les cheveux », « se brosser les dents » ou « passer le balai ». La Figure 2 montre une capture d'écran des jeux. L'image A est le jeu du poisson où une personne doit éviter les requins en effectuant des mouvements haut/bas de la tête. Ce jeu a pour objectif de faire travailler les cervicales. L'image B

est le jeu des fleurs où une personne déplace un panier pour ramasser des fleurs en penchant une planche d'équilibre vers la droite ou vers la gauche. Ce jeu permet de travailler l'équilibre, à savoir les systèmes visuel, vestibulaire et proprioceptif. Ce jeu permet aussi de faire du renforcement en travaillant toute la chaîne musculaire inférieure, permettant notamment de prévenir le risque de chute. Enfin l'image C est le jeu des lettres où une personne doit reconstituer le mot dont les lettres sont affichées de manière aléatoire sur l'écran. Ce jeu a pour objectif de travailler les mouvements de rotation du poignet. Pour déplacer le sélecteur de lettre, il faut faire une flexion de la main (vers l'avant), une extension (vers l'arrière), une supination (vers le côté extérieur) ou une pronation (vers le côté intérieur).



Fig. 1. Module électronique ScenaMouv (A), positionné sur la tête (B), sur la main (C) et sous une planche d'équilibre (D)

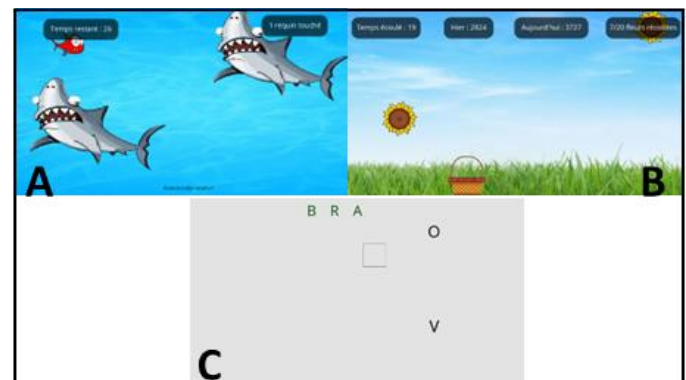


Fig. 2. Captures d'écran des jeux. A est joué avec la tête. B est joué avec la planche d'équilibre. C est joué avec la main.

IV. METHODE D'EVALUATION

Cet article présente la première partie du projet qui vise à faire valider ScenaMouv par les utilisateurs cibles professionnels afin de le préparer à une mise en contact avec les utilisateurs cibles patients. Ces derniers étant un public fragile, il faut donc s'assurer, au préalable, que le dispositif soit utilisable en toute sécurité. La conception a suivi une démarche centrée utilisateur décrite dans [29] avec l'objectif de faire tester le système : (1) par un nombre important de personnes issues de la population générale et ayant des expertises variées pour assurer une conception sans défaut ergonomique ou d'IHM ; (2) par des ergothérapeutes afin de répondre correctement au besoin et d'assurer la validation de ScenaMouv, par ce premier public

cible, dans un contexte de rééducation auprès d'une population fragile. Plus de 1100 personnes ont été impliquées dans le processus de conception (voir le détail dans [29]). Cet article se focalise sur les retours des ergothérapeutes lors d'une analyse des besoins au début du projet et d'une évaluation finale. Le cadre expérimental était toujours le même : le participant était invité à tester les trois activités avec la première autrice (dans un ordre contrebalancé dans l'évaluation finale) puis à remplir un questionnaire avec la seconde autrice. Un consentement était toujours demandé en amont de l'évaluation.

A. Analyse des besoins

L'analyse des besoins était un questionnaire en ligne. Le formulaire commençait par une brève présentation du projet sur la création d'un dispositif portable permettant de récupérer les mouvements du patient.

Ensuite les participants étaient invités à donner la liste des outils technologiques qu'ils utilisent, puis à répondre à 4 questions selon une échelle de Likert en 5 points allant de Pas du tout d'accord à Tout à fait d'accord :

- L'utilisation de la technologie vous semble utile pendant la prise en charge
- Vous seriez intéressé(e) par un tel outil pour le réveil moteur
- Vous seriez intéressé(e) par un tel outil pour le travail de l'équilibre
- Vous seriez intéressé(e) par un tel outil pour la prise en charge des troubles vestibulaires (ou pour d'autres troubles comme par exemple le syndrome cérébelleux)

Enfin, le participant était invité à donner des exemples d'autres cas d'utilisation et à remplir des informations signalétiques (type de patients, lieu d'exercice, années d'expérience, genre, âge).

B. Évaluation finale

L'évaluation finale est une évaluation composée du test du système et du remplissage d'un questionnaire, chaque session durant 30 minutes chacune.

Lors de l'évaluation, le participant était invité à tester les 3 activités (dans un ordre contrebalancé) pendant que l'expérimentateur notait des observations (besoin d'aide pour mettre l'outil, nombre de souffle, nombre de verbalisation, réaction à la fin de l'exercice, questions, durée du test).

Le questionnaire (voir Annexe A) était composé :

- Du F-SUS (version française du *System Usability Scale* [30]) sur l'utilisabilité du système,
- de 4 questions d'opinion sur le module électronique,
- de 11 questions issues du TAM (*Technology Acceptance Model*) sur l'utilité du système,
- de questions ouvertes sur les pathologies où le module serait utile et sur leurs idées d'autres activités faisables avec le système,
- du schéma du corps humain avec des croix à mettre sur les articulations où le module serait utile ;
- de 3 questions sur l'expérience utilisateur
- d'informations signalétiques (années d'expérience, région, déjà travaillé en centre de rééducation, type de patients, genre, âge).

V. RESULTATS

A. Analyse des besoins

Le questionnaire a été envoyé via les réseaux professionnels en septembre 2023. Les répondants sont au nombre de 31 avec 29 femmes et 2 hommes. L'âge moyen est de 30.71 ans (écart-type 9,74 ; min 21 ; max 56). L'expérience moyenne des répondants est de 6,3 ans (écart-type 8,6 ; min 0 ; max 33) avec une hétérogénéité dans les profils de patients. Les répondants sont répartis dans 9 régions de France.

Les personnes qui ont répondu utilisent majoritairement la technologie puisque 27 utilisent l'ordinateur, 22 utilisent des tablettes, 18 des téléphones portables, 17 la réalité virtuelle et 17 des jeux vidéo pour leurs séances de rééducation.

La Figure 3 montre les réponses aux quatre questions posées (voir IV.A). Les résultats (D'accord et Tout à fait d'accord) montrent que 77,4% des répondants trouvent la technologie utile (A). La totalité de ces participants sont intéressés par l'outil pour le réveil moteur (B). Le travail de l'équilibre intéresse 70% des répondants (C), tandis que les résultats sont plus mitigés (58%) pour les troubles vestibulaires (D).

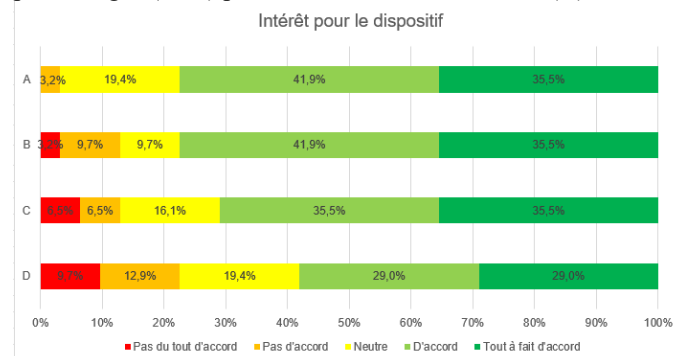


Fig. 3. Réponses aux questions sur l'intérêt du dispositif

Concernant les questions ouvertes, 9 répondants ont imaginé des cas d'utilisation, par exemple : éveil moteur post traumatisme cérébral, héminégligence, fonctions exécutives, stimulation des fonctions motrices, coordination motrice et troubles cognitifs. Ces résultats montrent que l'idée de départ remporte une bonne adhésion par les 31 ergothérapeutes qui ont répondu au questionnaire.

B. Évaluation finale

L'évaluation finale a été conduite en juin et juillet 2024 auprès de 27 ergothérapeutes (et 8 kinésithérapeutes dont on ne détaillera pas les résultats dans cet article).

L'échantillon est composé de 20 femmes (74%) et 7 hommes (26%) ce qui est représentatif de la population en ergothérapie. L'âge moyen est de 38,8 ans (écart-type 12,1 ; min 22 ; max 64). L'expérience moyenne des participants est de 15,1 ans (écart-type 11,6 ; min 1 ; max 40) avec une hétérogénéité dans les profils de patients. Les participants sont répartis dans 5 régions de France.

Ils ont évalué le degré d'acceptabilité (mesuré avec le F-SUS) à « excellent » avec une moyenne de 86,9 (pour un critère noté entre 85,5 et 90,9).

La Figure 4 montre les résultats (pourcentages regroupés) concernant l'opinion sur le module électronique (voir les questions dans l'annexe A). Quasiment tous les participants se sentent capables d'assembler le module électronique (Q11 - 82,6%) mais quasiment la moitié préférerait l'acquérir déjà construit (Q12 - 44,4%). Un peu plus de la moitié pensent que le module est ergonomique (Q13 - 55,5%). Et enfin seuls 11,1% pensent que la conception du module est à revoir (Q14).

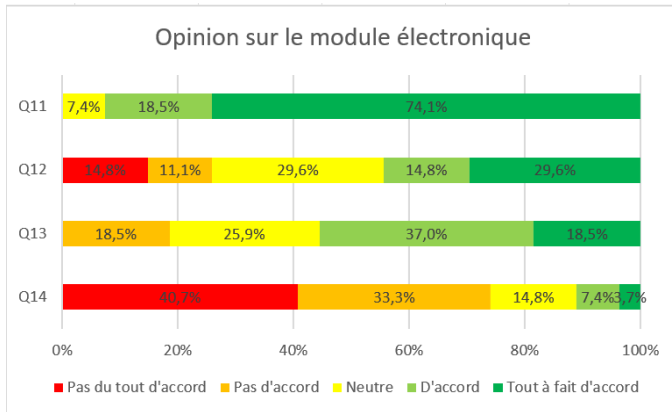


Fig. 4. Opinion sur le module électronique

Les questions issues du TAM obtiennent une moyenne de 77,8% d'utilité perçue pour le système (moyenne basée sur la somme des « D'accord » et « Tout à fait d'accord » après avoir inversé les questions négatives (écart-type 12,3% ; min 51,8% ; max 92,6%). Seuls 11,1% des participants pensent que l'utilisation du système n'est pas pertinente et 77,7% (sans avis 18,5%) ont l'intention d'utiliser le système s'ils y ont accès. Enfin, quasiment tous les participants (92,6% ; sans avis 7,4%) pensent que les mouvements récupérés sont utiles en rééducation.

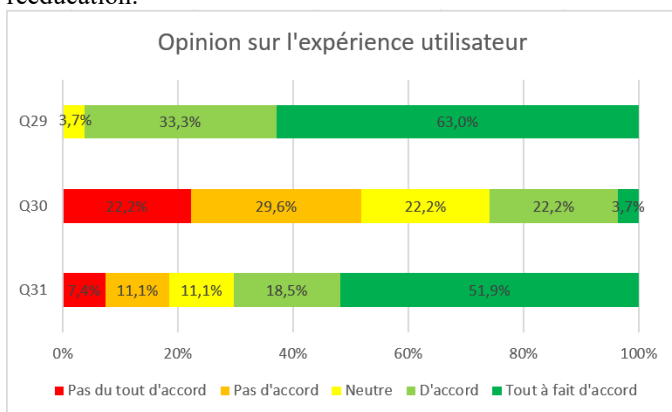


Fig. 5. Opinion sur l'expérience utilisateur

La Figure 5 montre les résultats aux questions posées sur l'expérience utilisateur. Quasiment la totalité des participants pensent que le système est ludique (Q29 - 96,3%, sans avis 3,7%). Une grosse majorité (Q31 - 70,4%) pensent que le système doit proposer d'autres activités que des jeux. Enfin, la dernière question est plus mitigée : 25,9% pensent que le système pourrait déplaire à certaines personnes, tandis que 51,8% pensent le contraire et 22,2% sont sans avis.

Les participants ont donné une liste hétérogène de pathologies avec lesquels ils envisageraient d'utiliser ScenaMouv et également une liste assez complète d'autres activités à faire avec le système. Concernant les articulations avec lesquelles ils aimeraient utiliser le système, les participants ont identifié 4,6 articulations en moyenne (écart-type 2,1 ; min 0 ; max 9). Les articulations les plus citées sont dans l'ordre : poignets (81,5% des participants), cou (59,6%), genoux (55,6%), épaules (51,9%), coudes (51,9%), chevilles (40,7%), doigts (29,6%), hanches (22,2%), rachis (18,5%) et plus à la marge mains, tête, et jambes. Un participant a indiqué toutes les articulations.

VI. DISCUSSION ET CONCLUSION

A. Discussion

L'état de l'art a soulevé la pertinence (et le besoin) de solutions transversales : dispositifs portables polyvalents, ludification généralisable, retour visuel immédiat, et applicabilité à des situations cliniques variées. Les résultats de l'évaluation montrent que ScenaMouv répond à tous les critères. Le retour visuel immédiat était un critère de conception et n'a pas été évalué. La polyvalence du système et son applicabilité à diverses situations ont été montrées par la projection des participants à une utilisation sur toutes les articulations, pour une diversité de pathologies via une diversité d'activités. L'aspect ludique a été relevé par 96,3% des participants.

Le fait que 70,4% des participants pensent qu'il faut proposer des activités de vie quotidienne est un très bon résultat puisqu'il s'agit des perspectives de ce travail. Les jeux présentés dans l'article sont adaptés aux séances des kinésithérapeutes mais pas aux ergothérapeutes qui accompagnent les personnes dans leur vie quotidienne. Le fait que les participants souhaitent des activités de vie quotidiennes montrent leur intérêt et leur projection pour le système.

Quelques participants ont trouvé le dispositif un peu encombrant et lourd, notamment pour le travail des cervicales et du poignet. Il s'agit d'un compromis à trouver car plus le dispositif sera miniaturisé, moins il sera fabricable par les ergothérapeutes. Ce sera discuté dans la suite du projet, car même si les ergothérapeutes se sentent capables de fabriquer ce dispositif, ils préfèrent tout de même l'acheter déjà fabriqué. Cela reste une bonne option de revoir sa conception pour le miniaturiser et faire une coque pour protéger les composants électroniques, ce qui permettra également de repenser la conception pour y inclure les petites articulations.

B. Conclusion et perspectives

Cet article a présenté un dispositif portable pour récupérer le mouvement des articulations et proposer un retour visuel via des jeux pour rendre les séances de rééducation plus ludique. Ce dispositif est générique : un seul objet permet de travailler plusieurs fonctions pour plusieurs pathologies et à travers des activités diverses. Il se positionne sur toutes les articulations du patient (exceptées les petites articulations comme celles des

doigts). Le dispositif s'utilise facilement : il suffit de s'assurer que le Bluetooth soit activé sur l'ordinateur, d'allumer le dispositif puis de démarrer le jeu en cliquant sur l'exécutable.

La suite du projet préparera le dispositif pour des tests cliniques avec les patients. En plus des autorisations éthiques à obtenir, il faudra travailler à l'intégration du dispositif dans un protocole de rééducation et concevoir des activités de vie quotidienne personnalisée et adaptée à chaque patient.

Certains participants sont intéressés par la mise en place d'un suivi des données pour objectiver la séance et pouvoir suivre l'évolution du patient. Ainsi, ce système pourrait donner des valeurs objectives sur le patient et compléter les observations et les ressentis des ergothérapeutes. De plus, des ergothérapeutes ont indiqué avoir un intérêt pour ScenaMouv pour l'auto-rééducation à domicile qui est un enjeu sociétal majeur soulevé par la Haute Autorité de Santé. C'est une perspective à plus long terme car il faut s'assurer de la sécurité des patients.

REMERCIEMENTS

Nous remercions vivement l'Université Paris 8, le laboratoire CHArt, l'Institut Carnot Cognition, la Cité des Sciences et de l'Industrie et toutes les personnes qui ont participé aux différentes évaluations du système.

REFERENCES

- [1] World Health Organisation, « Rehabilitation 2030: A call for action », Meeting report, févr. 2017. [En ligne]. Disponible sur: <https://www.who.int/publications/m/item/rehabilitation-2030-a-call-for-action>
- [2] Y. El Marhraoui et al., « ANR-CPLAY: Outil de rééducation fonctionnelle du membre supérieur pour l'enfant atteint de paralysie cérébrale et troubles afférents », in Colloque en TélésANTé et dispositifs biomédicaux, 2023.
- [3] A. Melillo et al., « Virtual Reality Rehabilitation Systems for Cancer Survivors: A Narrative Review of the Literature », *Cancers*, vol. 14, no 13, p. 3163, janv. 2022.
- [4] S. Guillén-Climent et al., « A usability study in patients with stroke using MERLIN, a robotic system based on serious games for upper limb rehabilitation in the home setting », *J NeuroEngineering Rehabil*, vol. 18, no 1, p. 41, févr. 2021.
- [5] S. An et U. Y. Ogras, « MARS: mmWave-based Assistive Rehabilitation System for Smart Healthcare », *ACM Trans. Embed. Comput. Syst.*, vol. 20, no 5s, p. 72:1-72:22, sept. 2021.
- [6] Y. Hashimoto, T. Kakui, J. Ushiba, M. Liu, K. Kamada, et T. Ota, « Portable rehabilitation system with brain-computer interface for inpatients with acute and subacute stroke: A feasibility study », *Assistive Technology*, vol. 34, no 4, p. 402-410, juill. 2022.
- [7] H. Li, S. Guo, D. Bu, H. Wang, et M. Kawanishi, « Subject-Independent Estimation of Continuous Movements Using CNN-LSTM for a Home-Based Upper Limb Rehabilitation System », *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 8, no 10, p. 6403-6410, oct. 2023.
- [8] H. Xie et al., « A novel glasses-free virtual reality rehabilitation system on improving upper limb motor function among patients with stroke: A feasibility pilot study », *Medicine in Novel Technology and Devices*, vol. 11, p. 100069, sept. 2021.
- [9] E. Beani et al., « Application of Virtual Reality Rehabilitation System for the assessment of postural control while standing in typical children and peers with neurodevelopmental disorders », *Gait & Posture*, vol. 92, p. 364-370, févr. 2022.
- [10] C. Megard et al., « Ergotact: Including Force-based Activities into Post-stroke Rehabilitation », in *Extended Abstracts of the 2019 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, in CHI EA '19. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery, mai 2019, p. 1-6.
- [11] S. Pouplin et al., « Feasibility of a serious game system including a tangible object for post stroke upper limb rehabilitation: a pilot randomized clinical study », *Front Neurol*, vol. 14, p. 1176071, 2023.
- [12] H. Wang et al., « High-Performance Hydrogel Sensors Enabled Multimodal and Accurate Human-Machine Interaction System for Active Rehabilitation », *Advanced Materials*, vol. 36, no 11, p. 2309868, 2024.
- [13] S. Miao, C. Shen, X. Feng, Q. Zhu, M. Shorfuzzaman, et Z. Lv, « Upper Limb Rehabilitation System for Stroke Survivors Based on Multi-Modal Sensors and Machine Learning », *IEEE Access*, vol. 9, p. 30283-30291, 2021.
- [14] Q. Qu et al., « The Effect of Applying Robot-Assisted Task-Oriented Training Using Human-Robot Collaborative Interaction Force Control Technology on Upper Limb Function in Stroke Patients: Preliminary Findings », *BioMed research international*, vol. 2021, no 1, p. 9916492, 2021.
- [15] L. David, « Conception et évaluation d'un système de réalité virtuelle pour l'assistance à l'auto-rééducation motrice du membre supérieur post-AVC », phdthesis, Université Paris-Saclay, Université d'Evry Val-d'Essonne, 2019.
- [16] B. Xiao et al., « Design of a virtual reality rehabilitation system for upper limbs that inhibits compensatory movement », *Medicine in Novel Technology and Devices*, vol. 13, p. 100110, mars 2020.
- [17] L. C. Mendes, A. A. R. de Sá, I. A. Marques, Y. Morère, et A. de Oliveira Andrade, « RehaBEElitation: the architecture and organization of a serious game to evaluate motor signs in Parkinson's disease », *PeerJ Computer Science*, vol. 9, p. e1267, 2023.
- [18] A. A. I. Aly, A. Abbasimoshaei, et T. A. Kern, « Developing a VR training environment for fingers rehabilitation », in *13th International Conference on Human Haptic Sensing and Touch Enabled Computer Applications, EuroHaptics 2022*, 2022, p. 331-333.
- [19] D. Rei, C. Clavel, J.-C. Martin, et B. Ravenet, « Adapting goals and motivational messages on smartphones for motivation to walk », *Smart Health*, vol. 32, p. 100482, juin 2024.
- [20] C. Chassan, C. Jost, T. De Broucker, O. Cras, M. Sévène, et D. Archambault, « Benefit of a Mobile Application to Motivate People with Multiple Sclerosis to Practice Self-Rehabilitation at Home », *MMC_C*, vol. 81, no 1-4, p. 7-12, déc. 2020.
- [21] V. Pandey et L. Vaughn, « The Potential of Virtual Reality in Social Skills Training for Autism: Bridging the Gap Between Research and Adoption of Virtual Reality in Occupational Therapy Practice », *The Open Journal of Occupational Therapy*, vol. 9, no 3, p. 1-12, juill. 2021.
- [22] I. Bisio et al., « Towards IoT-Based eHealth Services: A Smart Prototype System for Home Rehabilitation », in *2019 IEEE Global Communications Conference (GLOBECOM)*, déc. 2019, p. 1-6.
- [23] I. Bisio, C. Garibotto, F. Lavagetto, et A. Sciarone, « When eHealth Meets IoT: A Smart Wireless System for Post-Stroke Home Rehabilitation », *IEEE Wireless Communications*, vol. 26, no 6, p. 24-29, déc. 2019.
- [24] B. Sheng, J. Zhao, Y. Zhang, S. Xie, et J. Tao, « Commercial device-based hand rehabilitation systems for stroke patients: State of the art and future prospects », *Heliyon*, vol. 9, no 3, mars 2023.
- [25] Z. A. Waheed et al., « Control of elbow rehabilitation system based on optimal-tuned backstepping sliding mode controller », *J. Eng. Sci. Technol.*, vol. 18, no 1, p. 584-603, 2023.
- [26] C. Camardella, M. Gabardi, A. Frisoli, et D. Leonardis, « Wearable Haptics in a Modern VR Rehabilitation System: Design Comparison for Usability and Engagement », in *Haptics: Science, Technology, Applications*, vol. 13235, Cham: Springer International Publishing, 2022, p. 274-282.
- [27] M. K. H et al., « A Smart IoT-Based Prototype System for Rehabilitation Monitoring », *International Journal of Integrated Engineering*, vol. 15, no 3, p. 104-111, août 2023.
- [28] M. Orban, M. Elsamanty, K. Guo, S. Zhang, et H. Yang, « A Review of Brain Activity and EEG-Based Brain-Computer Interfaces for Rehabilitation Application », *Bioengineering*, vol. 9, no 12, p. 768, déc. 2022.
- [29] C. Bault, C. Jost, B. Le Pévédic, et I. Di Loreto, « L'apport des évaluations informelles dans la méthodologie de conception collaborative d'un dispositif de rééducation impliquant ergothérapie et informatique », in *36e Conférence Internationale Francophone sur l'Interaction Humain-Machine (IHM'25)*, Toulouse, France, nov. 2025.
- [30] G. Gronier et A. Baudet, « Psychometric Evaluation of the F-SUS: Creation and Validation of the French Version of the System Usability Scale », *International Journal of Human-Computer Interaction*, vol. 0, no 0, p. 1-12, 2021.

ANNEXE A

Questions du questionnaires dont les réponses sont à donner sur une échelle de Likert allant de « Pas du Tout d'accord » à « Tout à fait d'accord ».

Opinion sur le module électronique :

Q11. Je me sens capable d'assembler le module électronique moi-même à l'aide de la fiche d'instructions

Q12. Je préfère acquérir le module électronique déjà construit plutôt que de le fabriquer

Q13. Je pense que le module électronique est ergonomique

Q14. Je pense que la conception du module électronique est à revoir

Questions issues du TAM (*Technology Acceptance Model*) :

Q15. Utiliser le système pourrait améliorer mon efficacité dans mon travail

Q16. Je trouve que le système serait utile dans mon travail

Q17. Je pense que je serais créatif/créative en utilisant ce dispositif

Q18. Je pense que je serais enjoué/enjouée en utilisant ce dispositif

Q19. Ce dispositif ne me fait pas peur du tout

Q20. Ce dispositif me rend mal à l'aise

Q21. Face à ce dispositif, je me sens en difficulté

Q22. Dans mon travail, l'utilisation du système est pertinente

Q23. L'utilisation du système est adaptée à certaines tâches liées au travail

Q24. En supposant que j'ai accès au système, j'ai l'intention de l'utiliser

Q25. Les mouvements récupérées par le système sont utiles en rééducation





Opinion sur l'expérience utilisateur :

Q29. Je pense que le système est ludique

Q30. Je pense que le système pourrait déplaire à certaines personnes de la patientèle

Q31. Je pense que le système doit proposer d'autres activités que des jeux

Un Système de Thérapie Miroir en Réalité Virtuelle

Théo Combe , Lucie Deplaud , Tony Hu, Oliver Pons , Thomas Roig, Eulalie Verhulst ^{*}
CEDRIC, Cnam, Paris, France

Résumé

Nous présentons un système modulaire et extensible de thérapie miroir en réalité virtuelle (VR-MT) pour la rééducation motrice du membre supérieur. Le système est conçu avec des professionnels de santé à partir de questionnaires structurés et de retours itératifs. Il vise à proposer une expérience de rééducation motivante et engageante, tout en restant compatible avec les contraintes d'un déploiement clinique. Les fonctionnalités principales incluent un module de reconnaissance gestuelle basé sur des exercices thérapeutiques ciblant la motricité distale, un module de thérapie miroir intégrant différentes modalités de réflexion partielle ou complète de la main, ainsi qu'un module de retour visuel par atténuation de l'erreur. Le système intègre également des outils de collecte de données cinématiques permettant le suivi des mouvements de la main et des performances, en vue d'analyses post-hoc, d'une future personnalisation des séances et de l'intégration ultérieure d'indicateurs cliniques. Deux tâches illustrent les capacités du système : une tâche d'amplitude de geste destinée à l'évaluation gestuelle et un jeu thérapeutique pour un entraînement répétitif et intensif des gestes. Bien que l'évaluation de l'efficacité thérapeutique fasse l'objet de travaux futurs, les validations techniques internes et les premiers retours exploratoires soulignent le potentiel de ce système en tant qu'outil immersif, flexible et cliniquement pertinent pour la rééducation motrice du membre supérieur.

Mots-clés—Thérapie Miroir, Réalité Virtuelle, Gamification, Hand Tracking, Rééducation Motrice du Membre Supérieur

I. INTRODUCTION

La rééducation du membre supérieur constitue un enjeu majeur pour les populations cliniques, notamment après un accident vasculaire cérébral (AVC) ou chez les personnes atteintes de paralysie cérébrale (PC). Une approche largement utilisée est la *thérapie miroir* (TM), dans laquelle le patient mobilise le membre *non affecté* tandis qu'un retour visuel (traditionnellement obtenu à l'aide d'un miroir physique) crée l'illusion que le membre *affecté* bouge. Cette illusion visuelle est utilisée pour activer les réseaux moteurs du cerveau et favoriser la récupération motrice.

Cet article présente un système de thérapie miroir en réalité virtuelle (VR-MT) conçu pour l'évaluation et l'entraînement du membre supérieur. Le système s'appuie sur un suivi optique des mains au moyen d'un casque de réalité virtuelle. En TM, les exercices peuvent être réalisés soit de façon *unimanuel*

(seul le membre non affecté est mobilisé), dans lequel le membre affecté est visuellement remplacé par une représentation miroir du membre non affecté, soit en *bimanuel* (les deux membres sont mobilisés), tandis que le retour visuel met l'accent sur le côté affecté. Des travaux antérieurs rapportent que la TM bimanuelle peut être efficace pour améliorer la fonction motrice et les activités de la vie quotidienne (AVQ) chez les personnes ayant subi un AVC, alors que la TM unimanuelle peut apporter des bénéfices plus limités pour ces mêmes critères [1].

La VR-MT permet de dépasser certaines limites de la TM conventionnelle en offrant un retour visuel configurable, des tâches thérapeutiques interactives et engageantes, ainsi qu'un enregistrement automatique des données cinématiques et de performance [2]. Plusieurs systèmes récents de VR-MT ont montré un potentiel pour soutenir la rééducation du membre supérieur après un AVC [3]. Toutefois, les systèmes existants souffrent souvent d'un manque de modularité et de transparence d'implémentation, limitant la reproductibilité, la comparaison des approches et l'adaptation à différents protocoles et contextes cliniques.

Cet article apporte les contributions suivantes :

- **Un système modulaire** implémenté dans Unity et utilisant OpenXR pour des casques de réalité virtuelle avec suivi des mains, destiné à faciliter le développement et la configuration d'exercices de TM du membre supérieur.
- **Un composant de mise en miroir configurable** prenant en charge plusieurs stratégies de réflexion, incluant une mise en miroir globale de la main et une mise en miroir locale, afin d'être adapté à différents scénarios thérapeutiques.
- **Un module de retour visuel réutilisable** intégré au cadre, permettant aux concepteurs d'activer et de paramétrer le retour visuel pendant les tâches d'entraînement.
- **Un pipeline d'enregistrement intégré** permettant de sauvegarder la cinématique de la main et les événements de la tâche afin de soutenir le suivi des séances et les analyses ultérieures.
- **Deux exemples de tâches VR-MT** : une tâche d'amplitude de mouvements orientée évaluation et un jeu thérapeutique basé sur des gestes, conçu pour encourager la pratique répétée des gestes.

^{*}Les auteurs sont listés par ordre alphabétique.

II. ETAT DE L'ART

A. Systèmes existants

Plusieurs systèmes VR-MT ont été développés pour la rééducation du membre supérieur (voir Tableau I). Ces systèmes sont principalement conçus pour les adultes en rééducation post-AVC et sont fréquemment implémentés à l'aide du moteur Unity. Les systèmes VR-MT suivent les mouvements des mains de l'utilisateur et les transposent sur des mains virtuelles. Le suivi de la main est généralement réalisé à l'aide d'un contrôleur Leap Motion [4]–[8] ou par suivi sans marqueur, où les gestes de la main sont reconnus et suivis à l'aide de caméras et d'algorithmes intégrés dans le casque [1], [9], [10]. La position et la rotation des mains et des doigts sont ensuite transposées sur la main virtuelle. Pour implémenter la TM dans ces systèmes, un module miroir est utilisé dans lequel les mouvements de la main non affectée sont reflétés sur la main affectée virtuelle. Les mains virtuelles peuvent être affichées soit en mode uni-manuel, soit en mode bi-manuel. Un module de retour visuel peut également être intégré afin de modifier la transposition des positions aux mains virtuelles en amplifiant ou en atténuant la différence de position entre les mains réelles de l'utilisateur et les mains virtuelles. Par exemple, l'augmentation de l'erreur est une technique de retour d'information qui ajuste le retour en fonction de l'amplitude de l'erreur de l'utilisateur [11]. La technique utilise un retour sensoriel erroné pour améliorer l'adaptation à un environnement [12]. Shum et al. (2019) ont appliqué un retour d'augmentation de l'erreur dans une tâche de préhension bimanuelle pour des adolescents atteints de PC [13]. L'augmentation d'erreur est utilisée pour amplifier le mouvement de la main parétique vers la cible à atteindre. Ces fonctionnalités peuvent être sélectionnées à partir d'un menu utilisateur ou d'une autre interface utilisée par le thérapeute.

L'utilisation de la VR-MT permet de surmonter certaines limitations de la TM traditionnelle. Par exemple, avec la VR-MT, l'utilisateur peut bouger les deux mains librement, et l'espace d'interaction n'est pas limité à la position d'un miroir physique. Par conséquent, différents types de tâches peuvent être implémentés, incluant des tâches d'amplitude de mouvement (où l'utilisateur reproduit des gestes), des tâches fonctionnelles (par exemple, saisir et relâcher des objets), des tâches reliées à des AVQ, ou des tâches gamifiées [14]. La difficulté de ces tâches peut être configurée via l'interface du thérapeute. Par exemple, le mode de TM peut être configuré pour s'adapter à différents niveaux de difficulté [5]. La VR-MT permet également au système de fournir des mesures automatiques des résultats de performance de l'utilisateur, telles que le temps d'essai et le score. Dans l'ensemble, le Tableau I suggère que les systèmes VR-MT antérieurs fournissent généralement un retour visuel miroir et une interaction spécifique à la tâche, mais moins de systèmes intègrent des stratégies de mise en miroir configurables au-delà d'une implémentation unique, des mécanismes de retour d'information augmenté réutilisables tels que l'augmentation de l'erreur, et un pipeline d'enregistrement structuré permet-

tant une évaluation cohérente à travers les tâches. Le compte-rendu des détails d'implémentation (par exemple, versions matérielles/logicielles testées, contraintes de suivi et formats de données) varie selon les travaux antérieurs, ce qui peut limiter la réplique et la comparaison systématique entre les tâches. Ces lacunes motivent l'architecture modulaire et la description orientée reproductibilité proposées dans ce travail.

B. Limitations des systèmes existants

Certains problèmes concernant la VR-MT peuvent être catégorisés en limitations technologiques, de conception de tâche et d'utilisateur. La VR-MT exige que l'utilisateur puisse observer des mouvements réalistes et fidèles. La correspondance entre la main réelle et la main virtuelle doit être précise. Quintana et al. (2023) ont observé certains problèmes liés à la position des mains par rapport au casque de VR [10]. Plus précisément, le système peut perdre le suivi de la main si les mains ne sont pas dans le champ du casque et certains gestes ne sont pas reconnus en raison de l'occlusion de la main. La technologie de suivi de la main est associée à certaines limitations technologiques (occlusion, type de casque, latence...). La performance du suivi de la main peut être caractérisée par l'erreur de position, qui est l'erreur entre la main réelle et la main virtuelle, et le tremblement (*jitter*). Le *jitter* représente l'amplitude des sauts image par image dans les mesures stationnaires successives [15] et peut être considéré comme une mesure du bruit du suivi de la main [16]. La performance du suivi de main incarné dans un casque a été évaluée et des études ont montré que la performance du suivi de la main diminue lorsque les mains de l'utilisateur sont en périphérie plutôt que dans la zone fovéale du casque [16], [17]. La performance du suivi de la main diffère notablement selon les casques de RV.

Le Meta Quest 2 (4 caméras) présente une latence d'environ 45 ms et une erreur de position de 1,1 cm (la valeur de *jitter* n'est pas rapportée pour cet appareil dans ces sources) [17]. Le Meta Quest Pro (5 caméras) présente une plage de latence très large (15,8–229,2 ms), avec une erreur de position de 1,22 cm et un *jitter* de 1,77 cm [16]. Enfin, le Meta Quest 3 (4 caméras) rapporte également une large plage de latence (14,4–220,5 ms), avec une erreur de position plus élevée (1,73 cm) tout en maintenant un *jitter* plus faible (1,11 cm) que le Quest Pro [16]. Dans l'ensemble, le Quest Pro atteint une précision de position proche du Quest 2 mais avec un *jitter* plus élevé, tandis que le Quest 3 atteint le *jitter* le plus faible rapporté parmi les valeurs disponibles au prix d'une précision de position réduite ; dans les deux cas, les larges intervalles de latence suggèrent une forte sensibilité à la configuration expérimentale (par exemple, pipeline logiciel, conditions d'éclairage et caractéristiques du mouvement), comme discuté dans les études citées [16], [17]. Cependant, la qualité du suivi optique des mains peut être influencée par les caractéristiques du mouvement réalisé, notamment sa vitesse, son amplitude, les changements rapides d'orientation du poignet et les phénomènes d'occlusion entre les doigts. Les valeurs issues de la littérature doivent donc être interprétées comme des mesures

TABLE I
RÉSUMÉ DES SYSTÈMES VR-MT EXISTANTS.

Nom	Suivi de la Main	Modules	Tâche	Données Enregistrées
Mirroring Neuron VR Rehab (MNVR-Rehab, Mekbib et al., 2020, 2021) [4], [5]	Leap Motion	Mise en miroir, interface thérapeute, difficulté de la tâche	Saisir une balle et la relâcher au bon endroit	Temps des essais, score (saisie et relâchement réussis et non réussis de la balle)
Virtual Reality Mirror Therapy System (VRMT, Lin et al., 2021 ; Hsu et al., 2022) [6], [7]	Leap Motion	Mise en miroir	Amplitude de mouvement	–
BeST-ART (Heinrich et al., 2022) [8]	Leap Motion	Mise en miroir, interface thérapeute	Amplitude de mouvement (faire les chiffres de 1 à 5)	–
VR Mirrored-Hand System (Hsieh et al., 2025) [1]	Sans marqueur	Mise en miroir, difficulté de la tâche	AVQ (cuisine, conduite, tâches ménagères, courses)	Temps, score
Virtual Reality Self Co-embodiment (VRSelfCo, Curiel et al., 2024) [9]	Sans marqueur	Mise en miroir, retour augmentation de l'erreur	Tâche de classification (saisir et relâcher au bon endroit)	Temps, score
VR-MT (Quintana et al., 2023) [10]	Sans marqueur	Mise en miroir, difficulté de la tâche	Tâche de classification, AVQ et jeu (classification de couleurs ; placer des objets dans des trous/boîtes ; motifs lumineux ; trouver la lumière ; recherche de mots ; nettoyer la fenêtre)	–

obtenues dans des conditions expérimentales spécifiques, et non comme des performances constantes pour l'ensemble des gestes de rééducation. Dans le cadre de ce travail, nous nous appuyons sur ces résultats bibliographiques pour identifier les contraintes technologiques du suivi sans marqueur, mais nous ne réalisons pas encore de validation indépendante comparant explicitement des gestes statiques et dynamiques.

Les systèmes VR-MT peuvent présenter des limitations dans la conception de la tâche. Par exemple, certains problèmes liés à l'interaction entre les mains et les objets virtuels sont rapportés par Quintana et al. (2023). Les auteurs ont observé que la main principale peut entrer en collision avec la main miroir [10]. Ils ont également rapporté certaines limitations concernant les patients, qui peuvent avoir des difficultés à concentrer leur attention sur la main miroir et regardent la main principale [10]. Strong et al. (2024) plaident pour les facteurs suivants dans la conception de la VR-MT : dosage, motivation, difficulté de la tâche et retour sensoriel [18]. La difficulté de la tâche est configurable dans certains systèmes VR-MT par le thérapeute. Actuellement, aucun exemple d'ajustement dynamique de la difficulté (DDA) n'a été trouvé dans les systèmes VR-MT existants.

III. LE SYSTÈME VR-MT

Notre système VR-MT est implémenté dans Unity 2022.3.20f1 en utilisant OpenXR [19] et la bibliothèque XRHands¹ pour le suivi de la main et la reconnaissance de gestes. Le système est portable et peut être utilisé sur différents casque. Le système VR-MT proposé contient plusieurs modules suivant les directives fournies par l'équipe médicale et la littérature existante.

A. Détails d'implémentation et de reproductibilité

Pour faciliter la réplique et le déploiement, le Tableau II présente la configuration matérielle et logicielle utilisée dans

1. <https://docs.unity3d.com/Packages/com.unity.xr.hands@1.5/manual/index.html>

TABLE II
DÉTAILS DE REPRODUCTIBILITÉ POUR NOTRE IMPLÉMENTATION VR-MT.

Composant	Spécification
Unity	2022.3.20f1
Runtime XR	OpenXR (Version 1.14.3) [19]
Suivi de la main	XRHands (Package Unity — Version 1.5)
Casque testés	Meta Quest 2, Meta Quest 3
Modes d'exécution	Autonome (Android) et PCVR (Windows 10/11)
Format de sortie	JSON (horodatage, poses des articulations, événements de tâche)

nos tests, ainsi que les paramètres d'exécution clés. Le système peut fonctionner sans contrôleurs manuels et s'appuie sur le suivi optique de la main du casque. Les signaux enregistrés sont horodatés pour permettre une analyse post-hoc.

B. Population cible et premières expérimentations

Le système cible principalement des personnes présentant une atteinte unilatérale du membre supérieur, notamment en contexte d'hémiplégie. Cette population est compatible avec le principe de la thérapie miroir, qui repose sur la mobilisation du membre non affecté afin de générer une illusion visuelle du mouvement du membre parétique. Le dispositif suppose toutefois que l'utilisateur dispose d'au moins un membre supérieur fonctionnel, puisse tolérer l'exposition à la réalité virtuelle, comprendre les consignes et signaler un éventuel inconfort.

À ce stade, les évaluations réalisées ne constituent pas une étude clinique d'efficacité thérapeutique, mais des expérimentations exploratoires visant à vérifier la faisabilité technique et l'utilisabilité du système. Les premiers essais ont été conduits auprès d'adultes volontaires, incluant une personne présentant une déficience motrice du membre supérieur droit. Ces premiers tests ont permis d'observer l'utilisation du système en situation réelle, d'identifier des difficultés de reconnaissance gestuelle et d'ajuster certains paramètres des

tâches, notamment la vitesse du jeu et le choix des gestes requis.

Dans les futures études de faisabilité auprès d'une population clinique, les critères de non-inclusion concernent notamment les contre-indications à l'exposition à la réalité virtuelle, les troubles neurovisuels incompatibles avec l'utilisation du dispositif, ainsi que les difficultés de compréhension ou de communication empêchant le recueil fiable des consignes, des questionnaires ou d'un éventuel inconfort.

C. Module de mise en miroir et de retour visuel

Le suivi de la main permet d'obtenir le squelette de la main réelle et de le transposer sur la main virtuelle. Avant cette transposition, différentes transformations peuvent être appliquées afin d'adapter le retour visuel aux objectifs thérapeutiques. Le système implémente plusieurs stratégies de mise en miroir entre la main valide et la main parétique virtuelle. Selon la stratégie choisie, la transformation peut concerner la pose globale de la main, les articulations des doigts, ou ces deux composantes.

- Miroir complet (Fig.1-a). La position globale, l'orientation globale ainsi que les positions et rotations locales des articulations de la main valide sont reflétées vers la main parétique virtuelle, qui est donc une image inverse parfaite de la main valide.
- Miroir local (Fig.1-b). Seules les positions et rotations des articulations des doigts sont reflétées, tandis que la position et l'orientation globales de la main sont conservées à partir du suivi réel de la main parétique.
- Miroir global (Fig.1-c). La position et l'orientation globales de la main sont reflétées, tandis que la configuration articulaire des doigts est conservée à partir du mouvement réellement mesuré de la main parétique.

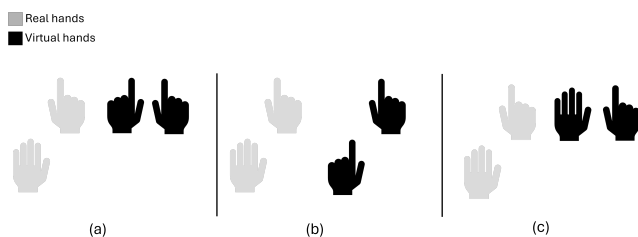


FIGURE 1. Illustration du module de mise en miroir.

Ainsi, lorsque la thérapie est réalisée en mode bimanuel, c'est-à-dire lorsque la main parétique présente une motricité résiduelle suffisante pour être suivie, le système ne se limite pas à l'affichage d'une main miroir parfaite issue de la main valide, comme dans la thérapie miroir conventionnelle. Il permet de générer une représentation intermédiaire de la main parétique virtuelle, en modulant progressivement certaines articulations de la main affichée vers une posture cible.

Cette modulation repose sur une correction appliquée aux articulations des doigts. Pour chaque articulation concernée, l'angle affiché est obtenu à partir de l'angle réellement mesuré sur la main parétique, auquel une correction est ajoutée afin de



FIGURE 2. Tutoriel du jeu. Le cercle bleu indique la zone où le geste doit être exécuté.



FIGURE 3. Transposition du suivi des mains (réel - virtuel). Pour deux postures ; le squelette suivi est appliqué à la main virtuelle après d'éventuelles modifications (ajustement par main saine, compensation d'erreur).

rapprocher progressivement la posture virtuelle de la posture attendue. Un coefficient de correction $\alpha^{(j)} \in [0, 1]$ est associé à chaque articulation j afin de contrôler l'intensité de cette correction. Lorsque $\alpha^{(j)} = 0$, l'articulation est affichée telle qu'elle est réellement suivie, sans correction. Lorsque $\alpha^{(j)} = 1$, l'articulation est entièrement ramenée vers la posture cible.

Les coefficients de correction sont estimés lors d'une phase de calibration initiale, au cours de laquelle l'utilisateur réalise une pose cible avec ses deux mains. La comparaison entre les postures réalisées et la posture attendue permet d'identifier la main parétique, puis d'estimer l'écart propre à chaque articulation. Ces écarts sont ensuite utilisés pour initialiser les gains de correction appliqués aux articulations concernées.

D. Module de gestes

La reconnaissance de gestes s'appuie sur la bibliothèque Unity XRHands et les gestes doivent être effectués dans la zone fovéale, afin que l'utilisateur puisse les voir clairement. Cela aide également à prévenir les problèmes de suivi qui peuvent survenir si les mains de l'utilisateur sont positionnées trop loin de la zone fovéale [16], [17]. Le suivi optique sans marqueur est connu pour être sensible aux occlusions, aux postures atypiques et à la qualité d'exécution des gestes, ce qui peut constituer une limitation pour des patients présentant des troubles moteurs. Afin de réduire ces effets, la conception des tâches vise à maintenir les mains et le regard dans la zone centrale du champ de vision du casque, et les gestes proposés ont été sélectionnés et ajustés à partir de tests itératifs afin de privilégier ceux dont la reconnaissance est la plus

TABLE III
GESTES IMPLÉMENTÉS.

Gesture	Category	Comment
Poing	Ouverture/fermeture de la main	La position du pouce sur le poing fermé peut influencer la reconnaissance du geste. Ainsi, elle n'est pas prise en compte par le système.
Pince pouce-index	Pinces	Bonne reconnaissance
Pince pouce-majeur	Pinces	Bonne reconnaissance
Retourner la paume	Pronation/supination	Le référentiel de position du mouvement peut influencer la reconnaissance du geste, par exemple lorsque la paume est face au visage. Ainsi, il est spécifié au système que le passage de la paume d'un côté vers l'autre peut être réalisé dans l'espace global.
Rotation du poignet	Pronation/supination	Bonne reconnaissance
4	Extension de doigts	Bonne reconnaissance

robuste. Les gestes présentant des taux de reconnaissance insuffisants ont été écartés. L'un des objectifs principaux des études de faisabilité en cours est précisément d'évaluer dans quelle mesure la reconnaissance gestuelle et la qualité du suivi restent compatibles avec les capacités motrices de patients en situation de handicap, en particulier pour la main valide utilisée comme référence dans le cadre du mode miroir.

La liste des gestes implémentés dans le système a été définie à partir d'un questionnaire et de discussions avec des professionnels de la rééducation afin d'identifier les gestes et exercices les plus pertinents en pratique clinique (Tab. III). Le système implémente actuellement les gestes de flexion-extension, de pinces, de supination-pronation et d'ouverture-fermeture de la main. Ce choix vise prioritairement la motricité distale du membre supérieur, en particulier au niveau du poignet et de la main. Il est motivé par le fait que, chez les enfants présentant une paralysie cérébrale, les limitations fonctionnelles affectent fréquemment les mouvements fins des doigts, les différentes formes de préhension ainsi que les mouvements de pronation et de supination de l'avant-bras, qui constituent des cibles majeures de la rééducation. L'extension du répertoire gestuel, notamment vers des mouvements plus proximaux du membre supérieur, constitue un axe de développement en cours, qui devra s'appuyer sur des stratégies de suivi complémentaires afin de maintenir un niveau de robustesse compatible avec une utilisation clinique.

E. Module d'enregistrement et d'évaluation

Les données de suivi de la main (positions et orientations des articulations et des points du squelette) sont sauvegardées dans une structure de données et exportées au format JSON. Le système enregistre de manière exhaustive les interactions et les données cinématiques disponibles, incluant notamment les temps d'exécution des gestes. Ces données peuvent être

utilisées pour rejouer les mouvements de la main et pour des analyses post-hoc visant à évaluer la qualité du geste. Elles permettent également la mesure des performances et le suivi de la progression de l'utilisateur au moyen de métriques quantifiables, telles que le temps d'exécution et l'écart de position entre le geste cible et le geste réalisé, calculés à partir des données brutes de suivi. Le calcul est effectué avant application de la correction visuelle destinée à atténuer l'erreur perçue.

Dans le cadre actuel de l'étude de faisabilité et d'utilisabilité, ces données sont principalement exploitées à des fins de validation technique, afin d'identifier des problèmes de suivi des mains, de reconnaissance gestuelle ou de stabilité du squelette virtuel. Néanmoins, cet enregistrement fin et systématique vise explicitement à préparer l'intégration future d'indicateurs cliniques standardisés. En particulier, les paramètres temporels, la précision spatiale des gestes et l'évolution des amplitudes articulaires au cours des séances constituent des variables susceptibles d'être mises en relation avec des échelles cliniques d'évaluation de la fonction du membre supérieur lors de futures études thérapeutiques.

F. Module de tâche

Deux types de tâches sont implémentés : une tâche d'amplitude de mouvement pour l'évaluation des gestes et une tâche gamifiée, Mage Motion, conçue pour l'entraînement.

1) *Tâche d'amplitude de mouvement*: Dans cette tâche, l'utilisateur effectue des gestes à partir d'une liste définie par l'expérimentateur. L'utilisateur place ses mains sur la table et peut voir une animation et le nom du geste cible. S'il retirent ses mains avant la fin de la présentation du geste, il doit les replacer au bon endroit. Ensuite, il peut reproduire le geste démontré. L'expérimentateur peut définir deux modes : un dans lequel l'utilisateur doit effectuer le geste aussi rapidement que possible, et un autre dans lequel il doit maintenir le geste pendant une durée spécifiée. Cette tâche est conçue à des fins d'évaluation.

2) *Jeu Mage Motion*: Mage Motion est un jeu de tir fixe dans lequel l'utilisateur effectue des gestes de la main pour détruire des ennemis avant qu'ils n'atteignent la tour de l'utilisateur. Le jeu est conçu pour maintenir la motivation de l'utilisateur et pour soutenir l'entraînement de rééducation du membre supérieur. Les mécaniques de jeu reposent sur l'observation, l'exécution et la planification des gestes. Le jeu commence par un tutoriel dans lequel un sorcier explique comment jouer (Fig.2). Ensuite, pendant le jeu, l'utilisateur effectue des gestes spécifiques pour éliminer les ennemis. Chaque type d'ennemi est associé à un geste particulier. Pour être valides, les gestes doivent être effectués dans la zone centrale du champ de vision du casque, permettant à l'utilisateur d'observer ses propres mouvements. Cette tâche est conçue à des fins d'entraînement, permettant à l'utilisateur d'observer ses propres mouvements et de planifier des actions futures pour éliminer efficacement les ennemis qui arrivent.

IV. CONCLUSION ET TRAVAUX FUTURS

Cette étude présente un système de thérapie miroir en réalité virtuelle (VR-MT) conçu pour l'évaluation de la performance gestuelle et la rééducation du membre supérieur. Le système propose une approche innovante et engageante pour les patients. Les premières expérimentations ont porté sur des gestes réalisés en situation d'usage, principalement dynamique, sans constituer à ce stade une évaluation contrôlée distinguant explicitement conditions statiques et dynamiques. Les travaux futurs se concentreront en priorité sur une étude de faisabilité destinée à évaluer l'utilisabilité, l'acceptabilité et la validité technique du système auprès d'une population clinique, notamment afin d'identifier les mouvements correctement ou insuffisamment reconnus par le suivi de la main sans marqueur.

En raison des fortes contraintes éthiques associées aux études impliquant des personnes en situation de handicap, et en particulier des enfants, l'évaluation clinique de l'efficacité thérapeutique du système constitue un objectif à moyen terme et sera conduite dans le cadre d'un protocole dédié soumis à un Comité de Protection des Personnes. Dans un premier temps, notre démarche se concentre sur la praticabilité du dispositif en situation réelle, sa tolérance, ainsi que la capacité du système à reconnaître de manière fiable les gestes et mouvements attendus. Une étude d'utilisabilité est actuellement en préparation au sein d'un service de rééducation pédiatrique. Les premières expérimentations exploratoires ont confirmé la faisabilité globale du dispositif et ont permis d'ajuster plusieurs paramètres, notamment la sélection des gestes, la vitesse du jeu et la reconnaissance des mouvements de pronation et de supination. Ces résultats restent préliminaires et devront être complétés par une étude de faisabilité auprès d'une population clinique. Par ailleurs, une tâche spécifique d'amplitude de mouvements a été mise en place afin d'évaluer, pour chaque main, la reconnaissance séquentielle des gestes et les temps de réaction associés, ce qui a notamment permis d'identifier et de corriger plusieurs erreurs de reconnaissance, en particulier pour les mouvements de pronation et de supination.

Dans un second temps, nous prévoyons d'étudier la validité et le transfert d'apprentissage lors de l'utilisation d'exercices gamifiés pour la rééducation du membre supérieur. Une meilleure compréhension du comportement des utilisateurs dans les jeux thérapeutiques est nécessaire afin de garantir que l'attention porte sur la qualité du mouvement et non uniquement sur la performance de jeu. À cette fin, nous envisageons d'analyser le comportement visuel pendant les sessions afin d'évaluer si les utilisateurs observent effectivement leurs propres mouvements, ainsi que de modéliser leur comportement pour ajuster dynamiquement la difficulté des tâches. Enfin, nous étudierons dans quelle mesure les améliorations de la qualité gestuelle peuvent être suivies à partir des données du squelette, afin d'adapter automatiquement les exercices proposés.

RÉFÉRENCES

- [1] Y.-W. Hsieh *et al.*, "Design and usability evaluation of an immersive virtual reality mirrored hand system for upper limb stroke rehabilitation," *Scientific reports*, vol. 15, no. 1, p. 5781, 2025.
- [2] T. A. Norris *et al.*, "Shaping corticospinal pathways in virtual reality : effects of task complexity and sensory feedback during mirror therapy in neurologically intact individuals," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 21, no. 1, p. 154, 2024.
- [3] G. Gebreheat *et al.*, "Application of immersive virtual reality mirror therapy for upper limb rehabilitation after stroke : a scoping review," *Neurological Sciences*, vol. 45, no. 9, pp. 4173–4184, 2024.
- [4] D. B. Mekbib *et al.*, "Proactive motor functional recovery following immersive virtual reality-based limb mirroring therapy in patients with subacute stroke," *Neurotherapeutics*, vol. 17, no. 4, pp. 1919–1930, 2020.
- [5] —, "A novel fully immersive virtual reality environment for upper extremity rehabilitation in patients with stroke," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 1493, no. 1, pp. 75–89, 2021.
- [6] C.-W. Lin *et al.*, "Development and testing of a virtual reality mirror therapy system for the sensorimotor performance of upper extremity : A pilot randomized controlled trial," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 14 725–14 734, 2021.
- [7] H.-Y. Hsu *et al.*, "Effects of a virtual reality-based mirror therapy program on improving sensorimotor function of hands in chronic stroke patients : a randomized controlled trial," *Neurorehabilitation and Neural Repair*, vol. 36, no. 6, pp. 335–345, 2022.
- [8] C. Heinrich *et al.*, "Feasibility and psychophysical effects of immersive virtual reality-based mirror therapy," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 19, no. 1, p. 107, 2022.
- [9] R. C. Curiel *et al.*, "Virtual reality self co-embodiment : An alternative to mirror therapy for post-stroke upper limb rehabilitation," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 2024.
- [10] D. Quintana *et al.*, "Limitations and solutions of low cost virtual reality mirror therapy for post-stroke patients," *Scientific Reports*, vol. 13, no. 1, p. 14780, 2023.
- [11] Y. Wei *et al.*, "Visual error augmentation for enhancing motor learning and rehabilitative relearning," in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005*. IEEE, 2005, pp. 505–510.
- [12] S. Israely *et al.*, "Error augmentation as a possible technique for improving upper extremity motor performance after a stroke—a systematic review," *Topics in stroke rehabilitation*, vol. 23, no. 2, pp. 116–125, 2016.
- [13] L. C. Shum *et al.*, "Error augmentation in immersive virtual reality for bimanual upper-limb rehabilitation in individuals with and without hemiplegic cerebral palsy," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 28, no. 2, pp. 541–549, 2019.
- [14] C.-H. Chen *et al.*, "Rehago—a home-based training app using virtual reality to improve functional performance of stroke patients with mirror therapy and gamification concept : A pilot study," in *Healthcare of the Future 2022*. IOS Press, 2022, pp. 91–95.
- [15] D. C. Niehorster *et al.*, "The accuracy and precision of position and orientation tracking in the htc vive virtual reality system for scientific research," *i-Perception*, vol. 8, no. 3, p. 2041669517708205, 2017.
- [16] E. Godden *et al.*, "Robotic characterization of markerless hand-tracking on meta quest pro and quest 3 virtual reality headsets," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 2025.
- [17] D. Abdulkarim *et al.*, "A methodological framework to assess the accuracy of virtual reality hand-tracking systems : A case study with the meta quest 2," *Behavior research methods*, vol. 56, no. 2, pp. 1052–1063, 2024.
- [18] B. Strong *et al.*, "A framework to design virtual reality mirror therapy (vrmt) for motor rehabilitation in post-stroke survivors : dosage, motivation, task difficulty, feedback and mechanism," in *2024 IEEE Gaming, Entertainment, and Media Conference (GEM)*. IEEE, 2024, pp. 1–6.
- [19] Khronos Group, "OpenXR Specification," <https://www.khronos.org/openxr/>, 2020, accessed : 2025-05-20.

Session : Posters

Président de session : Salvatore M. Anzalone

FONCTION ANTI-COLLISION POUR FAUTEUIL ROULANT ÉLECTRIQUE

STRATÉGIE ET CAPTEURS

Clément Favey

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton (LAC)
Orsay, France
clement.favey@universite-paris-saclay.fr

Liam Jordan

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton (LAC)
Orsay, France
liam.jordan@universite-paris-saclay.fr

Issa Berthé

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton (LAC)
Orsay, France
issa.berthe@universite-paris-saclay.fr

Julien Donnez

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton (LAC)
Orsay, France
julien.donnez@universite-paris-saclay.fr

Lucas Bogaert

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton (LAC)
Orsay, France
lucas.bogaert@universite-paris-saclay.fr

René Farcy

Université Paris-Saclay / CNRS
Laboratoire Aimé Cotton (LAC)
Orsay, France
rene.farcy@universite-paris-saclay.fr

Résumé—Aujourd'hui, il existe des fauteuils roulants électriques (FRE) performants capables de répondre à de fortes limitations motrices. Cependant, malgré ces avancées, une part importante des personnes en situation de handicap sévère ne peut y accéder pour des raisons de sécurité. Des troubles moteurs, visuels ou cognitifs peuvent en effet empêcher un contrôle fiable du fauteuil, exposant l'utilisateur et son entourage à des risques. Dans ce contexte, notre équipe de recherche développe un système de capteurs compatible avec la majorité des FRE du commerce visant à en élargir l'accès et à améliorer l'autonomie des utilisateurs. Cela se traduit par l'apport de fonctions anti-collision et anti-chute sur des environnements intérieurs et extérieurs (trottoirs, escaliers, couloirs, passages étroits, etc.). Cet article présente la solution proposée pour la fonction anti-collision, en détaillant les capteurs utilisés et la stratégie adoptée. Nous analysons les limites des principaux types de capteurs utilisés dans la littérature pour les fauteuils roulants intelligents et montrons comment leur combinaison permet de concevoir un dispositif d'évitement de collision adapté à une utilisation quotidienne en environnement réel. Le système repose sur l'association d'un capteur proche infrarouge développé au laboratoire et d'un capteur ultrasonore commercial. Contrairement aux capteurs infrarouges classiques, le capteur développé fonctionne selon un principe de proximité lui permettant d'être utilisable aussi bien en intérieur qu'en extérieur, y compris en présence de lumière solaire directe. L'architecture proposée repose sur une limitation directionnelle de vitesse conservant en permanence le contrôle utilisateur, sans navigation autonome ni cartographie de l'environnement.

Mots-clés—fauteuil roulant électrique; anti-collision; détection d'obstacles; télémétrie; infrarouge ; ultrason

I. INTRODUCTION

Classiquement, les fauteuils roulants électriques sont considérés comme les aides à la mobilité les plus adaptées aux situations de handicap les plus lourdes. Cependant, il s'agit de machines motorisées puissantes, pesant en moyenne plus de 100 kg, avec lesquelles toute erreur de pilotage peut entraîner des conséquences graves pour la santé de l'utilisateur ou pour son environnement.

C'est pourquoi les personnes les plus susceptibles de commettre de telles erreurs de conduite sont écartées de l'accès aux commandes [1][2]. Elles se retrouvent alors dans une situation de déplacement passif, que ce soit dans un fauteuil roulant manuel poussé par un tiers ou dans un fauteuil roulant électrique commandé par une autre personne.

Lorsqu'on s'intéresse à l'accès à une mobilité autonome pour les personnes en situation de handicap, il est très difficile, voire impossible, de définir une catégorie précise de personnes pouvant y accéder et une autre en étant privées. Cette évaluation relève principalement du travail de médecins spécialisés, en collaboration avec des ergothérapeutes, afin de déterminer qui est en mesure de conduire un fauteuil roulant électrique sans se mettre en danger. Le processus repose largement sur des essais en conditions réelles et sur l'analyse des défauts potentiels de pilotage. Même s'il n'est pas possible

d'établir une règle stricte permettant de distinguer les handicaps empêchant l'accès au fauteuil roulant électrique des autres, nous proposons ici une liste non exhaustive de facteurs limitants :

- Manque de fiabilité du contrôle moteur, mouvements involontaires ;
- Difficultés de gestion de l'attention, troubles émotionnels ;
- Limitations du champ visuel, acuité visuelle insuffisante ;
- Troubles cognitifs, difficultés de concentration, absence de perception du danger.

Ceci étant posé, il est essentiel de s'intéresser aux conséquences de l'absence d'accès à une mobilité autonome. Celles-ci sont multiples et affectent l'ensemble des dimensions de la vie des personnes concernées. L'incapacité ou la perte de la capacité à se déplacer de manière autonome entraîne une diminution directe de l'espérance de vie [3]. Par ailleurs, chez les jeunes qui ont toujours vécu sans pouvoir se déplacer de façon autonome, on observe des retards dans le développement intellectuel, social, personnel et culturel [4][5]. Ces retards sont principalement liés à une limitation de l'exploration de l'environnement et des expériences sensorimotrices. Ils affectent la structuration spatiale et temporelle ainsi que l'émergence des premiers choix. L'exposition aux stimuli environnementaux étant déterminante pour le développement de la curiosité et des capacités de résolution de problèmes, il est essentiel de garantir une mobilité à la fois sûre et aussi autonome que possible, par l'adaptation des dispositifs de déplacement aux handicaps concernés.

II. ORIENTATION DE DÉVELOPPEMENT

À partir de ces constats, notre travail vise à concevoir un système d'assistance maximisant l'autonomie de l'utilisateur tout en garantissant sa sécurité. L'objectif est de proposer un fauteuil roulant électrique dont la commande resterait entièrement sous contrôle utilisateur, avec une vitesse limitée uniquement dans les directions présentant un danger et selon la distance les séparant dudit danger. Contrairement à de nombreuses approches reposant sur des fonctions de navigation autonome ou de cartographie de l'environnement, notre système vise avant tout à assister la conduite tout en conservant un comportement naturel et intuitif pour l'utilisateur. Le fauteuil ne choisit pas de trajectoire : il limite uniquement les vitesses dangereuses.

Afin d'y parvenir, nous avons identifié deux fonctions complémentaires à conférer au fauteuil roulant électrique : l'évitement des collisions avec l'environnement et la prévention des chutes liées aux dénivelés. Cette dernière a été traitée dans un travail antérieur [6] ; le présent article se concentre sur la fonction anti-collision.

Celle-ci repose sur une réduction progressive de la vitesse en fonction de la proximité des obstacles, jusqu'à une vitesse minimale non nulle permettant une interaction contrôlée avec l'environnement sans risque de dommage. Ce choix garantit la mobilité du fauteuil dans des espaces restreints et évite tout

blocage complet. Les limitations de vitesse sont strictement directionnelles, laissant les directions sûres accessibles à pleine vitesse. Ce fonctionnement assure une navigation fluide et fournit une indication implicite des chemins non dangereux, notamment pour les utilisateurs présentant une déficience visuelle. Il nécessite une perception spatiale suffisamment résolue pour identifier, dans toutes les directions, l'existence de passages compatibles avec le gabarit du fauteuil.

Le système présenté vise une utilisation mixte en environnements intérieur et extérieur. Cette contrainte influence fortement le choix des capteurs, notamment en termes d'immunité à la lumière solaire, de robustesse aux variations d'éclairage et de capacité à détecter des obstacles variés présents dans l'espace urbain. Pour être compatible avec un usage quotidien, le système de capteurs doit être robuste aux conditions environnementales, faiblement énergivore, compact, doté d'une fréquence de mesure suffisante et intégrable sur la majorité des fauteuils roulants électriques du commerce.

III. ÉTAT DE L'ART

Le développement de fonctions anti-collision ou d'évitement d'obstacles pour les fauteuils roulants électriques, ou plus généralement pour les robots mobiles, repose principalement sur l'utilisation de sonars ultrasonores [7][8], de capteurs infrarouges [9][10], de LiDARs [11][12], de radars [13][14] ou de méthodes de traitement d'images et de vidéos [15]. Ces systèmes sont utilisés aussi bien pour des fonctions d'assistance à la conduite que pour des approches de navigation semi-autonome ou autonome. Cependant, aucune de ces technologies ne permet, à elle seule, de répondre à l'ensemble des contraintes liées à une utilisation embarquée sur un fauteuil roulant électrique utilisé quotidiennement en environnement réel.

Les sonars ultrasonores sont des capteurs compacts, peu coûteux et précis à l'échelle centimétrique, insensibles à la lumière ambiante. En revanche, leur résolution angulaire est faible en raison de l'émission conique, ce qui les rend peu fiables au-delà de 2 m, en particulier dans des environnements encombrés. De plus, une surface lisse inclinée à plus de 40° ne renvoie pas d'écho vers l'émetteur. Les réflexions multiples et les phénomènes de cross-talk acoustique entre plusieurs sonars peuvent alors engendrer des mesures erronées ou des faux positifs. Il est donc nécessaire de réduire la cadence d'acquisition ou de déclencher les capteurs séquentiellement.

Les capteurs infrarouges (NIR), qu'ils soient basés sur des détecteurs PSD ou sur des mesures de temps de vol, sont également compacts et peu coûteux. Toutefois, les modèles commerciaux classiques sont généralement sensibles à la lumière ambiante et deviennent difficilement utilisables en extérieur sous fort éclairage solaire. De plus, les capteurs possédant un large champ d'émission détectent difficilement les obstacles fins ou peu réfléchissants.

Les Lidars permettent une mesure ponctuelle très précise et relativement robuste à l'éclairage ambiant. Ils sont fréquemment utilisés pour construire une cartographie dynamique de l'environnement et mettre en œuvre des

fonctions de navigation autonome. Cependant, les architectures basées sur des Lidars rotatifs restent relativement coûteuses, plus énergivores et nécessitent davantage de ressources de calcul. De plus, les zones d'ombre générées par l'utilisateur ou par le fauteuil nécessitent souvent la multiplication des capteurs.

Les radars offrent une bonne robustesse aux perturbations environnementales et aux conditions lumineuses. Néanmoins, leur résolution spatiale limitée à courte portée ainsi que leur forte dépendance aux propriétés électromagnétiques des obstacles compliquent la détection fiable d'objets fins ou statiques.

Enfin, les approches reposant sur le traitement d'images nécessitent généralement des ressources de calcul importantes ainsi qu'une forte consommation énergétique, tout en restant sensibles aux conditions de luminosité.

Dans la littérature, de nombreux systèmes d'assistance reposent sur des approches de navigation autonome ou semi-autonome utilisant des architectures de cartographie ou de planification de trajectoire [7][11][12]. D'autres travaux proposent des systèmes hybrides associant plusieurs technologies de capteurs afin de réaliser une détection locale d'obstacles [8][9][10].

- Notre approche se distingue principalement par quatre objectifs de conception :
- compatibilité avec la majorité des fauteuils roulants électriques du commerce ;
- fonctionnement en environnements intérieur et extérieur ;
- faible coût matériel et faible consommation énergétique ;
- assistance à la conduite conservant en permanence le contrôle.

À l'instar de plusieurs travaux précédents, nous combinons plusieurs capteurs de natures différentes, en associant des sonars ultrasonores à des capteurs infrarouges. Toutefois, contrairement aux approches utilisant des capteurs infrarouges commerciaux classiques, nos capteurs infrarouges sont spécifiquement développés par notre équipe afin de répondre simultanément aux contraintes de compacité, de faible coût, de faible consommation énergétique et d'immunité à la lumière solaire.

IV. CAPTEURS UTILISÉS

Dans cette section, nous présentons les deux capteurs utilisés dans le cadre de la fonction anti-collision, à savoir un proximètre infrarouge développé au sein de notre équipe et un sonar ultrasonore.

A. Proximètre infrarouge [16]

Le dispositif est représenté sur la Figure 1 et ses caractéristiques sont listées ci-dessous.

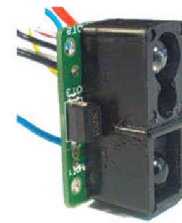


Figure 1. Vue du proximètre infrarouge (950 nm)

- Portée : jusqu'à 6 m
- Largeur : dépend de la portée, équivalente à la largeur du fauteuil roulant électrique (55 cm) pour une portée de 4 m
- Cadence : 50 Hz
- Consommation électrique : < 10 mA
- Dimensions : 22 mm × 12,5 mm × 12,7 mm
- Immunité à la lumière solaire : vérifiée jusqu'à 100 kLux

Le capteur fonctionne selon un principe de proximité consistant à illuminer un obstacle et à mesurer le flux lumineux rétrodiffusé afin d'en estimer la distance de manière approximative. Contrairement aux capteurs infrarouges commerciaux classiques utilisés en intérieur, ce principe permet un fonctionnement robuste en environnement extérieur malgré la présence de lumière solaire directe.

Le capteur associe une LED infrarouge modulée à 40 kHz à un opto-détecteur infrarouge filtré spectralement et électroniquement. Un phototransistor dédié mesure la luminosité ambiante à 950 nm afin d'adapter dynamiquement la puissance d'émission et de maintenir un rapport signal-bruit suffisant. L'objectif n'est pas d'obtenir une mesure précise de distance mais un ordre de grandeur permettant d'identifier la présence de passages praticables autour du fauteuil. Les plages de détection utilisées sont les suivantes :

- Très courte : < environ 1 m
- Courte : entre environ 1 et 2 m
- Moyenne : entre environ 2 et 4 m
- Longue : entre environ 4 et 6 m
- Très longue : > environ 6 m

Une hystérésis a été intégrée au fonctionnement du capteur afin d'éviter les instabilités autour des seuils de détection et de stabiliser l'identification des passages libres. Le capteur reste sensible à la nature de l'obstacle détecté. Les sous-détections concernent principalement les obstacles fins et sombres, ce qui justifie l'intégration complémentaire de sonars ultrasonores.

B. Sonar Ultrasons

Après avoir testé plusieurs modèles commerciaux et pris en compte leur consommation énergétique, leur précision, leur largeur de détection, leur encombrement et leur cadence, nous avons retenu le LV-MaxSonar-EZO de MaxBotix®.



Figure 2. Vue du LV-MaxSonar-EZ0

Ses principales caractéristiques sont :

- Portée : fiable jusqu'à 2 m
- Largeur : environ 120 cm pour une propagation à 2 m
- Cadence : jusqu'à 50 Hz
- Précision : 1 cm
- Consommation électrique : 2 mA
- Dimensions : 22 mm × 20 mm × 15,5 mm

Le sonar repose sur une mesure du temps de vol des ondes ultrasonores. Il permet une bonne détection des obstacles fins indépendamment de leur couleur ou de leur transparence. Cependant, l'utilisation simultanée de plusieurs sonars entraîne des phénomènes de cross-talk et de multi-réflexions susceptibles de générer des faux positifs. Afin de limiter ces effets, les sonars sont déclenchés séquentiellement. Des essais réalisés en environnements confinés ont permis de déterminer qu'un délai de 30 ms entre deux émissions successives était suffisant pour réduire fortement ces perturbations.

V. STRATÉGIE

A. Disposition des capteurs

Nous décrivons maintenant la combinaison des capteurs et le fonctionnement global du système.

La Figure 3 montre trois boîtiers numérotés : un à l'arrière du fauteuil (3) et deux sur les accoudoirs (1 et 2). Chaque boîtier contient neuf capteurs : combinant six proximateurs infrarouges et trois sonars ultrasonores. L'ensemble des directions autour du fauteuil est ainsi couvert par plusieurs capteurs, avec une attention particulière portée à l'avant, aux diagonales et à l'arrière. Les flancs et l'arrière latéral sont moins protégés, car le fauteuil ne se déplace jamais dans ces directions.

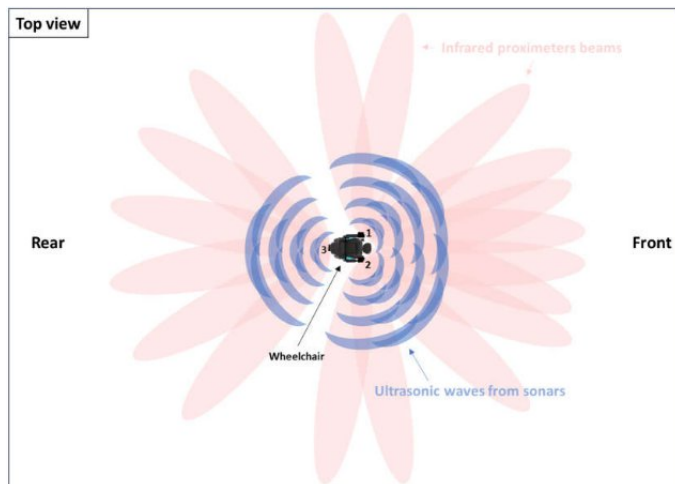


Figure 3. Disposition des capteurs et visualisation de leurs zones de détection (Légende : Top view, Rear, Wheelchair, Ultrasonic waves from sonars)]

B. Architecture système

Le système anti-collision repose sur un microcontrôleur PIC24F chargé d'acquérir les informations issues des capteurs et du joystick utilisateur, puis de générer les commandes de pilotage du fauteuil. Afin d'assurer la compatibilité avec les fauteuils roulants électriques du commerce sans modifier leur électronique interne, le système est relié au fauteuil via un boîtier OMNI ou un module IOM. Ces interfaces permettent d'envoyer des commandes de vitesse et de direction au fauteuil par l'intermédiaire de la commande spéciale disponible sur les modèles standards.

Pour cela, le joystick d'origine du fauteuil est remplacé par un joystick dédié connecté au microcontrôleur. Les commandes utilisateur sont ainsi récupérées puis interprétées par le système anti-collision, qui adapte en temps réel les consignes envoyées au fauteuil en fonction de l'environnement détecté par les capteurs.

C. Algorithme

Conformément aux orientations de développement présentées en partie II, l'algorithme associé au réseau de capteurs limite la vitesse du fauteuil en fonction de la distance et de la position des obstacles environnants. Plus l'obstacle est proche, plus la vitesse autorisée est faible. L'utilisateur peut se déplacer à toute vitesse comprise entre 0 km/h et la limite imposée. Quatre niveaux discrets de limitation de vitesse sont définis : « vitesse minimum », « vitesse intermédiaire », « vitesse quasi-totale » et « pleine vitesse ». Le choix d'une limitation par paliers plutôt que continue repose sur trois raisons principales :

1. Le proximateur infrarouge fonctionne par plages de distance discrètes.
2. Les utilisateurs doivent pouvoir distinguer clairement les différents niveaux de ralentissement, notamment dans le cas de déficiences visuelles.
3. Une limitation par paliers permet une navigation plus fluide, évitant des accélérations et décélérations permanentes.

La position des obstacles est déterminée par les groupes de capteurs les détectant. Chaque groupe de capteurs est associé à une plage angulaire autour du fauteuil correspondant à une direction de déplacement possible. Pour implémenter ce fonctionnement, les données issues du joystick, initialement exprimées en coordonnées cartésiennes (x, y), sont converties en coordonnées polaires caractérisées par un angle θ et un rayon ρ . Les informations issues des capteurs permettent alors de limiter la valeur maximale de ρ pour certaines plages de θ , définissant ainsi une vitesse maximale autorisée dans les directions concernées.

Ainsi, lorsqu'un obstacle est détecté par un groupe de capteurs associé à une direction donnée, seule la vitesse maximale autorisée dans cette direction est réduite. Les autres directions restent accessibles à vitesse plus élevée lorsqu'elles sont considérées comme sûres.

La Figure 4 illustre les différents niveaux de limitation de vitesse selon la direction de déplacement.

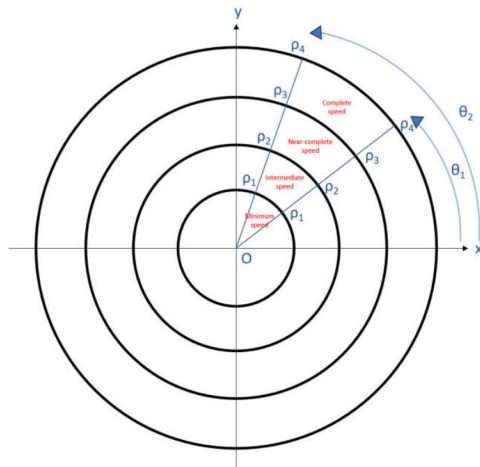


Figure 4. Limitation de la vitesse selon la direction, coordonnées polaires]

VI. TESTS EXPÉRIMENTAUX

Des expérimentations ont permis d'évaluer le comportement du système anti-collision dans plusieurs situations représentatives de l'utilisation quotidienne d'un fauteuil roulant électrique. Trois scénarios particulièrement critiques ont été retenus afin d'illustrer la complémentarité des capteurs infrarouges et ultrasonores ainsi que le fonctionnement de la limitation directionnelle de vitesse.

Le premier scénario concernait l'approche frontale d'un poteau fin noir en environnement extérieur. Ce type d'obstacle constitue un cas défavorable pour les capteurs infrarouges en raison de sa faible surface réfléchissante et de son faible albédo. Lors des essais, le proximateur infrarouge présentait effectivement une détection plus tardive et moins stable qu'avec des obstacles plus larges ou plus réfléchissants. En revanche, les sonars ultrasonores permettaient une détection fiable du poteau malgré sa faible largeur. La combinaison des deux technologies permettait ainsi de maintenir une limitation progressive de la vitesse dans la direction de l'obstacle.

Le deuxième scénario portait sur l'approche d'une surface lisse, comme un mur peint, inclinée lors d'une rotation latérale du fauteuil. Dans cette configuration, les sonars ultrasonores présentaient des pertes de détection liées à la réflexion spéculaire des ondes acoustiques. Selon l'orientation du mur par rapport au fauteuil, une partie importante de l'énergie ultrasonore était réfléchi hors de l'axe de réception du capteur, entraînant des mesures instables voire l'absence de détection. Les proximateurs infrarouges permettaient en revanche de maintenir une détection stable de la surface grâce à leur large zone de détection et à leur fonctionnement basé sur la mesure du flux lumineux rétrodiffusé. Les limitations directionnelles de vitesse restaient alors cohérentes malgré les pertes ponctuelles d'informations ultrasonores.

Le troisième scénario visait à évaluer la capacité du système à identifier progressivement un passage libre entre deux obstacles. Cette situation est particulièrement importante dans le cadre d'une assistance à la conduite conservant le

contrôle utilisateur, puisque le système ne doit pas uniquement empêcher les collisions mais également permettre la circulation dans des espaces étroits compatibles avec le gabarit du fauteuil.

Lors des essais, il a été mis en place une ouverture progressive d'un passage face au fauteuil. Au démarrage, le passage était complètement fermé, puis il a été ouvert 5 cm par 5 cm en observant la réponse des capteurs infrarouges et ultrasonores. Les résultats montrent que les sonars ultrasonores permettent une bonne identification des ouvertures à courte distance, avec une détection stable d'un passage de 80 cm situé à 1,5 m devant le fauteuil. Cependant, leurs performances deviennent instables au-delà de 2 m.

À l'inverse, les proximateurs infrarouges présentent une meilleure résolution angulaire à moyenne et longue portée. Fonctionnant par mesure du flux lumineux rétrodiffusé, ils détectent progressivement moins de lumière lorsque l'ouverture entre les obstacles augmente, ce qui se traduit par une augmentation progressive de la distance détectée jusqu'à disparition de la détection lorsque le passage devient suffisamment large. Les expérimentations montrent ainsi une détection fiable des passages à partir d'environ 70 cm devant le fauteuil jusqu'à 6 m. La combinaison des deux technologies permet ainsi de détecter de manière robuste des passages compatibles avec le gabarit d'un fauteuil roulant électrique sur l'ensemble de la plage de fonctionnement du système.

Des expérimentations plus globales ont également permis d'observer le comportement du système dans des environnements encombrés comportant plusieurs obstacles simultanés. Dans ces situations, les limitations de vitesse directionnelles fournissent une indication implicite des directions sûres de déplacement. L'utilisateur conservait en permanence le contrôle du fauteuil mais percevait naturellement les directions les plus praticables à travers les variations de vitesse autorisées. Ce fonctionnement permettait de conserver une conduite fluide sans nécessiter de génération automatique de trajectoire ni de cartographie de l'environnement.

VII. DISCUSSION

Les expérimentations réalisées montrent que les limitations propres à chaque technologie de capteurs sont compensées par leur association. Les sonars ultrasonores assurent une bonne détection des obstacles fins ou sombres à courte portée, tandis que les proximateurs infrarouges permettent une meilleure perception des surfaces étendues ainsi que des passages libres à plus longue distance.

Contrairement à de nombreuses approches reposant sur des architectures de navigation autonome utilisant des Lidars ou des systèmes de vision, le système proposé privilégie une assistance locale conservant le contrôle utilisateur tout en limitant fortement les besoins matériels, énergétiques et computationnels.

L'approche présentée reste néanmoins limitée à la détection d'obstacles situés à hauteur des capteurs. La prise en compte d'obstacles situés au niveau du sol ou au-dessus de l'utilisateur nécessitera l'intégration de capteurs complémentaires.

RÉFÉRENCES

- [1] Simpson, R. C., LoPresti, E. F., & Cooper, R. A. (2008). How many people would benefit from a smart wheelchair?. *Journal of rehabilitation research and development*, 45(1), 53.
- [2] Pellichero A, Kenyon LK, Best KL, Lamontagne ME, Lavoie MD, Sorita É, Routhier F. Relationships between Cognitive Functioning and Powered Mobility Device Use: A Scoping Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Nov 26;18(23):12467. doi: 10.3390/ijerph182312467. PMID: 34886194; PMCID: PMC8657167.
- [3] Rimmer JH, Marques AC. Physical activity for people with disabilities. *Lancet*. 2012 Jul 21;380(9838):193-5. doi: 10.1016/S0140-6736(12)61028-9. PMID: 22818934.
- [4] Livingstone R, Field D. Systematic review of power mobility outcomes for infants, children and adolescents with mobility limitations. *Clinical Rehabilitation*. 2014;28(10):954-964. doi: 10.1177/0269215514531262
- [5] Bray N, Kolehmainen N, McAnuff J, Tanner L, Tuersley L, Beyer F, Grayston A, Wilson D, Edwards RT, Noyes J, Craig D. Powered mobility interventions for very young children with mobility limitations to aid participation and positive development: the EMPOWER evidence synthesis. *Health Technol Assess*. 2020 Oct;24(50):1-194. doi: 10.3310/hta24500. PMID: 33078704; PMCID: PMC7681349.
- [6] Favey, C., Farcy, R., Donnez, J., Villanueva, J., & Zogaghi, A. (2021). Development of a new negative obstacle sensor for augmented electric wheelchair. *Sensors*, 21(19), 6341.
- [7] Levine, S. P., Bell, D. A., Jaros, L. A., Simpson, R. C., Koren, Y., & Borenstein, J. (1999). The NavChair assistive wheelchair navigation system. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, 7(4), 443-451.
- [8] Babel, M., Pasteau, F., Guégan, S., Gallien, P., Nicolas, B., Fraudet, B., ... & Guillard, D. (2015, June). HandiViz project: clinical validation of a driving assistance for electrical wheelchair. In 2015 IEEE International Workshop on Advanced Robotics and its Social Impacts (ARSO) (pp. 1-6). IEEE.
- [9] Hoyer, H., Borgolte, U., & Jochheim, A. (1999). The OMNI-Wheelchair—State of the art. In *Proceedings of Conference on Technology and Persons with Disabilities*, Los Angeles.
- [10] Ferrer, S. B., Kokosy, A. M., Capron, J. M., Pepper, M. G., Henderson, M., Kelly, S. W., & Gillham, M. (2014). Système universel à bas coût d'aide à la conduite d'un fauteuil roulant électrique.
- [11] E. Sola-Thomas, M. A. Baser Sarker, M. V. Caracciolo, O. Casciotti, C. D. Lloyd and M. H. Imtiaz, "Design of a Low-Cost, Lightweight Smart Wheelchair," 2021 IEEE Microelectronics Design & Test Symposium, Albany, NY, USA, 2021, pp. 1-7
- [12] H. Grewal, A. Matthews, R. Tea and K. George, "LIDAR-based autonomous wheelchair." 2017 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS), Glassboro, NJ, USA, 2017, pp. 1-6, doi: 10.1109/SAS.2017.7894082.
- [13] Maruyama, R., Terawake, R., Jimi, K., & Saho, K. Ego-trajectory Estimation of Electric Wheelchair Using Millimeter-Wave Radar.
- [14] Giurea, Adelina & Luchie, Stijn & Coppens, Dieter & Hoebeke, Jeroen & De Poorter, Eli. (2025). Integration of UWB Radar on Mobile Robots for Continuous Obstacle and Environment Mapping. 10.48550/arXiv.2512.01018.
- [15] Leaman, J., & La, H. M. (2015, June). iChair: Intelligent powerchair for severely disabled people. In *ISSAT International Conference on Modeling of Complex Systems and Environments (MCSE)* (pp. 8-10).
- [16] Villanueva, J., & Farcy, R. (2011). Optical device indicating a safe free path to blind people. *IEEE transactions on instrumentation and measurement*, 61(1), 170-177.

L'accessibilité numérique comme levier d'inclusion dans les transports publics : une étude auprès de personnes déficientes visuelles

LOVICH I Lily/doctorante inscrite en thèse en 2025
IMS CNRS UMR5218, Laboratoire de l'Intégration du
Matériau au Système Keolis Bordeaux Métropole
Mobilités Bordeaux, France lily.lovichi@keolis.com

LESPINET NAJIB Véronique/Directrice de thèse IMS
CNRS UMR5218, Laboratoire de l'Intégration du
Matériau au Système Bordeaux, France
veronique.lespinet@ensc.fr

MAURICE Emmanuelle/Tutrice technique Keolis
Keolis Bordeaux Métropole Mobilités Bordeaux,
France emmanuelle.MAURICE@keolis.com

AHANO Muriel/Tutrice technique Keolis Keolis
Bordeaux Métropole Mobilités Bordeaux, France
muriel.ahano@keolis.com

Ce travail examine l'accessibilité numérique des outils digitaux d'un réseau de transport public urbain français à partir d'une enquête qualitative menée auprès de personnes déficientes visuelles. Fondée sur des entretiens semi-directifs et des focus groups, l'étude analyse les usages du site internet et de l'application mobile, les obstacles rencontrés lors de la navigation, ainsi que leurs effets sur l'autonomie et la capacité à planifier les déplacements. Les résultats mettent en évidence un écart important entre conformité réglementaire et accessibilité vécue, principalement lié à la structure de l'information, à l'étiquetage des éléments interactifs et à la complexité des interfaces. L'étude montre que les difficultés rencontrées conduisent fréquemment à des abandons d'usage ou à un recours à l'aide d'un tiers. Ce travail souligne l'intérêt des enquêtes centrées sur l'expérience utilisateur pour compléter les approches normatives de l'accessibilité numérique et formuler des recommandations opérationnelles à destination des opérateurs de transport public.

Accessibilité numérique ; déficience visuelle ; transports publics ; enquête qualitative ; mobilité inclusive

I. INTRODUCTION

La numérisation croissante des services de transport public a profondément transformé les modalités d'accès à l'information et aux déplacements. La consultation des horaires, la recherche d'itinéraires, l'information trafic ou encore la validation des titres de transport reposent désormais largement sur des outils numériques tels que les sites internet et les applications mobiles. Si ces dispositifs constituent un levier majeur de fluidification des parcours usagers, ils peuvent également devenir un facteur d'exclusion pour les personnes en situation de handicap lorsque leur accessibilité n'est pas pleinement prise en compte.

Les recherches sur l'accessibilité numérique dans le domaine des transports se sont progressivement structurées autour de deux approches complémentaires. D'un côté, des travaux normatifs ont défini des critères techniques de conformité, codifiés notamment dans les Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) du W3C (2018) et, en France, dans le

Référentiel Général d'Amélioration de l'Accessibilité (RGAA). De l'autre, des études centrées sur l'expérience utilisateur ont révélé un écart persistant entre conformité formelle et accessibilité effective (Power et al. (2012) et Schmutz et al. (2022)). Ces études montrent que la seule conformité technique ne suffit pas à garantir une expérience utilisable par les personnes en situation de handicap, en particulier pour la navigation sur des interfaces complexes. Ce constat est renforcé par les données françaises : une enquête menée sur 1 400 sites soumis à l'obligation légale révèle que seulement 14,6 % des organismes publics avaient produit une déclaration d'accessibilité conforme (Fédération des Aveugles et Amblyopes de France, 2022), soulignant que l'écart entre cadre normatif et réalité effective est non seulement qualitatif, mais aussi quantitatif.

La question de l'accès effectif aux transports ne peut par ailleurs être réduite à la seule disponibilité de l'offre. Les inégalités sociales et fonctionnelles face à la mobilité tiennent aussi aux capacités des individus à mobiliser les ressources nécessaires pour se déplacer (Orfeuil, 2004 ; Kaufmann & Jemelin, 2008 ; SDES-INSEE, 2023). Pour les personnes déficientes visuelles, l'accessibilité des outils numériques conditionne directement l'autonomie et la participation sociale (Fougeyrollas, 1993) En France, le cadre réglementaire est renforcé par la loi d'orientation des mobilités de 2019, qui affirme l'accessibilité comme un principe structurant des politiques de transport.

Les écarts entre accessibilité normative et accessibilité vécue s'expliquent notamment par le fait que les normes techniques peinent à rendre compte des usages concrets, de la charge cognitive induite par les interfaces et des situations réelles de navigation (Sweller, 1988; Schmutz et al., 2022). Pour les personnes déficientes visuelles, une interface mal structurée peut produire une perte d'autonomie, un renoncement à certaines fonctionnalités, voire un recours systématique à l'aide d'un tiers (Fougeyrollas, 1993) renforçant des formes de dépendance et de stigmatisation (Goffman, 1963). Il semble donc indispensable

d'adopter une approche centrée sur l'expérience utilisateur afin d'analyser l'accessibilité numérique telle qu'elle est vécue dans les pratiques ordinaires de mobilité.

Cette recherche s'inscrit dans une perspective centrée sur les usages et le vécu, en abordant l'accessibilité numérique à partir des expériences concrètes de personnes déficientes visuelles. S'appuyant sur une enquête qualitative conduite autour des outils numériques d'un réseau de transport public, elle cherche à documenter les obstacles effectivement rencontrés, leurs répercussions sur l'autonomie des usagers, ainsi que les attentes qu'ils formulent. Le parti pris est explicitement celui de l'écart : plutôt que d'en minimiser la portée, l'étude fait de la distance entre accessibilité normative et accessibilité vécue son objet central, afin de restituer la complexité des situations réelles.

L'objectif principal est d'identifier et de comprendre les difficultés que ces usagers éprouvent lors de l'utilisation des outils numériques de mobilité. Cela implique d'analyser les pratiques effectives, de caractériser les obstacles liés à la navigation, à l'organisation de l'information et au design des interfaces, et d'évaluer dans quelle mesure ces difficultés contraignent l'autonomie. L'enquête vise par ailleurs à dégager les améliorations jugées prioritaires par les personnes interrogées, en les invitant notamment à comparer les outils étudiés avec d'autres applications ou sites — de mobilité ou non — qu'elles perçoivent comme plus accessibles.

Au-delà de ces résultats empiriques, le papier défend l'idée que les démarches qualitatives constituent un complément indispensable aux approches normatives de l'accessibilité numérique : elles permettent de saisir ce que les référentiels techniques ne capturent pas et d'éclairer concrètement les choix de conception des opérateurs de transport public.

II. CONTEXTE DE L'ÉTUDE

L'étude présentée dans ce papier s'inscrit dans le cadre d'une démarche d'amélioration de l'accessibilité numérique menée par TBM, réseau de transports exploité par Keolis. Dans ce territoire métropolitain, le site internet et l'application mobile constituent des dispositifs centraux pour l'accès à l'offre de transport et l'organisation des déplacements, en particulier dans un contexte de dématérialisation croissante des services. Dans un contexte d'engagement croissant en faveur de l'inclusion, l'accessibilité du site internet et de l'application mobile constitue un enjeu stratégique, ces outils étant devenus centraux dans l'accès à l'offre de transport.

III. MÉTHODOLOGIE

L'étude repose sur une approche qualitative visant à analyser l'accessibilité numérique à partir des usages et du vécu des personnes déficientes visuelles. Ce choix méthodologique se justifie par la nature de l'objet d'étude : comprendre des expériences subjectives, des stratégies de contournement et des effets sur l'autonomie nécessite une approche précisément qualitative, centrée sur le sens que les personnes donnent à leurs pratiques (Paille & Muchielli, 2012). Bien que l'effectif soit limité, il est conforme aux standards de la recherche qualitative en sciences sociales, où la profondeur des données prime sur leur étendue. Les 9 entretiens individuels et les 2 focus groups ont permis d'atteindre une saturation thématique sur les principaux obstacles d'accessibilité rencontrés.

Le terrain s'est déroulé entre mai et juillet 2025, après une phase d'appel à volontaires diffusée auprès d'associations spécialisées travaillant avec des publics déficients visuels.

Les focus groups visaient à faire émerger des problématiques partagées et à croiser les points de vue, afin de contextualiser les usages individuels dans des pratiques sociales plus larges. Le premier a réuni des professionnels de l'accompagnement intervenant auprès de jeunes déficients visuels (0-20 ans) au sein d'un centre spécialisé (IRSA), apportant un regard sur les stratégies de contournement et leurs effets sur l'autonomie dans les déplacements. Le second a associé des usagers non voyants et le directeur d'une association spécialisée (UNADEV), permettant de croiser l'expérience vécue des personnes concernées avec une perspective institutionnelle sur leurs pratiques de mobilité.

Les échanges portaient sur les usages du site internet et de l'application mobile, les fonctionnalités mobilisées, les difficultés rencontrées, les stratégies de contournement mises en place, ainsi que les attentes et priorités d'amélioration.

IV. RÉPONDANTS

L'enquête repose sur neuf entretiens individuels semi-directifs conduits auprès de personnes déficientes visuelles (sept non voyantes, deux malvoyantes), complétés par deux focus groups réunissant au total sept participants. Les entretiens se sont déroulés en présentiel ou en visioconférence selon les préférences et contraintes des participants.

Le premier focus group a réuni quatre professionnels de l'accompagnement en exercice à l'IRSA : deux instructrices en locomotion, un instructeur en activités de la vie journalière et un conseiller en numérique. Le second a été organisé au sein de l'UNADEV et a associé deux usagers non voyants ainsi que le directeur de l'association.

Tableau 1 : Profil des participants			
	Cible	Effectifs	Description
Entretiens	Personnes déficientes visuelles	9	7 personnes non voyantes et 2 personnes mal voyantes
Focus group 1	Professionnels (IRSA)	4	2 instructrices en locomotion, 1 instructeur en activités de la vie journalière, 1 conseiller en numérique
Focus Group 2	Membres déficients visuels d'une association (UNADEV) + directeur de l'association	3	2 personnes non voyantes et le directeur de l'association

L'ensemble du corpus a été soumis à une analyse thématique, à partir d'une grille construite inductivement sur les thèmes émergents des échanges : usages effectifs, navigation, structure

de l'information, étiquetage, design des interfaces et autonomie. Les résultats sont présentés selon quatre axes thématiques.

Axe 1 — Usages des outils numériques

Les entretiens individuels montrent que l'application TBM constitue l'outil principal de consultation et d'organisation des déplacements pour la grande majorité des participants, devant le site internet, utilisé de manière marginale. Cet usage dominant de l'application relève davantage d'une contrainte que d'un choix : elle est perçue comme incontournable malgré des difficultés récurrentes. Les fonctionnalités les plus mobilisées sont, par ordre de récurrence, la consultation des horaires, la recherche d'itinéraires, la validation des titres de transport et la consultation des perturbations.

La validation des titres de transport constitue l'exception la plus fréquemment citée en termes d'accessibilité satisfaisante sur l'application, son parcours simple, stable et faiblement chargé cognitivement la distinguant des autres fonctionnalités. Pour la recherche d'itinéraires en revanche, les entretiens et les deux focus groups font apparaître un recours fréquent à des applications alternatives — Google Maps, Moovit, Transit, Apple Plans — jugées plus compatibles avec les lecteurs d'écran et plus fluides dans leur navigation. « Oui, j'abandonne. Soit je retourne sur mon application Transit, soit si j'y arrive vraiment pas, je vais demander de l'aide. » (*Jennifer, non voyante, entretien individuel*)

Axe 2 — Effort cognitif et perte d'autonomie

Les entretiens individuels mettent en évidence un effort cognitif élevé lors de l'utilisation de l'application TBM. Deux critères facilitant la navigation sont identifiés : le niveau de déficience visuelle — les personnes malvoyantes disposant d'un résiduel visuel rencontrant globalement moins de difficultés — et le niveau en informatique, les personnes plus expertes parvenant à visualiser mentalement la structure de l'outil et à contourner certains obstacles. Comme le formule un conseiller numérique intervenant auprès de personnes déficientes visuelles lors du focus group IRSA : « Plus vous complexifiez votre site et plus il va y avoir de chaînons à retracer mentalement et plus d'informations je vais devoir traiter. » (*Benoît, conseiller numérique, focus group IRSA*)

Cet effort a des effets directs sur l'autonomie : plus la tâche est jugée complexe, plus les situations de renoncement et de recours à l'aide d'un tiers sont fréquentes. Les participants décrivent des stratégies de contournement qualifiées de « bricolage » — naviguer par tâtonnement, mémoriser des parcours non intuitifs — permettant un maintien partiel de l'usage, mais au prix d'une fatigue accrue. « Il faut plein de démarches pour arriver à un endroit. À force de bidouiller, on y arrive, mais parfois on a besoin de l'information rapidement, alors on demande de l'aide. » (*Anna, non voyante, entretien individuel*) En situation d'urgence, ces stratégies deviennent inopérantes, renforçant la dépendance à autrui. Ce constat est corroboré par le focus group IRSA, au cours duquel les professionnels disent observer chez les jeunes déficients visuels des difficultés similaires, avec des effets directs sur leur capacité à se déplacer de manière autonome.

Axe 3 — Obstacles structurels et de navigation

Sur l'application

Les entretiens individuels et les deux focus groups convergent pour identifier la structure complexe de l'application comme obstacle principal. La multiplication des rubriques et l'empilement des niveaux de navigation rendent difficile la représentation mentale de l'organisation de l'interface, ce qui constitue une surcharge spécifique pour les personnes non voyantes.

La carte interactive, affichée dès la page d'accueil, est identifiée dans les entretiens comme un frein structurel majeur : inutilisable par les personnes déficientes visuelles faute de texte alternatif, elle est néanmoins inévitable et contraint les parcours de navigation. « Pour aller chercher mes favoris, je suis quand même obligée de passer par là et de descendre manuellement. » (*Anna, non voyante, entretien individuel*) La barre de recherche, pourtant identifiée comme le levier le plus utile pour accéder rapidement aux informations essentielles via la dictée vocale, manque de visibilité et de centralité. La construction d'itinéraires est jugée particulièrement difficile, les éléments visuels de l'interface n'étant pas correctement référencés par les lecteurs d'écran.

Sur le site

Le site internet est peu utilisé par les participants. Les entretiens font néanmoins apparaître des difficultés de navigation liées à un défaut d'étiquetage : les titres hiérarchiques sont absents ou insuffisants dans certaines sections, les liens ne citent pas précisément leur cible, et certains boutons ne comportent pas d'étiquette. « J'en ai un, c'est un bouton de validation, mais il n'est pas étiqueté, ce qui fait que je ne sais pas trop si je clique dessus ce qui va se passer. » (*Abdel, non voyant, entretien individuel*) Le sélecteur de date dans le formulaire de recherche d'itinéraire est également identifié comme difficile à utiliser avec une synthèse vocale, la navigation par flèches verticales n'étant pas fonctionnelle.

Axe 4 — Problèmes d'étiquetage et de design visuel

Sur l'application et le site

Les entretiens font apparaître des problèmes d'étiquetage comme obstacle transversal aux deux outils. Les textes alternatifs associés aux images sont inégalement pertinents : les images porteuses d'information ne sont pas systématiquement décrites, tandis que des éléments décoratifs comportent des textes alternatifs qui alourdissent inutilement la navigation et augmentent la charge cognitive.

Sur l'application spécifiquement

L'absence de thème sombre constitue un frein important, signalé dans les entretiens par les personnes malvoyantes et photophobes. « L'application TBM n'a pas de thème sombre, donc c'est une lumière blanche très dérangeante. La lumière est limite douloureuse pour nous. Quand l'écran est tout blanc, ça c'est vraiment une douleur, comme si on vous poignardait l'œil. » (*Gaëtan, mal voyant, entretien individuel*) La luminosité excessive et le faible contraste génèrent un inconfort visuel durable, susceptible de conduire à une réduction, voire à un abandon de l'usage de l'application.

Points positifs

Les entretiens font également apparaître des éléments jugés satisfaisants sur les deux outils. La validation des titres de transport sur l'application est unanimement saluée : « C'est vraiment ce qui fonctionne. L'accessibilité est bonne, on a tous les détails, même quand on passe devant le valideur, on a bien la vibration et la validation en cours puis la fin de validation avec bon voyage. » (*Pierre, non voyant, entretien individuel*) L'information trafic est jugée accessible sur les deux outils, et la rubrique « Mon compte » sur le site est citée parmi les parcours les plus fluides.

V. DISCUSSION

Les résultats de cette étude s'inscrivent dans la continuité des travaux qui documentent l'écart entre accessibilité normative et accessibilité effective (Power et al. (2012) et Schmutz et al. (2022)). Loin d'être résiduel ou marginal, cet écart apparaît comme systématique et structurel, traversant l'ensemble des dimensions analysées.

Axe 1 — Usages des outils numériques

Les participants déclarent recourir fréquemment à des applications alternatives — Google Maps, Moovit, Transit — pour la recherche d'itinéraires, jugées plus fluides et plus compatibles avec les lecteurs d'écran que l'application TBM. Ce constat prend un relief particulier au regard du score d'accessibilité de l'application, évalué à 35,42 % pour la version Android et à 37,50 % pour la version iOS selon le dernier audit de conformité RGAA réalisé par Access42. Ce score, qui pourrait laisser penser que plus d'un tiers de l'application est accessible, ne tient pas compte de l'intensité d'usage : les fonctionnalités les plus sollicitées — horaires et itinéraires — sont précisément celles jugées les moins accessibles. L'accessibilité effective, rapportée aux usages réels, est donc bien inférieure à ce que le score de conformité laisse entendre. Notons toutefois que la validation des titres de transport, fonctionnalité pour laquelle aucune application alternative n'existe, est unanimement jugée satisfaisante — ce qui montre que des améliorations ciblées peuvent produire une accessibilité effective reconnue par les utilisateurs.

Axe 2 — Effort cognitif et perte d'autonomie

Les situations de renoncement et de recours à l'aide d'un tiers documentées ici rejoignent les travaux sur la charge cognitive induite par des interfaces complexes (Sweller, 1988 ; Schmutz et al., 2022). Les résultats de l'étude prolongent cependant ce cadre en montrant que la surcharge ne se traduit pas seulement par une inefficacité de la tâche, mais par des effets directs sur l'autonomie dans les déplacements : certains participants renoncent à des fonctionnalités entières ou évitent certains parcours faute de pouvoir les planifier seuls. Le « bricolage » numérique décrit par les participants — stratégies de contournement coûteuses cognitivement — constitue une forme d'adaptation que la littérature sur l'accessibilité peine à formaliser. Ces stratégies sont fragiles : en situation d'urgence ou de stress, elles s'effondrent, transformant une difficulté numérique en dépendance à autrui. Ce constat s'inscrit dans le cadre du Processus de Production du Handicap (PPH), qui conçoit les situations de handicap non comme inhérentes aux personnes mais comme produites par l'interaction entre leurs capacités et un environnement inadéquat (Fougeyrollas, 1993) :

ici, c'est davantage la conception de l'interface elle-même qui produit la restriction de participation que la déficience visuelle.

Axe 3 — Obstacles structurels et de navigation

Les obstacles identifiés — multiplication des rubriques, empilement des niveaux de navigation, carte interactive omniprésente — confirment les résultats de Power et al. (2012) et Schmutz et al. (2022), qui montrent que la conformité aux normes ne garantit pas une accessibilité effective en l'absence d'analyse des usages réels. Les données vont toutefois plus loin en montrant que certains éléments d'interface, comme la carte interactive en page d'accueil, constituent des obstacles structurels non identifiés par les référentiels techniques, car ils relèvent de choix de conception plutôt que de non-conformité au sens strict. Cela rejoint la critique formulée par Power et al. (2012), selon laquelle les guidelines ne couvrent qu'une partie des problèmes réellement rencontrés par les utilisateurs non voyants.

La comparaison entre le site et l'application illustre par ailleurs ce décalage de manière saisissante : le site présente un score de conformité RGAA de 51,90 %, supérieur à celui de l'application, et ses obstacles relèvent davantage de problèmes d'étiquetage classiques, en principe couverts par les référentiels. Pourtant, un seul participant déclare l'utiliser régulièrement. Si ce faible usage s'explique en partie par la nature même de l'outil — un site internet étant moins adapté qu'une application mobile à un usage en situation de déplacement —, il rappelle néanmoins qu'un score de conformité plus élevé ne se traduit pas automatiquement en accessibilité perçue ni en usage effectif.

Axe 4 — Étiquetage et design visuel

Les problèmes d'étiquetage documentés ici — boutons non nommés, liens sans destination explicite, textes alternatifs absents ou mal gérés — recourent des observations récurrentes dans la littérature sur l'accessibilité numérique. Dès 2007, une étude conduite auprès de 100 utilisateurs aveugles identifiait les formulaires mal étiquetés, l'absence de texte alternatif et les liens ambigus comme les principales sources de frustration lors de la navigation web (Lazar et al., 2007). Le fait que ces mêmes obstacles soient encore signalés dans notre étude, près de vingt ans plus tard, sur des outils récents, souligne la persistance de ces défauts de conception malgré l'évolution des référentiels. Ces difficultés illustrent par ailleurs l'écart entre accessibilité formelle et accessibilité vécue documenté par Power et al. (2012) et Schmutz et al. (2022) : des éléments techniquement présents — comme des textes alternatifs associés à des images décoratives — peuvent paradoxalement dégrader l'expérience en alourdissant la navigation.

L'absence de thème sombre et les problèmes de contraste, particulièrement saillants pour les personnes malvoyantes et photophobes, pointent une dimension souvent négligée dans les études sur l'accessibilité numérique, majoritairement centrées sur les utilisateurs non voyants. Les besoins spécifiques des personnes malvoyantes — qui ne recourent pas systématiquement aux lecteurs d'écran mais restent sensibles à la luminosité et aux contrastes — constituent un angle mort des référentiels techniques comme des recherches empiriques. Ces résultats confirment, dans la continuité de l'axe 2, que c'est davantage la conception de l'environnement numérique qui

produit la situation de handicap que la déficience visuelle elle-même (Fougeyrollas, 1993).

Limites et perspectives

La faiblesse des effectifs de cette étude (neuf entretiens individuels, deux focus groups) n'en diminue pas la portée : en recherche qualitative, la robustesse des résultats repose sur la richesse des matériaux et la saturation thématique atteinte (Paillé & Mucchielli, 2012). La convergence des obstacles identifiés d'un participant à l'autre plaide en ce sens. Des recherches complémentaires combinant enquête qualitative et audit d'accessibilité permettraient toutefois d'élargir et de consolider ces résultats, en articulant la perspective des usagers avec une évaluation technique systématique des outils étudiés.

VI. CONCLUSION

Les résultats mettent en évidence un écart marqué entre conformité aux normes d'accessibilité et accessibilité vécue par les personnes déficientes visuelles. Ils confirment les limites d'une approche exclusivement normative et soulignent l'importance d'intégrer l'expérience utilisateur dans les démarches d'évaluation et de conception des outils numériques de mobilité.

Cette étude s'inscrit dans la continuité des travaux sur l'accessibilité sociale des transports et le processus de production des situations de handicap, en montrant comment des choix techniques et organisationnels peuvent renforcer ou réduire les inégalités de mobilité. Elle invite les opérateurs de transport public à articuler audits réglementaires, enquêtes qualitatives et démarches de conception inclusive, afin de limiter les situations de dépendance, de renoncement et, plus largement, les inégalités d'accès à la mobilité.

REFERENCES

- Fédération des Aveugles et Amblyopes de France. (2022). *État des lieux sur la connaissance des obligations légales en matière d'accessibilité numérique en France*. <https://aveuglesdefrance.org/app/uploads/2022/05/etude-conformite-1400-19052022.pdf>
- Fougeyrollas, P. (1993). *Le processus de production culturelle du handicap : contextes sociohistoriques du développement des connaissances dans le champ des différences corporelles et fonctionnelles*. RIPPH/SCCIDIH.
- Goffman, E. (1963). *Stigma: Notes on the management of spoiled identity*. Prentice-Hall.
- Kaufmann, V., & Jemelin, C. (2008). La motilité, une forme de capital permettant d'éviter les irréversibilités socio-spatiales ? Dans R. Séchet, I. Garat, & D. Zeneidi (dir.), *Espaces en transactions* (p. 83–91). Presses universitaires de Rennes. <https://doi.org/10.4000/books.pur.432>
- Lazar, J., Allen, A., Kleinman, J., & Malarkey, C. (2007). What frustrates screen reader users on the web: A study of 100 blind users. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 22(3), 247–269. <https://doi.org/10.1080/10447310709336964>
- Orfeuil, J.-P. (dir.). (2004). *Transports, pauvretés, exclusions : pouvoir bouger pour s'en sortir*. Éditions de l'Aube.
- Paillé, P., & Mucchielli, A. (2012). *L'analyse qualitative en sciences humaines et sociales* (3e éd.). Armand Colin. <https://doi.org/10.3917/arco.paill.2012.01>
- Power, C., Freire, A., Petrie, H., & Swallow, D. (2012). Guidelines are only half of the story: Accessibility problems encountered by blind users on the web. *CHI '12: Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, 433–442. <https://doi.org/10.1145/2207676.2207736>
- Schmutz, S., Sonderegger, A., & Sauer, J. (2022). How compliance with web accessibility standards shapes the experiences of users with and without disabilities. *International Journal of Human-Computer Studies*. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2022.102851>
- SDES-INSEE. (2023). *Les pratiques de mobilité des personnes en situation de handicap*. Ministère de la Transition écologique. <https://www.statistiques.developpement-durable.gouv.fr/media/6882/download>
- Sweller, J. (1988). Cognitive load during problem solving: Effects on learning. *Cognitive Science*, 12(2), 257–285. https://doi.org/10.1207/s15516709cog1202_4
- W3C. (2018). *Web Content Accessibility Guidelines (WCAG) 2.1*. <https://www.w3.org/TR/WCAG21/>

Pratiques artistiques accessibles : concevoir des interactions en danse avec des robots haptiques

Sorina-Silvia Cîrcu*, Frédéric Bevilacqua†, Ludovic Saint-Bauzel*

* *Institute for Intelligent Systems and Robotics, Paris, France*
sorina-silvia@gmail.com

† *STMS Ircam - CNRS - Sorbonne Université, Paris, France*

Abstract—Nous présentons une approche expérimentale de pratiques artistiques accessibles. Le dispositif développé explore des situations d'improvisation en danse contact intégrant un système robotique portable produisant des rétroactions haptiques et sonores en temps réel. L'étude s'appuie sur sept ateliers impliquant douze danseuses et danseurs, dont huit ont complété un questionnaire post-session, complété par des observations et des enregistrements vidéo. Les résultats montrent que l'agentivité émerge de manière distribuée, au sein d'un couplage dynamique entre corps, dispositif et environnement. Cette agentivité n'est ni stable ni unidirectionnelle, mais se construit à travers des ajustements sensorimoteurs continus, où les micro-mouvements, les retours haptiques et le feedback sonore jouent un rôle central dans les processus d'accordage. L'analyse met également en évidence des formes d'interaction variables selon les participants, notamment des expériences différenciées de dialogue avec le système, de compensation active du dispositif ou encore de co-présence médiée par le robot. Les résultats soulignent enfin l'importance de la réactivité du système, de l'accessibilité sensorielle et de la prise en compte des différences perceptives dans la conception d'interfaces robotiques inclusives. Cette recherche ouvre des perspectives pour le design d'interactions humain-robot fondées sur des dynamiques de co-adaptation, ainsi que pour le développement de pratiques artistiques et de dispositifs contribuant à une agentivité partagée et située.

Mots clés—human-robot-interaction, agentivité, pratiques inclusives en danse

I. INTRODUCTION

Attuned Algorithms est un projet de recherche-création qui explore l'interaction humain-robot haptique à travers des pratiques de danse inclusives réunissant des participant-e-s voyant-e-s et non-voyant-e-s. À l'aide de Haply (Fig. 1), une interface kinesthésique portable, nous examinons comment les retours tactiles et proprioceptifs influencent le mouvement créatif ainsi que les dynamiques d'interaction entre deux danseur-euse-s.

Dans le contexte de nos expérimentations en danse, nous analysons comment l'agentivité [1] émerge au sein de l'interaction humain-robot haptique, et montrons qu'elle dépend à la fois du développement de compétences sensori-motrices et des transformations du schéma corporel induites par les dispositifs portables.

Nos questions sont formalisées de la manière suivante :

- *Comment concevoir des environnements de création artistique robotique accessibles aux personnes présentant une déficience visuelle, tout en favorisant le développement de leur agentivité ?*

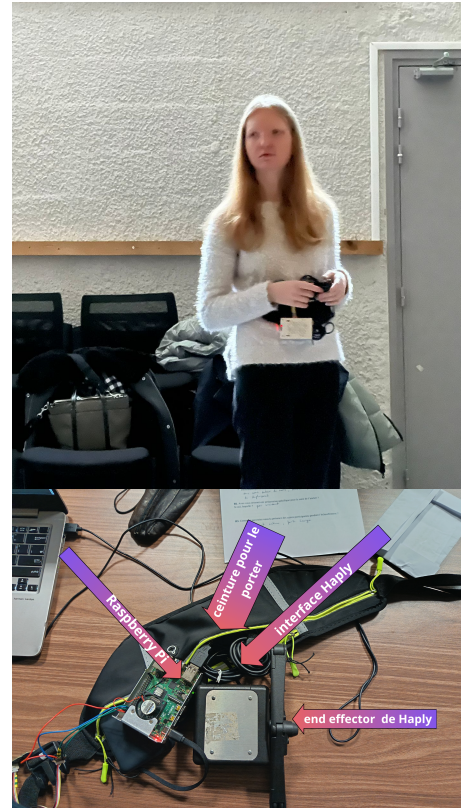


Fig. 1. L'interface robotique portable Haply portée par une des participantes aux ateliers de danse inclusive.

- *De quelle manière l'interaction haptique modifie la capacité d'agir des participant-e-s dans des situations d'interaction humain-robot basées sur la danse ?*
- *Comment l'acquisition de compétences sensorimotrices influence-t-elle cette capacité d'agir et l'agentivité des participant-e-s ?*

Nous explorons ces questions à travers une série d'ateliers de recherche-création situés à l'intersection des pratiques somatiques, de l'improvisation en contact et de l'interaction humain-robot. Des dyades composées de danseur-euses avec et sans déficience visuelle utilisent Haply pour explorer la manière dont l'expression corporelle est influencée par le toucher et le son. Les consignes de mouvement s'appuient

sur des exercices guidés issus de pratiques somatiques comme le Body Weather, une forme de danse centrée sur les sensations et les émotions, proche de la danse Butô. L'approche Body Weather met l'accent sur la perception relationnelle entre partenaires, au moyen d'improvisations en contact, dans l'espace. Nous transposons ces principes à des interactions médiées par des dispositifs technologiques dans le but de mieux caractériser et soutenir l'écoute interrelationnelle.

Dans les sections suivantes, nous présentons d'abord le contexte de ce travail avec des dispositifs portables ainsi que le cadre théorique de cette recherche, en introduisant l'approche Body Weather, ainsi que les relations entre compétences (*skills*), image corporelle et schéma corporel (*body image*, *body schema*). Nous détaillons ensuite notre méthodologie située. Enfin, nous exposons les résultats sous forme de discussion, avant de conclure par une synthèse des principaux enseignements de cette étude.

II. CONTEXTE

Nous étudions l'imbrication entre le corps et la technologie à travers des dispositifs robotiques portables (*wearables*). Dans les pratiques art-science en danse, ces dispositifs sont conçus par des chercheurs et des chorégraphes, selon une approche inspirée de la robotique souple (*soft robotics*), afin d'explorer leurs effets sur l'expérience incarnée et le sentiment d'agentivité [2]. Dans cette perspective, le dispositif ne constitue pas une simple interface externe, mais agit comme un médiateur sensorimoteur qui reconfigure les boucles perception-action et redistribue les possibilités d'action et de perception. Nous cherchons ainsi à comprendre comment ces transformations s'opèrent, en particulier à travers l'expérience située du mouvement créatif.

Cela peut être éclairée par la réflexion de l'anthropologue Gregory Bateson sur les systèmes perceptifs étendus. Pour Bateson, la canne ne constitue pas un objet externe au corps, mais un élément intégré au système perceptif et moteur, participant directement à l'organisation de l'action [3].

Dans cette perspective, le dispositif haptique portable ne peut être pensé comme une simple interface située à la surface du corps. Il agit plutôt comme une extension du système sensorimoteur, un médium à travers lequel circulent des variations perceptives qui reconfigurent l'action. Ainsi, à l'instar de la canne, le dispositif portable participe à un circuit distribué où les frontières du corps deviennent opératoires plutôt que fixes, ce qui est particulièrement saillant dans le contexte de l'improvisation en danse.

III. CADRE THEORIQUE

Selon [4], l'invention créative peut être envisagée comme une forme de jeu intelligent qui émerge d'un engagement direct avec un matériau. Si les systèmes d'IA générative sont capables de produire des objets ou des séquences à partir d'instructions textuelles, ils opèrent principalement par recombinaison de données préexistantes, sans accéder à la compréhension intuitive et incarnée qui caractérise une pratique située.

Dans notre approche, les dispositifs robotiques portables apparaissent non pas comme des substituts à la création, mais comme des médiateurs d'expérience. Ils permettent aux danseurs, notamment non-voyants, d'explorer leur propre corps et leur environnement, où l'invention du geste émerge dans l'instant, au sein de dynamiques relationnelles, plutôt que par simple reproduction ou programmation préalable.

Ainsi, nous définissons la notion de capacité d'agir en l'articulant à deux dimensions complémentaires : d'une part, le développement de compétences sensorimotrices situées, et d'autre part, les transformations du schéma corporel et de l'image corporelle. Cette approche nous permet de considérer la capacité d'agir non comme une propriété individuelle stable, mais comme un phénomène émergent, construit dans et par l'interaction entre corps, technologies et environnement.

A. Body Weather

Les théories de la cognition 4E envisagent la cognition comme un processus incarné (*embodied*), situé (*embedded*), étendu (*extended*) et éactif (*enacted*), qui émerge des interactions dynamiques entre le corps, l'environnement et les outils. Dans le contexte d'une danse interactive, le dispositif haptique Haply agit comme une extension sensorimotrice du corps, favorisant une perception relationnelle et une co-construction du mouvement entre les partenaires. Les formes d'interaction qui émergent sont caractérisées par les principes 4E.

Notre démarche considère l'improvisation comme une méthode pour étudier le couplage sensorimoteur et l'expérience perceptive. À travers une série d'ateliers, nous analysons comment les danseur·euse·s développent des compétences pour interpréter les retours haptiques et se coordonner à la fois avec des partenaires humains, le dispositif robotique portable mis à disposition et l'environnement sonore en relation avec ce dispositif.

Dans notre approche, nous accordons une attention particulière à l'expérience sensorielle vécue, illustrée par le terme grec *soma* désignant le corps. Ainsi, nous présentons l'improvisation en contact comme une pratique incarnée et relationnelle. Pour la chorégraphe et chercheuse en danse Susan Leigh Foster, cela *nous pousse à nous extraire de ce qui était connu. Elle nous encourage, voire nous contraint, à être pris au dépourvu* [5].

Dans le prolongement de cette réflexion, nous nous appuyons sur Body Weather — une méthodologie issue de la danse postmoderne. Le Body Weather est une pratique performative créée à la fin des années 70 par le chorégraphe japonais Min Tanaka, visant à explorer la relation entre le corps et son environnement, considéré comme en constante évolution et perméable. Cette méthode constitue à la fois un entraînement et un laboratoire de recherche corporelle, incitant les participants à développer une perception des micro-changements internes et externes. La pratique se structure en trois axes : l'entraînement MB (de l'anglais *mind-body*, « corps-esprit », ou *muscle-bones*, « muscles-os »), composé de mouvements dynamiques et rythmés pour renforcer la force et la souplesse ; les manipulations, étirements et pressions

en binôme intégrant la respiration et des principes de shiatsu pour percevoir et négocier avec le corps de l'autre ; et les explorations, improvisations sensorielles et spatiales favorisant l'objectivation de l'expérience perceptive. Un des concepts-clé de cette pratique est le *weathering*. Ce principe désigne l'attention portée aux transformations continues du corps en relation avec son environnement, compris comme un « micro-climat » changeant.

En nous appuyant sur ces éléments, nous concevons des partitions de mouvement visant à moduler les boucles perception-action et à affiner l'attention aux dynamiques sensorimotrices. Ces protocoles privilégient l'émergence située du geste plutôt que son contrôle explicite, en cohérence avec les principes d'agentivité.

À partir de témoignages de danseur-euse-s et chorégraphes qui pratiquent cette méthode, [6] montre que l'agentivité y émerge moins comme une capacité de contrôle que comme une capacité de *perte de contrôle*, développée dans une relation située au milieu environnant. En parallèle, la notion de *weathering*, telle que décrite dans l'article, renvoie à un processus d'accordage sensoriel où le corps est envisagé comme un microclimat en constante variation, inscrit dans une écologie plus large, où les expériences ne sont pas seulement incarnées, mais co-constituées par l'environnement et l'action.

B. Capacité d'agir et maîtrise du geste

Nous nous rapportons également à la notion de *skill*, ou *maîtrise du geste*, entendue comme ce que le danseur construit par sa pratique dans le temps. Ce concept se distingue de la capacité d'agir, qui, dans notre cadre, est définie comme ce qui émerge dans l'instant.

Pour mieux appréhender le rôle des outils et artefacts dans l'acquisition de nouvelles compétences, nous nous appuyons sur [7], qui mobilise la perspective des écologies cognitives. Les auteurs utilisent la métaphore de *penser avec les pieds*, ou dans notre contexte, avec les mains, pour décrire comment le corps et les artefacts co-participent à l'apprentissage et au développement d'une compétence. La notion d'*écologies cognitives* désigne des systèmes dynamiques où la cognition émerge des interactions entre les individus, leurs corps, les autres participants, les outils technologiques et l'environnement matériel, social et culturel. Tout comme les principes 4E, cette approche appliquée dans le contexte de la performance et de la danse considère que l'intelligence et la coordination ne résident pas uniquement dans le cerveau individuel, mais se construisent collectivement à travers l'action située, les échanges sensorimoteurs et les dispositifs médiateurs.

Concrètement, dans nos ateliers, cela se traduit par la manière d'établir un contact physique en danse avec une seule main, tandis que l'autre main manipule le dispositif robotique portable. Cette coordination illustre comment la technicité se déploie à travers l'usage simultané du corps et des outils.

Nous nous inspirons également des travaux de [8], qui interrogent les conditions minimales de l'expressivité dans le mouvement robotique. Leur étude montre que l'expressivité ne

peut se réduire à des paramètres quantitatifs, tels que la vitesse ou l'amplitude, mais émerge plutôt de qualités perceptives comme la granularité et la lisibilité du mouvement, c'est-à-dire la capacité à percevoir des variations fines et des moments significatifs dans le déploiement de l'action.

Dans notre travail, ces observations nous guident à porter une attention particulière à la manière dont les danseur-euse-s perçoivent et modulent les micro-variations du mouvement lors des improvisations.

C. Image et schéma du corps

Enfin, ces considérations sur les dispositifs robotiques portables et la maîtrise de gestes nous amènent à réfléchir à l'image du corps dans l'interaction danse-robot. Dans une approche heuristique des interactions homme-robot, nous soulignons l'importance de considérer les caractéristiques idiosyncratiques des artefacts et leur interaction avec le corps humain. Pour les danseur-euse-s non-voyant-e-s, le corps est avant tout une organisation sensorimotrice, guidée par la perception et le mouvement plutôt que par la vision.

Selon [9], les modèles robotiques classiques reposent sur des représentations *explicites*, objectives et véridiques du corps, dans lesquelles chaque paramètre correspond à une propriété physique mesurable (longueur, angle, masse). À l'inverse, dans les systèmes biologiques, les représentations corporelles sont souvent *implicites* et orientées vers l'action, leur validité étant évaluée non pas en termes d'exactitude métrique, mais de réussite de l'action. L'auteur inscrit cette perspective dans l'approche dite du *brain in the body* - en français *le cerveau incarné* - où la cognition émerge d'un couplage dynamique entre perception et action. Pour lui, cette tension (implicite versus explicite) se retrouve dans la distinction entre le *schéma corporel* et l'*image corporelle* dans les études sur le corps humain. Les représentations mobilisées dans l'action sont souvent implicites, partielles et parfois déformées, tandis que celles liées à la perception consciente du corps sont plus explicites et géométriquement structurées.

Ces distinctions résonnent particulièrement avec notre étude. Pour les danseur-euse-s non-voyant-e-s, les descriptions du centre de masse et de l'organisation corporelle ne reposent pas sur une image visuelle du corps, mais sur des repères proprioceptifs et kinesthésiques situés, révélant une construction du corps davantage orientée vers l'action que vers une représentation visuelle.

IV. MÉTHODOLOGIE

Nous mobilisons le cadre théorique précédent afin d'analyser l'intégration de dispositifs haptiques portables dans les représentations corporelles implicites et leur rôle dans l'émergence de coordinations expressives en danse. Les ateliers explorent l'accordage (*attunement*) entre l'humain et le dispositif robotique, ainsi qu'entre les individus médiés par ce dispositif, lorsqu'il guide leur déplacement dans l'espace ou lorsqu'il réagit à des sons, voire en produit lui-même. Dans ce cadre, l'agentivité est considérée comme un phénomène relationnel et émergent.

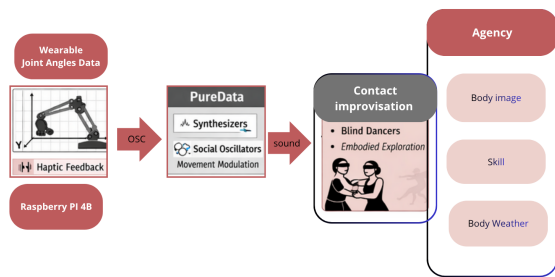


Fig. 2. Mise en place du set up technique pour les ateliers.

A. Dispositif technique

Le dispositif technique repose sur la transformation de l’interface haptique Haply en un système portable à l’aide d’un Raspberry Pi. Les données de position du dispositif sont ensuite exploitées pour moduler un signal sonore en temps réel via le logiciel open source Pure Data - un environnement de programmation visuelle dédié à la création du son interactif. La communication avec Pure Data est assurée par un réseau local Wi-Fi utilisant le protocole Open Sound Control (OSC).

Lors des ateliers, les participants portent le robot à tour de rôle et travaillent en dyade, les yeux fermés. La manipulation de l’effecteur terminal (*end effector*) de Haply génère des transformations sonores instantanées, permettant aux participants de se suivre mutuellement et de s’engager dans des explorations tactiles et kinesthésiques.

Chaque session se déroule dans un studio de 20 à 40 m², équipé de :

- une interface haptique portable Haply connectée à un Raspberry Pi et à une batterie externe ;
- un ordinateur exécutant l’interface sonore développée sous Pure Data ;
- des matériaux de médiation kinesthésique (par exemple des bâtons en bois et des bandes élastiques), utilisés lors de la première phase de l’atelier ;
- un dispositif d’enregistrement vidéo destiné à la documentation des sessions.

B. Protocole expérimental

Nos ateliers de pratiques artistiques accessibles sont conçus comme des laboratoires d’exploration relationnelle, dans lesquels les participants développent un dialogue kinesthésique avec le système robotique ainsi qu’entre eux. Le protocole prend la forme d’une étude de terrain de trois heures, articulée autour de trois phases complémentaires : une préparation somatique, une exploration individuelle, puis une improvisation en dyade avec alternance des rôles, suivies d’un temps d’échange et d’un questionnaire.

La première phase consiste en un échauffement collectif d’environ une heure inspirée des approches somatiques. Les

exercices proposés visent à affiner la perception du poids, de la gravité, de la respiration et de l’orientation spatiale, tout en développant une attention relationnelle entre partenaires. Une importance particulière est accordée aux mains, par leur interaction avec le dispositif haptique. Les participants réalisent également des exercices d’improvisation guidée à partir d’instructions simples (répéter ou inverser un geste, s’arrêter et recommencer) ainsi que des explorations émotionnelles médiées par des objets tangibles tels que des rubans, bâtons ou cordes élastiques. Cette phase prépare les participants à une écoute sensorimotrice partagée et favorise la confiance interpersonnelle.

La deuxième phase correspond à une exploration individuelle du dispositif Haply. Chaque participant interagit seul avec l’interface à partir d’un morceau de musique choisi en amont. Le morceau est traité en temps réel via Pure Data, puis transmis sous forme de données de position à Haply, créant ainsi une boucle de rétroaction entre geste, retour haptique et son. Cette étape permet aux participants de découvrir comment leurs choix musicaux influencent le comportement du système robotique, et d’observer les effets de cette interaction sur leur propre expérience corporelle et perceptive.

Enfin, la troisième phase repose sur une improvisation en dyade mêlant interactions humain–humain et humain–robot. Les données de position du robot modulent en temps réel l’environnement sonore sur Pure Data. Les participants travaillent par paires et alternent les rôles : l’un utilise l’interface Haply. En déplaçant son end effector, ce participant génère en temps réel des données de position (déplacements gauche-droite) et de vitesse (mouvements plus lents ou plus rapides), lesquelles sont transmises à des objets sonores dans Pure Data et modulent directement les paramètres de synthèse sonore. En retour, ces variations influencent également les rétroactions haptiques du système. Pendant ce temps, son partenaire improvise en réponse au son à travers des gestes et des mouvements. Cette interaction bidirectionnelle crée les conditions d’une co-régulation sensorimotrice et d’une attention réciproque entre partenaires humains et dispositif robotique, favorisant l’émergence d’une écoute kinesthésique médiée technologiquement.

L’ensemble du protocole accorde une attention particulière au confort et au consentement des participants. Les limites d’interaction physique, tout comme le fonctionnement du Haply sont explicitées en amont, et toute forme de contact physique peut être interrompue ou refusée à tout moment. En parallèle, notre approche introduit dans le design robotique des données non normatives (variabilité gestuelle, fluctuations rythmiques, ressenti affectif), généralement ignorées dans les protocoles de développement. La recherche-création est ainsi mobilisée comme méthode d’investigation, articulant expérimentation corporelle, modélisation conceptuelle et développement technologique.

V. RÉSULTATS ET DISCUSSION

Entre le 17 décembre 2025 et le 2 mars 2026, nous avons conduit sept ateliers à l’intersection de l’interaction

humain-robot (HRI) et de l'improvisation en danse contact. Lors de ces sessions, douze danseuses et danseurs ont participé à des explorations à l'aide de l'interface Haply, en solo et en dyade.

A. Analyse qualitative des données

En nous appuyant sur l'approche de l'analyse thématique de Braun et Clarke [10], nous avons analysé les données qualitatives issues d'un questionnaire post-session, des enregistrements vidéo des improvisations et des notes d'observation. L'analyse a suivi un processus itératif comprenant la familiarisation avec les données et l'identification de motifs récurrents. Cette démarche est de nature réflexive, reconnaissant l'implication des chercheurs et des participants, tant durant les ateliers que dans l'interprétation des résultats.

L'analyse repose sur un questionnaire post-session composé de 33 questions, principalement ouvertes, incluant six items à échelle de Likert et à choix multiples. Les données analysées proviennent de huit participants adultes ayant complété ce questionnaire, comprenant sept femmes et un homme. Leur niveau en danse varie de débutant à professionnel : deux participants sont débutants, deux pratiquent régulièrement, et quatre présentent un niveau avancé ou professionnel. Enfin, seuls deux participants avaient une expérience préalable de systèmes robotiques.

Parmi ces huit participants, quatre sont voyants (P2, P3, P5 et P6), un est aveugle depuis l'âge de quatre ans (P1N), et trois sont malvoyants (P4N, P7N et P8N), présentant une très faible vision résiduelle, principalement limitée à la perception de fortes ombres ou de contrastes lumineux.

Les questions sont réparties en huit sections (A–H), correspondant aux différentes phases de l'atelier : échauffement (sections A et B), exploration individuelle (section C), exploration en binôme (sections D, E et F), et ouverture et perspectives (section H). Bien que le protocole expérimental comprenne sept ateliers, seuls les quatre derniers, incluant ces huit participants, sont pris en compte dans l'analyse présentée ici. L'ensemble des données issues du questionnaire est disponible online.

B. Observations générales

Les observations et retours recueillis lors des ateliers montrent que la capacité d'agir n'est ni strictement individuelle, ni entièrement technologique. Elle émerge d'un réseau dynamique de couplages sensorimoteurs en constante évolution. Le dispositif haptique joue un rôle clé en redistribuant les possibilités d'action et de perception, offrant aux participant-e-s un accès à des formes d'engagement situées, tout en soutenant le partage de leurs expériences et besoins.

Plusieurs participants rapportent un dialogue constant avec le robot, alternant entre guider ses bras, ses vibrations ou son orientation, et se laisser guider par ses micro-mouvements et par les retours haptiques. Cette alternance crée une sensation de partage de contrôle, similaire à celle d'une improvisation à deux partenaires, où l'agentivité n'est jamais absolue mais modulée par l'interaction. Les vibrations et le retour haptique

apportent à la fois une contrainte et une guidance extérieure, par exemple lorsque certains participants se sentent forcés vers l'avant ou doivent anticiper les obstacles, ce qui peut réduire temporairement le sentiment d'initiative.

Cependant, ce feedback tactile permet un recalibrage du mouvement et une augmentation de l'agentivité lors de l'adaptation au robot. Une attention portée aux micro-mouvements et aux sensations tactiles affine le contrôle perçu, tandis que l'imprévisibilité du robot ou une dispersion attentionnelle réduisent l'agentivité au profit de l'exploration. Dans cette dynamique, l'ajustement continu du tonus et des appuis en réponse à des variations de contact (dans une logique proche du *weathering*) illustre un processus d'accordage sensoriel où le contrôle émerge de la relation plutôt que d'une intention prédéfinie.

Le feedback sonore joue un rôle fondamental : la capacité d'agir des participant-e-s augmente ou diminue selon la clarté du signal sonore émis en lien avec le mouvement du robot et leur aptitude à l'interpréter. La coordination et la perception du partenaire renforcent également cette capacité : plus un-e participant-e anticipe et s'adapte aux mouvements sonores proposés par son partenaire, plus l'engagement sensorimoteur et sa capacité d'agir sont élevés. Lorsque les danseurs sont bien synchronisés, vibrations et son favorisent un sentiment de connexion accrue. En revanche, lorsque le retour ne correspond pas à une expérience corporelle directe, le son, et par extension le robot, peut perturber l'expérience.

Lors du visionnage des captations vidéo, nos observations suggèrent également que les difficultés dans l'acquisition de certaines compétences (par exemple, la manipulation de l'interface haptique pour produire un son tout en s'accordant aux propositions de contact du partenaire, ou encore les pertes de signal Wi-Fi observées lors des premiers prototypes du dispositif technique) ne constituent pas des obstacles. Au contraire, ces moments d'ajustement, d'hésitation ou d'imprévisibilité peuvent favoriser des formes de collaboration plus attentives, en incitant les participants à accorder davantage leur attention aux micro-signaux du partenaire et aux rétroactions du système. Ces situations d'incertitude semblent ainsi encourager un ajustement collectif plus dynamique dans l'interaction.

Enfin, l'adaptation des ateliers a nécessité du temps et plusieurs cycles de prototypage, portant à la fois sur le dispositif technique et sur les modalités d'appropriation corporelle de celui-ci. Du point de vue technique, ces itérations ont concerné la stabilité de la connexion Wi-Fi (initialement basée sur des réseaux publics disponibles, puis testée via un routeur équipé d'une carte SIM, et enfin stabilisée par une connexion locale dédiée). Du point de vue corporel, différents modes de port du dispositif ont également été explorés, allant d'un sac en bandoulière à une ceinture, positionnée et ajustée sur différentes parties du corps. Ces ajustements successifs ont progressivement permis de stabiliser les pratiques et d'affiner les conditions d'interaction. Ce temps de prototypage, essentiel à la co-conception entre art et sciences, devrait être reconnu comme une étape incontournable dans le développe-



Fig. 3. Nuage de mots représentant les éléments vers lesquels l'attention des participant-e-s était principalement orientée lors de l'exploration individuelle avec le robot Haply.

ment d'interactions humain-robot inclusives, attentives à la sensibilité des participants, c'est-à-dire à leurs expériences perceptives, affectives et sensorimotrices dans la relation au dispositif.

C. Résultats des questionnaires

Pour illustrer vers quoi l'attention des participants était principalement orientée lors de l'interaction avec Haply, nous avons construit un nuage des mots à partir de leurs réponses à la question C3 *Vers quoi votre attention était-elle principalement orientée? (main, bras, corps entier, espace, respiration, son, imagination...)*. Les mots les plus fréquents reflètent une focalisation sur le corps. Plusieurs participants mentionnent l'attention portée aux mains et aux bras, notamment au premier contact avec le robot, pour saisir comment le dispositif portable bouge et comment le toucher influence ses réactions. Cela a modifié les stratégies d'exploration spatiale, conduisant à une réduction de l'amplitude des déplacements et à un recentrage de l'activité motrice. Les gestes deviennent plus lents et de plus faible amplitude, favorisant une attention sensorimotrice accrue.

Concernant le sentiment d'incarnation du mouvement du robot (questions D4, G4), nous avons constaté qu'il était partiel, avec des expériences plus marquées lors des phases de contact, souvent décrites comme externes ou instrumentales. Le participant P1N a décrit les bras du robot comme devenant « une partie de moi ». Un résultat similaire a été observé chez la participante P6, qui a eu la « sensation d'être mieux guidée lorsque cela passait par le robot ». Cependant, certains participants malvoyants n'ont pas vécu cette fusion, évoquant une réactivité du robot limitée, soulignant ainsi la nécessité d'une interactivité plus grande. La participante P7N a explicitement rapporté ne pas percevoir le corps de son partenaire lorsque l'interaction était médiée par le robot. Tandis que les participantes P2 et P7N ont rapporté une expérience d'inconfort, attribuée au manque d'évitement d'obstacles du robot durant

l'interaction. En échange, les participants P4N et P1N ont décrit un sentiment de contact avec leur partenaire lorsqu'ils étaient guidés à toucher le robot ensemble, soulignant que la médiation tactile peut favoriser des moments de co-présence.

Dans le même sens, les participants perçoivent une nette différenciation entre les rôles de leader et de suiveur, comme en témoignent les réponses aux questions ouvertes (D1 *Comment avez-vous vécu le fait de piloter le dispositif pour une autre personne ?*, F3 *Dans quel rôle vous êtes-vous sentie la plus à l'aise ? Pourquoi ?* et F1 *Qu'est-ce qui a changé pour vous lors de l'inversion des rôles ?*). En tant que leader, ils ressentent une responsabilité accrue et se concentrent sur la réussite du guidage du robot et sur ce que leur partenaire reçoit, ce qui limite leur liberté d'expérimentation. La participante P8N a noté que la perception sonore changeait lorsqu'elle portait le robot, suggérant une transformation perceptive dépendante du rôle et mettant en évidence la manière dont la position corporelle et la perspective d'interaction peuvent moduler l'expérience de l'engagement humain-robot. À l'inverse, le rôle de suiveur leur permet d'être plus disponibles et réceptifs, d'explorer leur corps et le son, et de tester des gestes librement, ce qui est perçu comme plus agréable et libérateur. Nos résultats montrent également que la majorité des participants préfère le rôle de suiveur, tandis que le rôle de leader, en imposant contrôle et attente des résultats, tend à restreindre l'exploration.

La question G3 mesurait l'importance perçue du robot par les participants au cours de l'expérience, sur une échelle allant de 5 à 9. Des scores plus élevés (P2, P3, P5) étaient associés à des moments où les participantes se laissaient davantage guider par le dispositif, favorisant une forme d'ouverture à l'interaction et à la co-constitution du mouvement. À l'inverse, des scores plus faibles (P7N, P1N, P6) révélaient une perception d'interactions absentes ou limitées, ainsi qu'un sentiment de contrainte.

Les participants voyants rapportaient plus fréquemment des formes d'interaction en dialogue avec le système, notamment une tendance à anthropomorphiser le robot. À l'inverse, les participants malvoyants décrivaient davantage des situations où ils devaient eux-mêmes guider le robot, compensant ainsi une réactivité parfois insuffisante du dispositif. Ces derniers évaluaient l'importance du robot en fonction de la richesse sensorielle et de l'accessibilité spatiale de l'interaction, ce qui peut expliquer des scores légèrement plus faibles. Dans ce contexte, la moyenne globale de l'importance perçue du robot (6,8) semble davantage liée aux affordances interactionnelles et au degré de réactivité du système qu'au statut visuel des participants. Ces résultats soulignent l'importance d'impliquer des personnes en situation de handicap dans la conception de ce type d'interfaces, afin de mieux intégrer des perspectives situées sur les potentialités et les limites du dispositif, et d'en améliorer l'accessibilité, la réactivité et la pertinence expérientielle.

En termes d'améliorations (section H), les participants ont demandé une plus grande réactivité sonore, la détection d'obstacles, ainsi que l'ajout de robots ou de bras robotiques

supplémentaires lors de l'improvisation dansée. Ces demandes se traduisent directement en exigences de conception pour la robotique sociale.

Cette étude est exploratoire et repose sur un échantillon réduit de participants. Bien qu'elle fournisse des résultats concernant les pratiques inclusives en interaction humain-robot en danse, ces résultats ne peuvent être généralisés à des populations plus larges ni à d'autres systèmes robotiques sans investigations complémentaires. Des travaux futurs devraient élargir le nombre de participants, inclure des groupes d'âges et de niveaux d'expérience plus diversifiés, et explorer d'autres plateformes robotiques afin de valider les dynamiques observées.

VI. CONCLUSION

Le dispositif développé s'inscrit dans une démarche expérimentale et permet d'explorer les dynamiques d'interaction humain-robot en contexte de danse inclusive.

Nos résultats montrent que l'agentivité ne constitue pas une propriété stable, mais un phénomène dynamique et distribué, émergeant de la co-adaptation entre le corps, le dispositif et l'environnement. Plus précisément, l'agentivité dépend de l'articulation entre compétences, transformations du schéma corporel, image corporelle et qualité de l'accordage sensoriel.

Dans cette perspective, les pratiques issues du Body Weather éclairent ce processus en mettant l'accent sur un accordage sensoriel continu, où l'attention aux micro-variations (tonus, contact, rythme) favorise une émergence relationnelle de l'action. L'agentivité apparaît ainsi comme le produit d'un couplage sensorimoteur dynamique, dans lequel compétences, représentations corporelles et environnement se co-constituent.

Ce travail ouvre également de nouvelles perspectives sur les formes de collaboration humain-robot inclusives : les systèmes portables peuvent en effet médiatiser l'adaptation collective, en permettant aux participants de co-construire des états partagés de coordination multimodale (son-contact haptique). Les recherches futures pourraient explorer les moyens de renforcer cette agentivité distribuée, par exemple en concevant des dispositifs ou des partitions de mouvement capables d'amplifier les indices perceptifs, de soutenir l'alternance des rôles ou encore de favoriser l'émergence d'une synchronisation intermodale. Dans le même temps, ces développements viendront enrichir notre dépôt open source, contribuant à la création d'une boîte à outils kinesthésique pour la conception en robotique, visant à encourager une recherche transdisciplinaire à l'intersection du mouvement créatif et de la conception inclusive en interaction humain-robot.

Enfin, ces résultats soulignent que la conception d'interactions robotiques ne peut se limiter à l'optimisation fonctionnelle, mais doit intégrer des dimensions sensibles et non normatives. L'étude des usages montre que les variations d'agentivité — entre contrôle, adaptation et exploration — constituent une ressource pour concevoir des systèmes plus inclusifs, capables de s'ajuster à la diversité des corps et des pratiques.

VII. ACKNOWLEDGEMENT

Cette recherche a été soutenue par le programme PEPR O2R Robotique Organique à INRIA, dans le cadre d'une résidence art et science.

REFERENCES

- [1] S. Ravn, "Investigating dance improvisation: from spontaneity to agency," *Dance Research Journal*, vol. 52, no. 2, pp. 75–87, 2020.
- [2] C. Allen d'Ávila Silveira, O. Kilic Afsar, and S. Fdili Alaoui, "Wearable choreographer: designing soft-robotics for dance practice," in *Proceedings of the 2022 ACM Designing Interactive Systems Conference*, 2022, pp. 1581–1596.
- [3] G. Bateson, *Steps to an ecology of mind: Collected essays in anthropology, psychiatry, evolution, and epistemology*. University of Chicago press, 2000.
- [4] R. Videla, S. Penny, and W. Ross, "if you can't dance your program, you can't write it: Challenges and implications for ai in education," *ACM Transactions on Computing Education*, 2025.
- [5] A. C. Albright and D. Gere, *Taken by surprise: A dance improvisation reader*. Wesleyan University Press, 2003.
- [6] S. Pini, "On the edge of undoing: Ecologies of agency in body weather," in *Collaborative Embodied Performance: Ecologies of Skill*, 2022, pp. 35–52.
- [7] J. Sutton and K. Bicknell, "Introduction: The situated intelligence of collaborative skills," in *Collaborative embodied performance: Ecologies of skill*. Methuen Drama London, 2022, pp. 1–20.
- [8] F. Levillain and S. Lepart, "Looking for the minimal qualities of expressive movement in a non-humanlike robot," 2019.
- [9] M. Hoffmann, "Body schema or the body as its own best model," *arXiv preprint arXiv:2206.02438*, 2022.
- [10] V. Braun and V. Clarke, "Using thematic analysis in psychology," *Qualitative Research in Psychology*, vol. 3, no. 2, pp. 77–101, 2006.

SAM-Guide : vers un premier Laser Run à destination de sportifs non-voyants

K. ROMEO, A. ENNAJI, C. LECOMTE, W. LUO

LITIS UR4108

Université de Rouen Normandie, Normandie-Univ
Rouen, France

Katerine.Romeo@univ-rouen.fr

S. HUET, D. PELLERIN

Univ. Grenoble Alpes, CNRS, Grenoble INP*, GIPSA-lab,
38000 Grenoble, France

*Institute of Engineering Univ. Grenoble Alpes

Sylvain.Huet@gipsa-lab.fr

C. GRAFF, C. FONS

LPNC

CNRS, Univ. Grenoble Alpes, Univ. Savoie Mont-Blanc
Grenoble, France

Christian.Graff@univ-grenoble-alpes.fr

E. FAUGLOIRE, B. MANTEL, M. THOMAS

CERREV UR3918

Université de Caen Normandie, Normandie Univ
Caen, France

Elise.Faugloire@unicaen.fr

F. ALOUGES^{a,b}, S. FERRAND^a, C. FRANQUEVILLE^a

^a Université Paris Saclay, Université Paris Cité, ENS Paris Saclay, CNRS, SSA, INSERM, Centre Borelli,
F-91190, Gif-sur-Yvette, France

^b Institut Universitaire de France

falouges@ens-paris-saclay.fr

Résumé—Le projet ANR SAM-Guide vise à rendre le Laser Run praticable par des personnes aveugles et malvoyantes grâce à la combinaison multimodale de systèmes d'aide à la navigation et à l'atteinte de cible. Le dispositif fournit un retour auditif et/ou tactile en temps réel sur la position du corps et l'orientation du pistolet vers une cible virtuelle. Nous décrivons l'architecture du système et rapportons les premiers résultats obtenus auprès de participants avec ou sans capacité visuelle.

Mots-clés — *guidage multimodal ; perception ; navigation ; vision par ordinateur ; système embarqué ; biathlon ; cécathlon ; handicap visuel ; handisport.*

I. INTRODUCTION

Les activités physiques de loisir offrent de formidables occasions de rencontre et de développement de compétences utilisables au quotidien. Cependant, en situation de handicap, visuel en particulier, elles nécessitent souvent l'aide de plusieurs personnes pour les pratiquer. Pour pallier ces difficultés, des dispositifs de *substitution* sensorielle visant à présenter des “images” via d'autres canaux perceptifs, ont été développés [1]. Si ces dispositifs n'ont pas tenu leur promesse initiale de remplacer intégralement un canal sensoriel manquant par un autre, de nombreux outils ont été développés pour permettre de réaliser des tâches spécifiques, comme prendre les transports en commun, connaître la couleur des vêtements ou lire un texte, dans une logique de *suppléance* perceptive.

Dans cet article, nous nous intéressons à une activité sportive particulière : le Laser Run. Composante du pentathlon moderne, il s'agit d'une épreuve sportive alliant vitesse et précision qui consiste à enchaîner courses et tirs au pistolet laser. Nous présentons un aperçu des travaux réalisés au sein du projet SAM-Guide afin de mettre en place une activité de Laser Run handisport. Nous avons travaillé depuis longtemps avec des malvoyants et non-voyants et nous avons noté une demande d'une partie de ces personnes pour des activités sportives et de loisir en autonomie. De plus, les jeux stimulent le développement de nombreuses nouvelles technologies, particulièrement dans le handisport. Ils offrent un terrain d'expérimentation aux chercheurs et développeurs pour trouver des moyens de surmonter le handicap, affichant comme ambition de permettre aux utilisateurs finaux en quête d'autonomie, de s'amuser ou de se dépasser. Ils facilitent également la socialisation et l'inclusion.

SAM-Guide est un consortium, financé par l'ANR (Agence Nationale de la Recherche), qui réunit des chercheurs de cinq laboratoires spécialisés en sciences cognitives, en ergonomie, en informatique et en mathématiques. Tous ont étudié et développé des systèmes d'aide à la navigation ou à l'atteinte de cible sans la vue dans un environnement contrôlé. Le design des dispositifs a été réalisé avec la consultation et les suggestions des personnes non-voyantes. Notamment la ceinture a été testée et améliorée par 2 personnes malvoyante et non-voyante, participant au projet, lors des simulations de parcours virtuels

sur écran. Plusieurs associations de non-voyants prennent ont pris part régulièrement aux tests de visée pour apporter des éléments d'amélioration. Ces systèmes sont actuellement combinés, afin d'être déployés dans des gymnases ou des stades, et de permettre de marcher ou de courir, de saisir un pistolet et de tirer sur une cible virtuelle sans la vue. La position du corps par rapport au circuit et la position du pistolet par rapport à la cible sont contrôlées de façon à fournir un retour d'information sonore et/ou tactile à l'athlète. Dans cet article, nous décrivons la logique des différents dispositifs, leur combinaison, et présentons quelques résultats des premiers essais menés auprès de participants avec ou sans capacité visuelle. Dans les sections II et III le pistolet pour tirer sans la vue, suivi des métaphores de conversion sonores pour la visée sont décrits. Ensuite, la section IV traite le problème de repérage de la piste d'athlétisme ou d'une ligne dans un gymnase. La problématique de la gestion du son et des vibrations pour la navigation est présentée dans les sections V et VI et l'ensemble est résumé dans la conclusion.

II. PISTOLET TIRANT DANS LE VIRTUEL

A. Positionnement

Les dispositifs matériels dédiés au tir à l'aveugle guidé par le son, disponibles dans le commerce reposent sur une caméra infrarouge embarquée dans l'arme associée à des sources infrarouges positionnées sur la cible. En particulier, les produits [ECOAIMS](#) et [VIASS](#), homologués pour la pratique compétitive du tir handisport, présentent un coût et une protection propriétaire qui limite leur adaptabilité et leur reproductibilité. Nous développons un dispositif alternatif destiné à l'implémentation de jeux de tir sonifié à destination de personnes aveugles et malvoyantes. Notre approche vise à fournir une plateforme matérielle et logicielle modulaire, permettant l'expérimentation de scénarios ludiques et pédagogiques variés (Fig. 1)

Fig. 1. Système de tir.



B. Dispositif de type pistolet

Nos travaux sont appuyés sur les principes issus du rétro-gaming, et plus particulièrement sur les technologies de pistolets optiques développées dans les projets [OpenFIRE](#)

[Light Gun](#) et [Gun4IR](#). Contrairement aux dispositifs de rétro-gaming classiques, dans lesquels la cible est affichée dynamiquement sur un écran, la cible proposée dans ce travail est fixe, non visuelle et entièrement physique, ce qui la rend compatible avec des usages hors écran et adaptés à des utilisateurs aveugles et malvoyants.

1) *L'arme.* Le pistolet lui-même est un modèle factice d'arme sur lequel est disposée une caméra infra-rouge DF-Robot, que l'on dirige vers une "cible" réelle constituée d'un support sur lequel est fixé un jeu de LEDs. La caméra capte l'image de cette configuration de LEDs, dont le centre ancre le cœur de la cible virtuelle. Sa position dans le champ de la caméra permet de déterminer la position de l'arme par rapport au centre de la cible virtuelle. Le pistolet interactif est basé sur un modèle [Picon-OG](#), dont le modèle 3D est librement accessible en ligne. Notre version intègre également un vibreur dans la crosse, un solénoïde simulant le recul de la culasse, un voyant LED RGB à l'arrière de la culasse, des interrupteurs associés à la gâchette et au système de rechargement et une carte microcontrôleur Arduino Pro Micro.

2) *Interfaçage.* L'Arduino Pro Micro est connecté à un ordinateur de contrôle via une liaison USB, assurant aussi l'alimentation électrique, sauf celle (optionnelle) du solénoïde qui nécessite une alimentation externe de 12 V. Le microcontrôleur exécute un logiciel embarqué assurant l'interface entre les différents éléments matériels du pistolet et l'ordinateur de contrôle. La communication s'effectue via une liaison série utilisant un port COM virtuel sur USB. Dans ce cadre, l'Arduino transmet au PC de contrôle l'état de la gâchette, du système de rechargement et les coordonnées des quatre points infrarouges détectés par la caméra DF-Robot. En retour, il reçoit les commandes émises par le PC concernant le pilotage de la LED RGB, l'activation du vibreur et l'activation du solénoïde.

3) *Cible infrarouge.* La cible est constituée de quatre LED infrarouges de puissance nominale 3 W, émettant à une longueur d'onde de 940 nm avec un angle d'ouverture de 120°. Leur configuration géométrique forme un triangle isocèle de base 400 mm et de hauteur 300 mm, complété par une LED centrale qui matérialise le centre de la cible.

4) *Ordinateur et logiciels de contrôle.* Un ordinateur dédié assure le contrôle global du dispositif et exécute deux types de logiciels, le logiciel de contrôle, et le logiciel de synthèse sonore. Le logiciel de contrôle est développé en langage C++. Il gère le scénario de jeu, calcule les coordonnées du point d'intersection entre l'axe optique de la caméra et le plan défini par le triangle formé par la cible, exprime ce point dans le référentiel de la cible pour déterminer l'écart par rapport au centre (ainsi que les composantes horizontale et verticale de cet écart), et transmet via le protocole OSC (Open Sound Control) les informations relatives au scénario de jeu et les grandeurs géométriques au logiciel de synthèse sonore. Le logiciel de synthèse sonore est chargé de produire les signaux auditifs de retour

(armement, tir au centre ou non, fin de séquence de tir). Deux logiciels de synthèse sonore ont été utilisés alternativement : FAUST (Functional Audio Stream), développé par [GRAME](#) et L2Ork, une distribution étendue de Pure Data.

III. METAPHORES DE CONVERSION POUR LA VISEE

A. *État de l'art*

En compétition de biathlon classique (ski + tir à la carabine) pour aveugles, le système du fabricant ECOAIMS convertit la distance entre le point de visée sur la cible et son centre comme un radar de recul automobile : à longue distance en tempo, et à proximité du centre en fréquence sonore. Très peu d'études ont recherché à améliorer cette sonification. Apavou et al [2] lui ont ajouté un son de référence marquant le cœur de la cible. Ils ont aussi dissocié les axes verticaux et horizontaux, facilitant une stratégie de recherche axe par axe. Cependant, la sonification qui fournissait le plus d'informations (à la fois la direction et la distance à la cible pour les deux dimensions, inspirée de [3]), nécessitait le plus de temps pour tirer, ce qui s'explique par une plus lourde charge cognitive. Or, dans la continuité de divers systèmes de substitution visuo-auditive (The VoIce, MeloSee), les systèmes de guidage 3D sonore fournissent les écarts à la cible sur chaque dimension simultanément, que ce soit pour la navigation ou pour atteindre de la main un objet-cible en 3D [4-7]. Nous avons observé, dans leurs tentatives d'atteinte de cible de la main guidée par le son, une tendance de nos participants à utiliser une stratégie « étape par étape » [8-9], reprenant la démarche adoptée spontanément dans le guidage verbal. Nous avons donc implémenté une sonification séquentielle, présentant l'une après l'autre, chaque dimension dont l'écart est le plus critique. Celle-ci s'est montrée plus rapide et a été jugée plus ergonomique que la sonification parallèle qui les présente simultanément. Nous tenterons donc d'optimiser la visée sur ces principes, en fournissant un écart à la fois, plutôt qu'en maximisant la quantité d'informations.

B. *Nos sonifications pour le tir*

Nous avons démarré en laboratoire à l'aide d'un prototype de pistolet fonctionnant par capture de mouvement, avec 24 personnes fermant les yeux et une malvoyante ; elles n'avaient pas suivi d'entraînement formel au tir [10]. Nous avons comparé la méthode traditionnelle du système ECOAIMS utilisant uniquement la fréquence (PO), à une variante y rajoutant un bruit blanc pour indiquer le centre de la cible (PWN), et à deux méthodes séparant les dimensions horizontale (fréquence continue et stéréo binaire) et verticale (timbre binaire) : soit par étapes (PSTseq), soit avec une présentation simultanée des dimensions (PSTpar). Toutes nos sonifications innovantes améliorent la précision du tir, et la facilité d'utilisation par rapport à la méthode traditionnelle (PO). L'ajout de bruit blanc (PWN) améliore considérablement la précision et la facilité d'utilisation. Dans 4 expériences menées sur 38 normo voyants et 11 aveugles et malvoyants montrent que l'amélioration des performances

obtenue en distinguant les dimensions (PSTseq, PSTpar), par rapport à PWN, est moins prononcée, bien que PSTseq (sonification séquentielle) permette une visée plus rapide, un atout pour les épreuves nécessitant d'être rapide comme le Laser Run. Cependant, ces résultats dépendent peut-être du niveau d'entraînement des tireurs, et pourraient être altérés dans une épreuve combinée avec une course de vitesse.

C. *Tests en contexte écologique*

Le prototype décrit en partie III nous permet désormais de tester nos sonifications hors laboratoire. Nous avons donc sollicité 24 étudiants en complément d'un cours optionnel de biathlon (course et carabine laser) du service des activités physiques sportives de notre université. Lors de la première séance (initiation) en gymnase, chaque étudiant réalise séparément, les yeux bandés, deux sessions de tir, et deux courses à pied. Sur le modèle du Laser Run (pentathlon moderne), chaque session de tir se termine 50 secondes après le premier tir ou après 5 tirs réussis, sur un nombre d'essais illimité de tir. La sonification utilisée était PWN décrite précédemment (fréquence + bruit blanc au centre). Le nombre de tirs réussis augmente entre la 1ère session ($M = 1,8$; $ET = 1,4$) et la 2ème session ($M = 2,5$; $ET = 1,2$) ($t(19) = -2,79$; $p = .006$) ; les tirs sont plus rapides à la 2ème session ($M = 16,9$ s ; $ET = 7,4$ s) qu'à la 1ère ($M = 22,5$ s ; $ET = 12,1$ s) ($t(19) = 2,1$; $p = .026$), et plus précis ($M = 31,8$ mm ; $ET = 15,2$ mm contre $M = 47,3$ mm ; $ET = 35,2$) ($t(19) = 2,7$; $p = .008$). Les courses en aveugle sont guidées par un autre étudiant voyant en se tenant par le bras. Une course consiste en un aller-retour en (deux) lignes droites de 37,2 M de distance. Les temps se réduisent entre la 1ère ($M = 24,4$ s ; $ET = 3,8$ s) et la 2ème course ($M = 20,0$ s ; $ET = 2,7$ s) ($t(16) = 7,9$; $p < .001$). Lors des séances suivantes, les étudiants testeront un «Cécithlon» complet (alternance de phases de tir et de course), avec les sonifications testées dans l'étude précédente, afin de voir s'il y a un avantage à dissocier les dimensions verticale et horizontale en condition sportive réaliste (contrainte de temps et de précision, essoufflement après la course). A terme, le guidage de course sera fait par une assistance électronique telle que celles développées ci-dessous.

IV. REPERER LE COULOIR D'UNE PISTE D'ATHLETISME

Traditionnellement, les personnes aveugles se déplacent avec des aides physiques ou des solutions collaboratives. Cependant, ces solutions fournissent des informations limitées sur l'environnement et ne permettent pas une compréhension automatique et structurée de la scène. Avec les progrès récents de l'intelligence artificielle, de nombreux systèmes d'assistance sont capables d'analyser automatiquement l'environnement et d'en extraire des informations pertinentes pour l'utilisateur. Parmi ces systèmes, certains utilisent les méthodes basées sur la vision par ordinateur et permettent d'exploiter directement les informations visuelles contenues dans les images pour la détection. Kamal et al. [11] ont proposé un système combinant une caméra, un capteur ultrasonique et un Raspberry Pi 4 pour la détection d'objets, de visages et de

textes. Aladren et al. [12] ont utilisé une caméra RGB-D afin de détecter les obstacles et d’estimer la distance aux objets à partir de nuages de points. Chen Z. et al. [13] ont intégré des méthodes de segmentation sémantique basées sur l’IA à un système de localisation et de cartographie simultanées (SLAM), permettant l’extraction d’informations géométriques et sémantiques en temps réel, avec une fréquence pouvant atteindre 25 images par seconde (FPS).

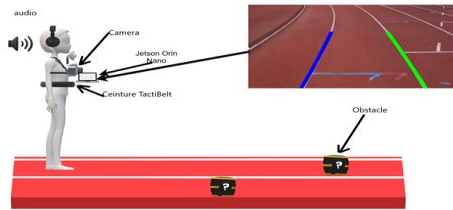


Fig. 2. Système de repérage de couloir d’athlétisme.

A. Le système

Dans cette partie, nous nous concentrons sur la détection des lignes d’athlétisme à l’aide de méthodes basées sur la vision par ordinateur. Nous proposons un système d’assistance intégrant l’acquisition visuelle, le traitement par l’apprentissage profond, conçu pour fonctionner en temps réel. Les images de la scène sont acquises par une caméra et transmises par connexion filaire à une plateforme de calcul embarquée NVIDIA Jetson Orin Nano. Sur cette plateforme, un modèle d’apprentissage profond préalablement entraîné pour la détection des lignes de routes est utilisé pour analyser les images et prédire la position des lignes d’athlétisme [27]. Les informations issues de cette prédiction sont ensuite transmises via le protocole MQTT à une ceinture tactile développée initialement au LITIS avec la participation de deux partenaires aveugle et malvoyant [26]. Elle fournit un retour haptique à l’utilisateur en fonction de la proximité des lignes gauche et droite (Fig. 2). Cette architecture permet de combiner robustesse, faible latence et flexibilité.

B. Résultats

Nous avons évalué la méthode proposée sur un ensemble de 1355 images de pistes d’athlétisme. Les résultats montrent que la méthode détecte avec précision les lignes d’athlétisme dans les conditions variées et complexes, incluant des voies courbes, des marquages, des ombres, des occultations, de réflexion ainsi que les scènes complexes. De plus, l’implémentation du modèle sur la plateforme embarquée NVIDIA Jetson Orin Nano permet d’atteindre une vitesse de traitement d’environ 42 images par seconde au maximum, assurant ainsi une détection en temps réel compatible avec les contraintes d’un système d’assistance embarqué.

V. GUIDAGE AVEC UNE SOURCE SONORE SPATIALISEE

A. État de l’art

Le guidage de personnes aveugles et malvoyantes le long d’un trajet fixé (connu ou inconnu) nécessite le repérage le long de la trajectoire et la fourniture d’instructions de direction à suivre. Le repérage d’une

personne en extérieur est rendu possible par la GNSS (Géolocalisation et Navigation par un Système de Satellites). La faible précision de la GNSS des débuts (voir [14] par exemple) a largement progressé et Loomis et al. [15-16] ont pu localiser fidèlement une personne et la guider le long d’une trajectoire grâce à des instructions vocales ou du son spatialisé. La technique du son spatialisé ou binaural [17], que nous utilisons aussi, permet de reproduire un environnement spatial très naturel en positionnant une source sonore dans la direction que l’utilisateur doit suivre. Afin de spatialiser le son, la source sonore utilisée (typiquement une musique) subit un traitement qui consiste à appliquer un filtrage avec des fonctions de transfert, appelées HRTF pour “Head Related Transfer Functions” qui reproduisent le son entendu par chacune des oreilles. Ces HRTF dépendent de l’orientation que l’on souhaite donner au son et il y en a une pour chaque oreille. Ainsi, l’utilisateur aura avec un simple

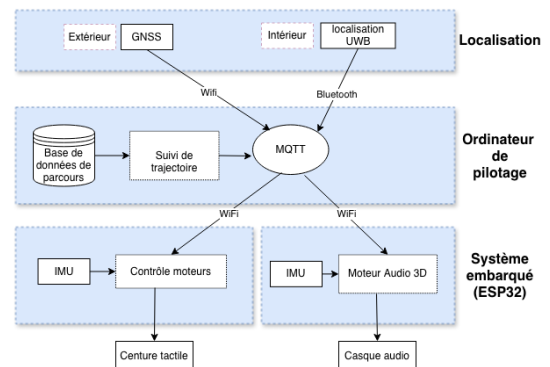


Fig. 3. Architecture du dispositif de guidage. Un système de localisation intérieur ou extérieur fournit, via une interface MQTT, les coordonnées du sujet à un ordinateur de pilotage qui, compte tenu de la trajectoire à suivre, peut calculer une direction, qui sera alors rendu en audio et/ou tactile.

casque stéréophonique, l’impression d’une scène sonore dans laquelle le son provient d’une direction précise. L’illusion est d’autant plus forte lorsque les mouvements de tête sont pris en compte. Ce “head-tracking” permet de positionner en temps réel la source sonore dans une direction fixe, indépendamment de l’orientation de la tête de l’auditeur. C’est ce principe, utilisé pour le guidage audio dans [18-20] que nous reprenons et développons dans cette étude.

B. Le dispositif de guidage audio

Compte tenu de l’architecture logicielle du projet qui nécessite de pouvoir faire communiquer différents dispositifs, nous avons opté pour une solution dans laquelle le système de guidage sonore et en particulier le moteur de rendu binaural est complètement posé sur le casque. Pour éviter que l’utilisateur ne transporte trop de poids sur la tête, le code est embarqué dans un microcontrôleur de type ESP32, qui communique avec un serveur MQTT via WiFi. Les pistes audios sont soit transmises par Bluetooth, soit embarquées sur une carte SD afin de limiter les communications sans fil. Une centrale inertielle de type ICM20948 est utilisée pour fournir en temps réel une approximation des angles d’Euler décrivant l’orientation de la tête de l’utilisateur. Le dispositif complet, intégrant la

partie tactile (voir infra) est représenté Fig. 3 et 5. Il est suffisamment léger pour pouvoir l'utiliser dans des contextes sportifs ou des séances relativement longues sans fatigue ni gêne. Il est par ailleurs possible, comme cela a été réalisé lors d'une étude précédente, d'utiliser un casque à conduction osseuse qui ne recouvre pas les oreilles et permet à l'utilisateur de continuer à entendre les bruits ambiants.

C. Résultats préliminaires

Le dispositif a été utilisé lors d'une précédente étude visant à évaluer la pertinence du guidage audio spatialisé pour des personnes aveugles et malvoyantes. Cette étude, menée en collaboration avec l'Institut de la Vision et son équipement StreetLab a permis de tester le système sur 18 personnes dont la moitié atteinte de déficience visuelle. Les participants devaient suivre des trajets virtuels, de même longueur et comprenant tous le même nombre de virages. Ils étaient équipés soit d'un casque HiFi semi-ouvert (Beyerdynamics DT-990 pro), soit d'un casque à conduction osseuse (AfterShockz SPORTZ Titanium AS451). Les résultats montrent une meilleure précision avec le casque HiFi (erreur de positionnement moyen d'environ 40 cm vs 50 cm), mais une meilleure acceptation du casque à conduction osseuse par les personnes aveugles et malvoyantes. Malheureusement la surface expérimentale du StreetLab étant limitée (environ 4x8 m) il n'a pas été possible de construire des parcours permettant un déplacement confortable à la vitesse de marche habituelle des sujets. Nous avons donc poursuivi ces expériences de guidage dans un gymnase en collaboration avec les équipes du CERREV comme décrit plus loin.

VI. GUIDAGE AVEC UNE CEINTURE VIBROTACTILE

A. État de l'art

L'idée de communiquer des informations par la peau est ancienne [21-22] et ses potentialités pour les personnes aveugles et malvoyantes ont rapidement généré de grandes ambitions [1]. Si les premiers dispositifs, dits de "substitution sensorielle", qui se proposaient de convertir l'ensemble d'une scène visuelle sous forme tactile, se sont révélés peu fonctionnels dans les faits, la multiplication des travaux sur les dispositifs vibrotactiles constatée sur ces dernières décennies apporte de nouvelles perspectives. Parmi celles-ci, l'aide à la navigation au moyen d'une ceinture vibrotactile est particulièrement prometteuse, en particulier pour les situations de déficience visuelle. Composées de plusieurs vibreurs répartis autour de l'abdomen de l'utilisateur, les ceintures vibrotactiles ont pour grand avantage de présenter une correspondance directe entre la localisation de la stimulation sur la peau et la direction indiquée à l'utilisateur [23]. Comme pour le son spatialisé (voir section précédente), l'information délivrée sous cette forme n'est donc pas abstraite ou encodée : elle indique directement l'orientation à suivre, à la manière d'une « tape sur l'épaule » [24].

Avec un premier prototype de ceinture composé d'un micro-ordinateur embarqué, d'une batterie et de 8 vibreurs

placés autour de la taille, tous les 45°, nous avons demandé à 12 participants voyants de s'orienter dans la direction indiquée dans deux conditions de vision (lumière normale et obscurité totale) et selon trois mode de guidage : le langage verbal (e.g., "90° à gauche"), un mode tactile unique (une vibration de 1 s), et un mode tactile continu présentant un couplage entre les vibrations et la rotation du corps de l'utilisateur [23]. Dans ce dernier mode, la stimulation était composée de plusieurs vibrations courtes (200 ms d'activation suivies de 200 ms de pause) dont la localisation était actualisée en temps réel en fonction du mouvement de l'utilisateur, de façon à indiquer en permanence la direction demandée par rapport à son orientation. Avec des erreurs absolues moyennes d'azimut de 8,66° en condition de lumière et de 9,14° en condition d'obscurité, le mode tactile continu s'est révélé significativement plus efficace ($ps \leq .002$) que les deux autres modes (erreurs absolues moyennes 12,90° et 15,42°). Par ailleurs, les scores attribués par les participants sur les critères de facilité, d'intuitivité et de précision perçue, étaient également tous significativement

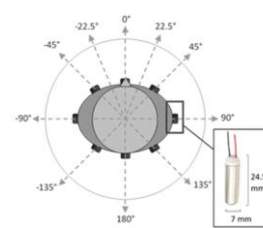


Fig. 4. Position des vibreurs (en noir) autour du torse de l'utilisateur avec les directions indiquées correspondantes (vue du dessus) et zoom sur un des vibreurs ERM inséré dans la partie textile du gilet.

supérieurs pour le mode tactile continu que pour le langage verbal ($ps < .001$) et le mode tactile unique ($ps \leq .031$). A la suite de ces premiers résultats, nous avons poursuivi le développement du dispositif afin d'ajouter la locomotion à l'orientation. Nous avons également défini une architecture commune aux différents dispositifs en vue de permettre la combinaison des modalités tactile et audio, et donc par exemple de transmettre une même information de manière redondante ou des informations complémentaires, ou encore de laisser le choix de la modalité à l'utilisateur (Fig. 3).

B. Le dispositif de guidage tactile

Le dispositif tactile actuel se compose d'un microcontrôleur ESP32, d'une IMU, d'une batterie, et de 10 vibreurs cylindriques (moteurs à masse excentrée rotative ou ERM, encapsulés) autour du torse. Ces composants sont intégrés dans un gilet que l'utilisateur enfle et qui se ferme par fermeture éclair, les vibreurs étant distribués autour du torse dans une partie élastiquée pour indiquer 10 directions dans l'environnement (Fig. 4). Pour les déplacements en intérieur, l'utilisateur est localisé grâce à un système QORVO ultra wideband. Pour les déplacements en extérieur, la localisation de l'utilisateur est assurée grâce au GPS d'un smartphone.

C. Travaux en cours

Quatorze personnes voyantes et six personnes malvoyantes sévères ou aveugles ont participé à une expérimentation dans laquelle elles devaient suivre, dans un demi-gymnase d'une surface de 400 m², des itinéraires invisibles simples (ellipses) ou complexes (labyrinthe composé de changements de direction brusques) grâce à trois modalités de guidage : tactile, audio spatialisé et bimodal combinant ces deux modalités (Fig. 5). En cohérence avec nos résultats précédents [23,25] et à la différence de la plupart des autres travaux sur le guidage vibrotactile, nous avons opté pour un couplage continu de la stimulation aux actions de l'utilisateur (200 ms on/200 ms off). À la fin de l'expérimentation, le ressenti des participants était recueilli à l'occasion d'un entretien, incluant une évaluation quantitative et qualitative sur les différentes modalités de guidage. Les données de performance (e.g., vitesse de marche, écart à l'itinéraire) et les retours des participants sont actuellement en cours de traitement.

CONCLUSION

Le projet SAM-Guide illustre le potentiel des méthodes d'augmentation sensorielle multimodales pour favoriser des pratiques sportives complexes, telles que le Laser Run, pour des personnes aveugles et malvoyantes. En combinant un pistolet optique à sonification séquentielle, une détection de piste par vision et intelligence artificielle, ainsi que des guidages par audio spatialisé et matrice de vibreurs, ce consortium développe une pluralité de solutions d'assistance à la navigation et à la visée. Les expérimentations en contexte réel permettront prochainement d'affiner la synergie de ces différents dispositifs, avec pour ambition finale d'offrir aux athlètes aveugles et malvoyants une plus grande autonomie et de nouvelles opportunités de dépassement de soi.

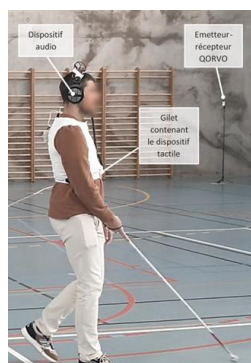


Figure 5. Participant non-voyant suivant un itinéraire virtuel guidé par le dispositif audio et le dispositif tactile.

REMERCIEMENTS

Ces travaux ont été soutenus financièrement par l'ANR, via le projet « SAM-Guide (ANR-216CE33-0011). Nous remercions les étudiants, le personnel de nos établissements, les personnes aveugles et malvoyantes, et leurs associations d'avoir participé à nos essais et contribué aux évaluations.

REFERENCES

- [1] P. Bach-y Rita, C. C. Collins, F. A. Saunders, B. White, and L. Scadden, "Vision substitution by tactile image projection," *Nature*, vol. 221, no. 5184, pp. 963–964, 1969.
- [2] F. Apavou, T. B. Bouchara, and P. Bourdot, "Accessibility of shooting task for blind and visually impaired : A sonification method comparison," in 29th International Conference on Auditory Display (ICAD 2024), 2024.
- [3] T. Ziemer and H. Schultheis, "A psychoacoustic auditory display for navigation," in 24th International conference on auditory displays (ICAD2018), Houghton, MI, 2018, pp. 136–144.
- [4] R. Guarese, E. Pretty, A. Renata, D. Polson, and F. Zambetta, "Exploring audio interfaces for vertical guidance in augmented reality via hand-based feedback," *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 30, no. 5, pp. 2818–2828, 2024.
- [5] X. Hu, A. Song, Z. Wei, and H. Zeng, "Stereopilot : A wearable target location system for blind and visually impaired using spatial audio rendering," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 30, pp. 1621–1630, 2022.
- [6] Y. Liu, N. R. Stiles, and M. Meister, "Augmented reality powers a cognitive assistant for the blind," *ELife*, vol. 7, p. e37841, 2018.
- [7] J. C. Lock, I. D. Gilchrist, I. D. Gilchrist, G. Cielniak, and N. Bellotto, "Experimental analysis of a spatialised audio interface for people with visual impairments," *ACM Transactions on Accessible Computing (TACCESS)*, vol. 13, no. 4, pp. 1–21, 2020.
- [8] C. Fons, S. Huet, D. Pellerin, S. Gerber, and C. Graff, "Moving towards and reaching a 3-d target by embodied guidance : Parsimonious vs explicit sound metaphors," in International Conference on Human-Computer Interaction. Springer, 2023, pp. 229–243.
- [9] C. Fons, S. Huet, D. Pellerin, and C. Graff, "Using fitts' law to compare sonification guidance methods for target reaching without vision," in VISIGRAPP 2024-19th International Joint Conference on Computer Vision, Imaging and Computer Graphics Theory and Applications-HUCAPP, vol. 1. SCITEPRESS-Science and Technology Publications, 2024, pp. 444–454.
- [10] C. Fons, S. Huet, D. Pellerin, and C. Graff, "Refining sonification methods to improve shooting performance and ergonomics for the visually impaired," in ICAD 2025-30th International Conference on Auditory Display (ICAD 2025), 2025.
- [11] I. M. Kamal, M. Salah Abd-elhafeez, and A. Farghal, "Camera-based navigation system for blind and visually impaired people," *Sohag Engineering Journal*, vol. 3, no. 1, pp. 1–13, 2023.
- [12] A. Aladren, G. López-Nicolás, L. Puig, and J. J. Guerrero, "Navigation assistance for the visually impaired using rgb-d sensor with range expansion," *IEEE Systems Journal*, vol. 10, no. 3, pp. 922–932, 2014.
- [13] Z. Chen, X. Liu, M. Kojima, Q. Huang, and T. Arai, "A wearable navigation device for visually impaired people based on the real-time semantic visual slam system," *Sensors*, vol. 21, no. 4, p. 1536, 2021.
- [14] D. Brusnighan, M. Strauss, J. Floyd, and B. Wheeler, "Orientation aid implementing the global positioning system," in Proceedings of the Fifteenth Annual Northeast Bioengineering Conference. IEEE, 1989, pp. 33–34.
- [15] J. M. Loomis, R. G. Golledge, and R. L. Klatzky, "Navigation system for the blind : Auditory display modes and guidance," *Presence*, vol. 7, no. 2, pp. 193–203, 1998.
- [16] J. M. Loomis, J. R. Marston, R. G. Golledge, and R. L. Klatzky, "Personal guidance system for people with visual impairment : A comparison of spatial displays for route guidance," *Journal of visual impairment & blindness*, vol. 99, no. 4, pp. 219–232, 2005.
- [17] J. Blauert, *Spatial hearing : the psychophysics of human sound localization*. MIT press, 1997.
- [18] S. Ferrand, F. Alouges, and M. Aussal, "Binaural spatialization methods for indoor navigation," in Audio Engineering Society Convention 142., 2017.
- [19] S. Ferrand, F. Alouges, and M. Aussal, "An augmented reality audio device helping blind people navigation," in International Conference on Computers Helping People with Special Needs. Springer, 2018, pp. 28–35.

- [20] S. Ferrand, F. Alouges, and M. Aussal, "An electronic travel aid device to help blind people playing sport," *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, vol. 23, no. 4, pp. 14–21, 2020.
- [21] F. A. Geldard, "Adventures in tactile literacy." *American Psychologist*, vol. 12, no. 3, p. 115, 1957.
- [22] F. A. Geldard, "Some neglected possibilities of communication : For some kinds of messages the skin offers a valuable supplement to ears and eyes." *Science*, vol. 131, no. 3413, pp. 1583–1588, 1960.
- [23] E. Faugloire and L. Lejeune, "Evaluation of heading performance with vibrotactile guidance: The benefits of information–movement coupling compared with spatial language." *Journal of Experimental Psychology: Applied*, vol. 20, no. 4, p. 397, 2014.
- [24] J. B. Van Erp and M. H. Verschoor, "Cross-modal visual and vibrotactile tracking," *Applied Ergonomics*, vol. 35, no. 2, pp. 105–112, 2004.
- [25] E. Faugloire, L. Lejeune, M.-A. Rivière, and B. Mantel, "Spatiotemporal influences on the recognition of two-dimensional vibrotactile patterns on the abdomen." *Journal of Experimental Psychology : Applied*, vol. 28, no. 3, p. 606, 2022
- [26] K. Romeo, E. Pissaloux, S.I. Gay, N.-T. Truong, L. Djoussouf. The MAPS: Toward a Novel Mobility Assistance System for Visually Impaired People. *Sensors* **2022**, 22, 3316.
- [27] W. Luo, S. Boudjit, A. Ennaji, K. Romeo and C. Lecomte, "Towards Vehicular Cloud Computing for Assistive Navigation: A Wireless Collaborative Vision Prototype," *2025 14th IFIP/IEEE International Conference on Performance Evaluation and Modeling in Wired and Wireless Networks (PEMWN)*, Paris, France, 2025, pp. 1-8,

Index des auteurs

Alouges François, [221](#)
Archambault Dominique, [77](#)

Babel Marie, [108](#)
Baoueb Eya, [117](#)
Barachin Jim, [145](#)
Barbet Isabelle, [65](#)
Bastogne Thierry, [29](#)
Bault Constance, [187](#)
Ben Jemaa Yousra, [117](#)
Benmansour Mohammed, [181](#)
Berthé Issa, [103](#), [203](#)
Bevilacqua Frédéric, [214](#)
Biret Margo, [158](#)
Bogaert Lucas, [98](#), [103](#), [203](#)
Bouillon Pierrette, [123](#), [137](#)
Bourhis Guy, [181](#)
Bousefsaf Frédéric, [35](#), [71](#)
Brock Anke, [158](#)
Burtin Matthieu, [29](#)

Caire Jean-Michel, [173](#)
Carreras Ophélie, [158](#)
Casteran Matthieu, [29](#)
Chassan Clémence, [173](#)
Circu Silvia, [214](#)
Clanché Fabien, [29](#)
Clodic Aurélie, [158](#)
Combe Théo, [194](#)

David Bastien, [123](#)
Debloos Justin, [77](#)
Demulier Virginie, [152](#)
Deplaud Lucie, [194](#)
Detto Lucas, [29](#)
Di Loreto Ines, [187](#)
Dinet Jérôme, [29](#)
Diourte Adama, [167](#)

Donnez Julien, [98](#), [103](#), [203](#)
Drevelle Vincent, [108](#)
Drogoul Clémence, [65](#)
Ducasse Deborah, [145](#)
Dupire Jérôme, [65](#)
Duveau Hoarau Mickaël, [43](#)

El Fakhry Marie Thérèse, [152](#)
El Ghabi Kaoutar, [35](#)
El Hage Rawad, [87](#)
Encelle Benoît, [56](#), [130](#)
Ennaji Abdellatif, [221](#)

Fakhfakh Sana, [117](#)
Farcy René, [98](#), [103](#), [203](#)
Faugloire Elise, [221](#)
Favey Clément, [98](#), [103](#), [203](#)
Ferrand Sylvain, [221](#)
Fons Coline, [221](#)
Francqueville Clément, [221](#)

Gaborit Mathieu, [49](#)
Gallon Laurent, [158](#)
Gauer Nolwenn, [158](#)
Gerlach Johanna, [137](#)
Graff Christian, [221](#)
Gros Karine, [145](#), [152](#)
Guillet Vivien, [56](#), [130](#)

Hadj Abdelkader Amine, [181](#)
Hansen Clint, [35](#)
Hmedeh Ahmad, [71](#)
Houle Mariève, [43](#)
Hu Tony, [194](#)
Huet Sylvain, [221](#)

Issa Berthé, [98](#)
Izoulet Rémi, [158](#)

Jordan Liam, [98](#), [103](#), [203](#)

Jost Céline, [77](#), [173](#), [187](#)

Kaminski Gwenaël, [158](#)

Kazi Tani Neila Cherifa, [181](#)

Kempa Noémie, [65](#)

Lario Thomas, [152](#)

Le Pévédic Brigitte, [77](#), [173](#), [187](#)

Le Terrier Théo, [108](#)

Lecomte Christele, [221](#)

Lespinet-Najib Véronique, [209](#)

Leurent Martin, [145](#)

Lokietek Maxime, [43](#)

Lopez Krahe Jaime, [49](#)

Lovich Lily, [209](#)

Luo Wenqi, [221](#)

Maaoui Choubeila, [71](#)

Maetzler Walter, [35](#)

Mali Rebeka, [137](#)

Mantel Bruno, [221](#)

Merzouki Rochdi, [92](#)

Mille Alain, [56](#), [130](#)

Mocquet Bertrand, [152](#)

Monacelli Éric, [19](#)

Morère Yann, [29](#), [35](#), [181](#)

Mouratian Anaïd, [145](#)

Ouriel Grynszpan, [21](#)

Passedouet Maflohé, [19](#)

Pellerin Denis, [221](#)

Pigeon Caroline, [43](#)

Pinti Antonio, [87](#)

Piquard-Kipffer Agnès, [167](#)

Pons Olivier, [194](#)

Rifai Ahmad Sarraj, [87](#)

Roig Thomas Roig, [194](#)

Rojbi Anis, [117](#)

Romeo Katerine, [221](#)

Romijnders Robbin, [35](#)

Sadallah Madjid, [56](#), [130](#)

Saint-Bauzel Ludovic, [214](#)

Sharif Yehya, [92](#)

Spechbach Hervé, [123](#)

Sueur Christophe, [92](#)

Tagne Gilles, [92](#)

Thomas Mathieu, [221](#)

Uzan Gérard, [152](#)

Verhuls Eulalie, [194](#)

Virgo Jérémy, [130](#)

Watelain Eric, [87](#)

Zytnicki Jeremy, [167](#)

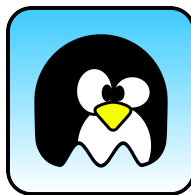
Crédits

Ces actes ont été produits à l'aide des logiciels libres suivants :

- Linux <https://linux.org/> ;
- Python <https://www.python.org/> et l'aide de ClaudeAI <https://claude.ai/> ;
- 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://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 Paris

Dépôt légal : juin 2026

ISBN 978-2-9571218-5-4



Handicap 2026
© IFRATH 2026